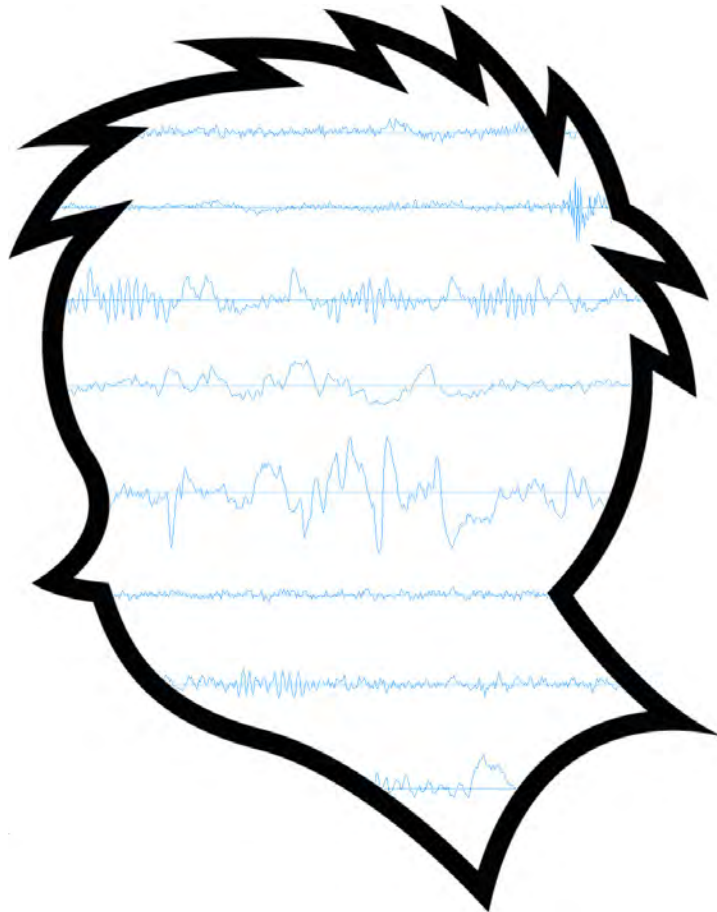


Julius-Maximilians-Universität Würzburg
Fakultät für Physik und Astronomie
Lehrstuhl für Physik und ihre Didaktik

Schriftliche Hausarbeit
im Rahmen zur ersten Staatsprüfung
für das Lehramt an Gymnasien



Physik der Elektroenzephalographie

Konzeption eines Schülerforschungstages

eingereicht von: Markus Feser

Geburtsdatum: 14.02.1989

Anschrift: Mariannahillstraße 06 E04
97074 Würzburg

Geburtsort: Schweinfurt

Fach: Physik

eingereicht am: 01.10.2013

Prüfer: Prof. Dr. Thomas Trefzger

Betreuer: Markus Elsholz

„The brain is a monstrous, beautiful mess. Its billions of nerve cells - called neurons - lie in a tangled web that displays cognitive powers far exceeding any of the silicon machines we have built to mimic it.“

William F. Allman [1, S.3]

Inhaltsverzeichnis

Vorwort	1
A Motivation und zusammenfassender Überblick	3
B Physik der Elektroenzephalographie	5
I Physikalische und biophysikalische Grundlagen der Elektroenzephalographie	5
1 Grundlagen der Neurobiophysik	5
1.1 Physiologie und Elektrophysiologie des Neurons	6
1.2 Potenzialquellen des Elektroenzephalogramms	8
1.3 Synaptische und postsynaptische Erregung	8
2 Entstehungsprozess des Elektroenzephalogramms	13
2.1 Kortikale Feldpotenziale	13
2.2 Kortikale Dipole und Feldpotenzial	15
2.3 Kortikale Feldpotenziale an der Schädeloberfläche und Gleichspannungskomponente des Elektroenzephalogramms	18
3 Ableitungen des Elektroenzephalogramms	21
3.1 Einflüsse elektrischer Widerstände auf die EEG-Messung	21
3.2 Elektrodentechnik	23
3.3 Funktionsprinzip des Differenzverstärkers	25
3.4 Ableitung des EEG-Signals	28
3.5 Elektrodenpositionierung und Ableitprogramme	31
4 Artefakte im Elektroenzephalogramm	35
4.1 Technisch bedingte Artefakte	35
4.2 Augenartefakte	36
4.3 Muskel- und Glossokinetische Artefakte	37
4.4 Herzschlagartefakte	38
5 Auswertung des Elektroenzephalogramms	41
5.1 Amplitudenverhalten	42
5.2 Frequenz und Frequenzbänder von EEG-Wellen	42
5.3 Ausprägung	48
6 Das Schlaf-EEG	51
6.1 Schlafphasen des Menschen	51
6.2 Zeitlicher Verlauf des Schlafes	56
6.3 Potenzialkomplexe im Schlaf-EEG	57

II	Physikdidaktische Aspekte zur Elektroenzephalographie	59
1	Inwieweit kann die Elektroenzephalographie den Physikunterricht berei- chern?	59
2	Elektroenzephalographie in der didaktischen Literatur	63
3	Elektroenzephalographie in Physiklehrplänen der Sekundarstufe II	67
4	Sensoren und Software für den Physikunterricht	73
4.1	Mindwave und OpenViBE	73
4.2	Zeo Personal Sleep Coach und ZeoScope	78
III	Konzeption eines Schülerforschungstages	83
1	Ein Schülerforschungstag als für die Elektroenzephalographie geeignete Lernumgebung	83
2	Fachwissenschaftliche Voraussetzungen der Schüler	85
3	Aufbau des Schülerforschungstages	87
4	Das Schülerworkbook	91
5	Konzeption und didaktische Kommentare zur Einleitung in den Schüler- forschungstag	95
6	Konzeption und didaktische Kommentare zu den einzelnen Stationen	99
6.1	Station I: Entstehungsprozess des Elektroenzephalogramms	99
6.2	Station II: Einflüsse elektrischer Widerstände auf die EEG-Messung	103
6.3	Station III: Elektrodentechnik	107
6.4	Station IV: Verstärkertechnik und Ableitung eines EEG-Signals	111
6.5	Station V: Artefakte im Elektroenzephalogramm	118
6.6	Station VI: Auswertung des Elektroenzephalogramms	121
6.7	Station VII: Das Schlaf-EEG	125
7	Abschluss des Schülerforschungstages	129
C	Fazit und abschließende Bemerkungen	131
D	Anhang	133
D.1	Präsentationsfolien der Einführungsphase des Schülerforschungstages	133
D.2	Das Schülerworkbook als Blankovariante	153
D.3	Ausgefüllte Mustervariante des Schülerworkbooks	195
D.4	Vorlage der Hirnrindenskizze für Versuch I.2	237
D.5	Liste der digitalisierten Anhänge	239
E	Literaturverzeichnis	241
E	Eigenständigkeitserklärung	249

Vorwort

Die vorliegende schriftliche Hausarbeit ist während meines Lehramtsstudiums der Physik und Mathematik (modularisiert) an der Universität Würzburg im Rahmen der Zulassung zur ersten Staatsprüfung für das Lehramt an Gymnasien entstanden. Zu Beginn der Arbeit möchte ich meinen Dank an all jene Personen aussprechen, die mich bei der Verwirklichung und Vollendung dieser unterstützt haben.

So danke ich zunächst dem Betreuer meiner Arbeit, Herrn Markus Elsholz, der großen Anteil am Gelingen dieser Arbeit hatte. Er hatte während der gesamten Zeit immer ein offenes Ohr für meine Fragen. Für die vielzähligen Hilfestellungen und Anregungen, sowie die tief greifenden Diskussionen sei ihm herzlich gedankt. Selbiges gilt für den Prüfer meiner Arbeit, Herrn Prof. Dr. Thomas Trefzger, der mir insbesondere viel kreativen Freiraum bei der Ausgestaltung meines Themas ließ, mir gleichzeitig aber stets mit Rat und Tat zur Seite stand.

Weiterhin danke ich Frau Katrin Löffler, die mir beim Umbau und der Inbetriebnahme der EEG-Geräte mehr als nur eine große Hilfe war, sowie Frau Denise Fischer, die immer zur Stelle war, wenn ich Hilfe beim Aufbau und der Entwicklung der Experimente für den Schülerforschungstag in den Sammlungen der Physikdidaktik und dem M!ND-Center der Universität Würzburg benötigte.

Ferner danke ich herzlich meinen Eltern, insbesondere meiner Mutter, für das Korrekturlesen dieser Arbeit.

Anmerkungen zum Arbeiten mit diesem Text:

Zum Lesen dieser schriftlichen Hausarbeit seien einleitend einige Anmerkungen gemacht, die dem Leser das Arbeiten mit dem Text vereinfachen sollen:

Aus Gründen der besseren Lesbarkeit wird auf die gleichzeitige Verwendung männlicher und weiblicher Sprachformen verzichtet. Sämtliche Personenbezeichnungen gelten gleichwohl für beiderlei Geschlecht. In Ausnahmefällen wird explizit darauf hingewiesen, ob männliche oder weibliche Personen gemeint sind. Aus selbigen Grund wurde eine in didaktischen Arbeiten eher unübliche nummerierte Zitiertechnik verwendet, sowie die Arbeit in mit lateinischen Großbuchstaben nummerierte Textsektionen, mit römischen Zahlen nummerierte Kapitel, sowie mit arabischen Zahlen nummerierte Abschnitte und Unterabschnitte gegliedert. Ferner wurden zur besseren Überprüfung der Quellenangaben diese, falls dies sinnvoll möglich war, um die zugehörigen Seitenzahlen in der entsprechenden Literatur ergänzt.

Weiterhin sind, um die Einarbeitung in die fachwissenschaftliche Theorie speziell Kapitel I zu erleichtern, zentrale, für die Elektroenzephalographie und Neurobiophysik gebräuchliche Fachbegriffe farblich im Text hervorgehoben.

Das Schülerworkbook, dass für den im Rahmen dieser Arbeit konzipierten Schülerforschungstag entwickelt wurde, besitzt eine eigene Seitennummerierung und ist in den Anhängen D.2, D.3 und D.5 sowohl als Blanko-, wie auch als ausgefüllte Mustervariante zu finden. Daher sind, um nicht auf jeden dieser Anhänge einzeln verweisen zu müssen, insbesondere die in Kapitel III angegebenen Seitenzahlen bei Querverweisen auf das Schülerworkbook als die tatsächlichen Seitenzahlen in diesem Workbook zu verstehen.

Falls nicht anders gekennzeichnet, sind Abbildungen und Tabellen selbst erstellt. Screenshots von verwendeten Programmen wurden, falls notwendig, nachbearbeitet. Bei Tabellen wurde eine zusätzliche Beschriftung unterlassen, da diese sich stets auf den ihnen vor- bzw. nachstehenden Text beziehen. Analog wurden ausführliche Abbildungsbeschreibungen verzichtet und die Abbildungen stattdessen lediglich mit einer Kurzbenennung bzw. -beschreibung versehen. Von einer Benummerung der wenigen vorhandenen Formelzusammenhänge wurde zudem abgesehen.

Bei den verwendeten EEG-Geräten handelt es sich nicht um professionelle Gerätschaften. Die im Rahmen dieser Arbeit aufgenommen Messkurven sind daher weder zur medizinischen Diagnostik oder Behandlung bestimmt noch geeignet.

Bei Verweisen auf Internetseiten bzw. im Internet veröffentlichte digitalisierte Literatur werden nach Möglichkeit der Herausgeber der Seite, sowie die URL-Adresse mit einem Zeitraum, in dem die Seite aufgerufen wurde, im Literaturverzeichnis angegeben. Allerdings kann keine Garantie dafür gegeben werden, dass diese Internetquellen immer noch verfügbar sind. Generell ist es zudem ratsam, die im Internet gefundenen Fakten stets besonders kritisch zu betrachten.

Würzburg,
im September 2013

Markus Feser

A Motivation und zusammenfassender Überblick

Hans Berger gilt aufgrund seiner Veröffentlichung „Das Elektrenkephalogramm des Menschen“ von 1929 als der Begründer der Elektroenzephalographie, einer prominenten diagnostischen Methode, die aus der heutigen medizinischen Praxis nicht mehr wegzudenken ist. Aus dieser Arbeit stammt auch folgende bekannte Charakterisierung des Elektroenzephalogramms, welches Berger damals noch Elektrenkephalogramm nannte:

„Ich glaube also in der Tat, das Elektrenkephalogramm des Menschen gefunden und hier zum ersten Mal veröffentlicht zu haben. Das Elektrenkephalogramm stellt eine fortlaufende Kurve mit ständigen Schwankungen dar, an der man, wie schon immer wieder hervorgehoben, die großen Wellen erster Ordnung mit einer Durchschnittsdauer von 90σ [Millisekunden] und die kleineren Wellen zweiter Ordnung von durchschnittlich 35σ unterscheiden kann. Die größeren Ausschläge haben einen Wert von im Höchstmaß 0,00015-0,0002 Volt.“

[25, S.567]

Bergers Beschreibung des Elektroenzephalogramms in diesem Zitat lässt bereits erahnen, dass die Elektroenzephalographie keine rein medizinische Thematik darstellt, sondern einen hohen Anteil physikalischer Teilaspekte, insbesondere aus dem Bereich der klassischen Elektrizitätslehre, umfasst. Aus Sicht der Physikdidaktik bietet die Elektroenzephalographie damit einen attraktiven Kontext, um z. B. elektrische Felder im Unterricht zu behandeln.

Die vorliegende Arbeit soll einen ersten Vorschlag einer geeigneten didaktischen Aufarbeitung der Elektroenzephalographie für den Physikunterricht der Sekundarstufe II darstellen und gliedert sich in drei Kapitel. Kapitel I beschäftigt sich den physikalischen und biophysikalischen Grundlagen der Elektroenzephalographie. Dabei werden neben dem biophysikalischen Entstehungsprozess des Elektroenzephalogramms und verschiedener Aspekte der der Elektroenzephalographie zugrundeliegenden Elektroden- und Verstärkertechnik, auch Details zur Auswertung typischer EEG-Kurven, sowie deren Unterscheidung von sog. Artefakten, thematisiert. Nach dieser fachwissenschaftlichen Betrachtung wird die Elektroenzephalographie im zweiten Kapitel unter speziell physikdidaktischen Gesichtspunkten analysiert. In diesem Zusammenhang wird zunächst die Frage geklärt, inwieweit die Elektroenzephalographie den Physikunterricht bereichern kann, bevor auf verschiedene didaktische Veröffentlichungen, sowie die Einordnung des Elektroenzephalogramms in

verschiedene gültigen Physiklehrpläne der Sekundarstufe II in der Bundesrepublik Deutschland eingegangen wird. Abschließend werden zwei aktuell verfügbare EEG-Geräte vorgestellt, die sich aus verschiedenen Gründen auch für den Einsatz im Physikunterricht eignen. In Kapitel III schließlich wird die Konzeption eines Schülerforschungstages zur Elektroenzephalographie für das M!ND-Center der Universität Würzburg als Vorschlag einer konkreten, schülergerechten Aufbereitung der Elektroenzephalographie dargestellt. Bevor dabei auf die fachwissenschaftlichen Voraussetzungen an die teilnehmenden Schüler, die Makrostruktur des geplanten Ablaufs des Schülerforschungstages, sowie das die Schüler während des Forschungstages begleitende Schülerworkbook eingegangen wird, wird vorweg die Frage geklärt, warum ein Schülerforschungstag zur Thematisierung der Elektroenzephalographie eine besonders geeignete Lernumgebung darstellt. Dem folgt eine ausführliche Beschreibung und didaktische Kommentierung der insgesamt acht Etappen des Schülerforschungstages und abschließend eine kurze Bemerkung darüber, wie der Forschungstag im Rahmen einer Abschlussrunde sinnvoll beendbar erscheint.

B Physik der Elektroenzephalographie

I Physikalische und biophysikalische Grundlagen der Elektroenzephalographie

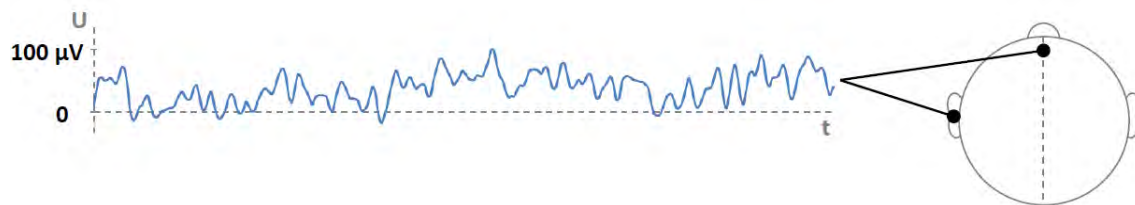


Abbildung 1: Roh-EEG-Kurve einer 23-jährigen männlichen Versuchsperson

Abbildung 1 zeigt eine im Zeitintervall von 1,5 s aufgezeichnete und ungefilterte EEG-Kurve einer 23-jährigen männlichen Versuchsperson. Bei der Betrachtung dieser Kurve ergeben sich für den Physikunterricht interessante Fragestellungen, wie *was ist die Ursache der gemessenen Spannungsschwankungen, wie funktioniert die Messtechnik und welche Art von Messfehlern können auftreten*, sowie die Frage nach einer sinnvollen Auswertung. In den nun nachfolgenden Abschnitten soll eine gezielte, in Hinblick auf die in Kapitel II und III gemachten didaktischen Überlegungen, Auswahl dieser Fragen beantwortet werden.

1 Grundlagen der Neurobiophysik

Was genau wird bei der Elektroenzephalographie gemessen? So oder so ähnlich mag eine der ersten Fragestellungen lauten, die einem bei Betrachtung von Abbildung 1 in den Sinn kommt. Eine eher unbefriedigende Antwort hierauf wäre *die Summe der elektrischen Aktivitäten im Gehirn*. Genauer betrachtet werden hier Schwankungen von Spannungsdifferenzen, die an der Kopfoberfläche abgegriffen werden, gemessen, die ihren Ursprung in elektrophysiologischen Prozessen innerhalb der Hirnrinde (**Kortex**) haben [4, S.7]. Um diese Prozesse begreifen zu können, bedarf es zunächst eines neurowissenschaftlichen Grundwissens, speziell aus dem Bereich der Neurobiophysik. Es sei darauf hingewiesen, dass es in den Neurowissenschaften allgemein üblich ist, biologisch bedingte elektrische Spannungen kurz als Potenziale zu bezeichnen, was hier, um eine gewissen Konformität zur Literatur herzustellen, auch beibehalten bleiben soll.

1.1 Physiologie und Elektrophysiologie des Neurons

Basiseinheit des Nervengewebes des Gehirns sind Zellen besonderen Zelltyps, die sog. **Neuronen**. Ihr zentrales, sie von anderen Zelltypen unterscheidende Merkmal, ist die Fähigkeit des Neurons elektrische Impuls weiterleiten zu können [6, S.1].

Abbildung 2 a zeigt den typischen Aufbau eines Neurons. Es besteht aus einem Zellkörper (Soma) mit großem Zellkern (Nucleus) von dem mehrere kurze Fortsätze, die **Dendriten** und ein langer Fortsatz, das sogenannte **Axon**, ausgehen. Das Axon leitet einen elektrischen Impuls vom Zellkörper zur **Synapse** weiter, diese wiederum leitet den Impuls an Dendriten eines sich anschließenden Neurons. Wie in Abbildung 2 c dargestellt, „liegen meist mehrere Synapsen von verschiedenen Zellen an einem Zellkörper an. Auch sind die meisten Axone verzweigt und bilden Synapsen mit mehreren Zellen“ [6, S.2]. Zudem gibt es viele unterschiedliche Typen von Neuronen, die sich sowohl in Funktion als auch Aufbau jeweils voneinander unterscheiden können. Die Abbildung 2 b zeigt einige der am häufigsten vorkommenden Neuronentypen.

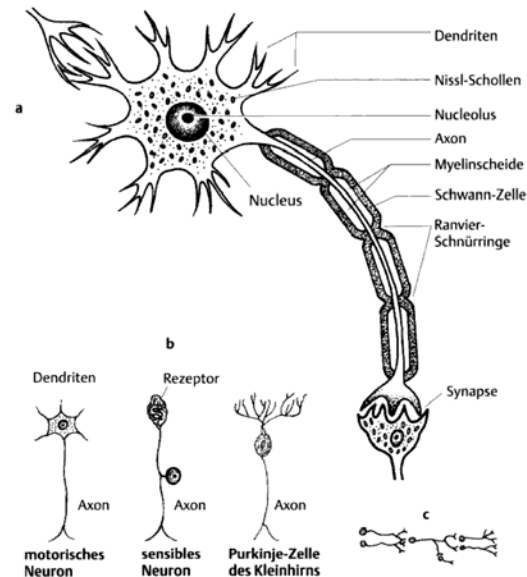


Abbildung 2:
Aufbau eines Neurons [6, S.2]

Die Axonen fast aller Neurone sind von einer Myelinschicht umgeben, von deren Dicke die Ausbreitungsgeschwindigkeit eines elektrischen Impulses abhängt, wobei marklose Axone, also Axone ohne eine Myelinschicht, neuronale Signale besonders langsam leiten [6, S.3]. Die Myelinschicht ist aber keineswegs eine auf der gesamten Länge des Axons kontinuierliche Schicht. An den sogenannten Ranvier-Schnürringen, die in einem bestimmten Abstand angeordnet sind, bildet sich keine Myelinschicht aus, die Zellmembran des Axon liegt hier also frei [6, S.3]. Die Zellmembran selbst ist eine dünne Lipiddoppelschicht an der Membranpotenziale, also elektrische Potenzialdifferenzen zwischen **intra- und extrazellulärem Raum**, auftreten. Ihre Ursache ist eine geringfügige Verschiebung von Ladungsträgern, vorwiegend von K^{+} - und Na^{+} -Ionen, zwischen intra- und extrazellulärem Raum über **Ionen-Kanäle und -Pumpen** in der Zellmembran [3, S.35-37]. Für die elektrophysiologischen Prozesse innerhalb eines Neurons sind insbesondere sog. Ruhe- und Aktionspotenziale von entscheidender Bedeutung, daher sollen diese, kurz erläutert werden:

Das Potenzial einer ruhenden, also nicht erregten Nervenzelle, das einen konstanten Wert von ca. -90 mV besitzt, nennt man **Ruhepotenzial**. Es ist in erster Linie ein Diffusionspotenzial, ausgelöst durch eine Diffusion von K^+ -Ionen, für die die Zellmembran des Axons besonders permeable ist [3, S.36]. Ebenso besteht eine geringfügige aber nicht zu vernachlässigende Permeabilität der Zellmembran bezüglich Na^+ -Ionen. „Es resultiert ein passiver Einstrom von (wenigen) Na^+ -Ionen, wodurch das Ruhepotenzial weniger negativ wird. Diese Schwächung des Potenzialgradienten bedingt einen ständigen Verlust von K^+ -Ionen.“ [3, S.37] Die zudem vorhandenen Ionen-Pumpen, die Na^+ -Ionen aus der Zelle und K^+ -Ionen in das Zellinnere transportieren, sorgen jedoch dafür, dass das konstante Ruhepotenzial aufrecht erhalten bleibt [3, S.37].

Aktionspotenziale hingegen sind zeitlich beschränkte, charakteristische Abweichungen des Membranpotenzials eines Axons von seinem Ruhepotenzial U_0 , wie in Abbildung 3 skizzenhaft dargestellt. Ausgelöst wird dieses durch einen Reiz, welcher das Membranpotenzial auf etwa -60 mV erhöht [3, S.37]. Es beginnt dann der sogenannte Aufstrich, der das Potenzial bis ins Positive auf einen Wert von zirka $+30\text{ mV}$ schlagartig verschiebt [3, S.37]. Ursache hierfür ist eine kurzfristige Erhöhung der Membranleitfähigkeit für Na^+ -Ionen g_{Na} und der daraus resultierende Einstrom von Na^+ -Ionen ins Zytoplasma [3, S.39]. Mit dem Rückgang dieser Leitfähigkeit und dem gleichzeitig eingeleiteten Anstieg der Membranleitfähigkeit für K^+ -Ionen g_K , die zu einem stärkeren K^+ -Ausstrom führt, beginnt mit der Repolarisation die Rückkehr zum Ruhepotenzial [3, S.39]. Vor dieser vollständigen Rückkehr zum Ausgangszustand kommt es jedoch zu einer kleineren Nachschwankung unter den Wert des Ruhepotenzials, die man hyperpolarisierendes Nachpotenzial nennt. Die Erklärung hierfür liegt darin, dass K^+ -Leitfähigkeit der Zellmembran am Ende des Aktionspotenzials noch immer erhöht ist und sich dadurch das Membranpotenzial insgesamt dem Kaliumgleichgewichtspotenzial stärker annähert als gewöhnlich [3, S.39]. Wird zu Beginn die Schwelle von -60 mV jedoch nicht überschritten, so wird auch kein Aktionspotenzial ausgelöst. Man spricht daher auch vom **Alles-oder-nichts-Gesetz der Erregung** [3, S.37].

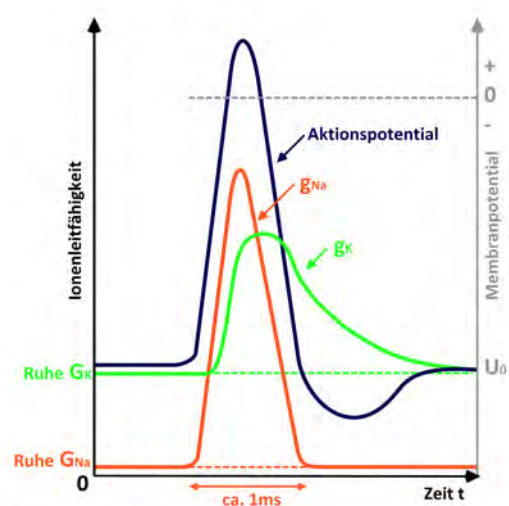


Abbildung 3: Zeitlicher Verlauf eines Aktionspotenzials [28, S.2]

1.2 Potenzialquellen des Elektroenzephalogramms

In den Anfängen der Elektroenzephalographie wurden die an der Schädeloberfläche gemessenen Potenzialschwankungen als Superposition der Aktionspotenzialen gleichzeitig aktiver Hirnneuronen interpretiert [9, S.2]. Diese Interpretation wurde allerdings sehr bald verworfen, da diese zum einen die mitunter sehr langsamen EEG-Schwankungen nicht erklären konnte und zum anderen zeigten weitere Untersuchungen, dass die Potenzialschwankungen außerhalb der Zellmembran eines Neurons, ausgelöst durch ein Aktionspotenzial, bereits in einer Entfernung von wenigen Mikrometern kaum noch nachgewiesen werden können [9, S.2]. Die Aktionspotenziale der Hirnneuronen können damit **nicht** die primäre Ursache für die in der Elektroenzephalographie gemessenen Potenzialschwankungen sein bzw. die Quelle der im Elektroenzephalogramm gemessenen Potenzialschwankungen muss eine andere Natur haben [9, S.2].

Wie bereits erwähnt sind die Neuronen im Gehirn, über Synapsen, miteinander verbunden, wodurch eine Kommunikation zwischen den einzelnen Nervenzellen erst ermöglicht wird. Auch bei der synaptischen Erregungsübertragung kommt es zu räumlich und zeitlich beschränkten Potenzialschwankungen, die im Nachfolgenden genauer erläutert werden sollen, da sich diese als die tatsächliche Ursache der im Elektroenzephalogramm aufgezeichneten Signale erwiesen haben.

1.3 Synaptische und postsynaptische Erregung

Bevor nun die eigentlichen Erregungsübertragung an einer Synapse beschrieben wird, sei erwähnt, dass es prinzipiell zwei verschiedene Typen von Synapsen gibt: Chemische Synapsen, die eine Erregung mittels eines rein chemischen Prozesses übertragen, sowie elektrische Synapsen. Da sich im menschlichen Nervensystem überwiegend chemische Synapsen [20, S.93] befinden, soll im Folgenden allerdings nur der erste Fall betrachtet werden.

Die Erregungsübertragung an einer chemischen Synapse ist einfach erklärt (vergleiche hierzu auch Abbildung 4) [20, S.94]: Erreicht ein über das Axon geleitetes Aktionspotenzial die **Präsynapse**, so kommt es durch Öffnung spezifischer Ionenkanäle zunächst zu einer erhöhten Durchlässigkeit der **präsynaptischen Membran** für Ca^{2+} -Ionen. Der hieraus resultierende Einstrom von Calciumionen in den intrazellulären Bereich hat eine Bewegung synaptischer Bläschen (Vesikel) in Richtung der präsynaptischen Membran zur Folge. Die Vesikel speichern für die Zelle spezifischen Transmittermoleküle (Tr) und setzen diese bei Erreichen der präsynaptischen Membran in den **synaptischen Spaltraum** frei. Die Transmittermoleküle diffundieren

durch den zirka 20 nm großen Spaltraum und werden anschließend kurzzeitig an den Rezeptoren (Rz) der **subsynaptischen Membran** gebunden, was dort eine temporäre Öffnung bestimmter Ionenkanäle und -pumpen zur Folge hat. Es kommt zu einem Ein- bzw. Ausstrom der für diese Kanäle spezifischen Ionen, wodurch sich letztendlich das subsynaptische Ruhemembranpotenzial ändert.

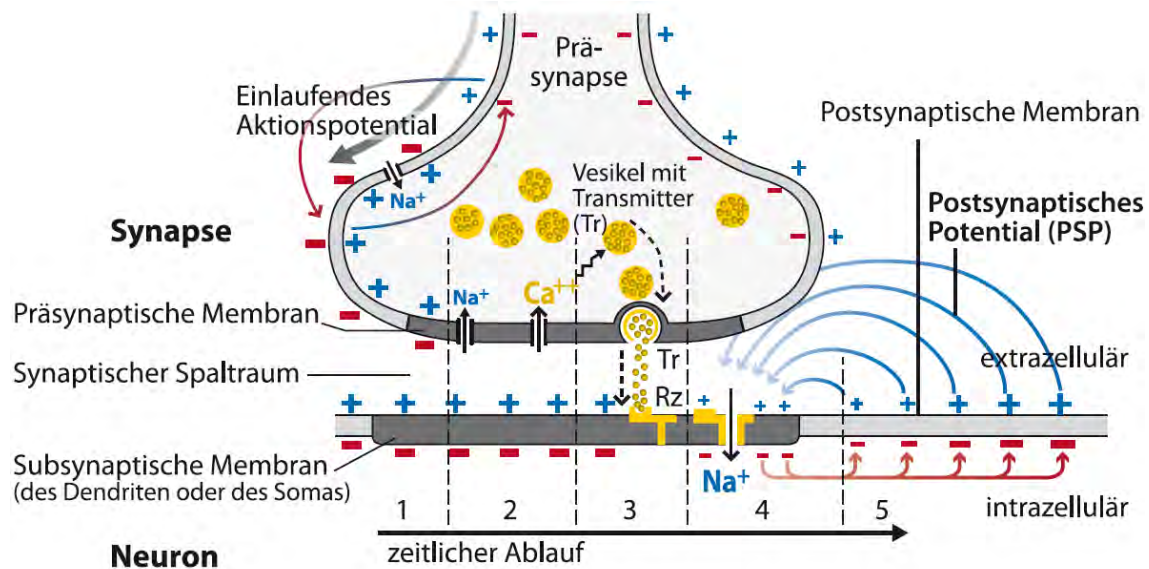


Abbildung 4: Schematische Darstellung des zeitlichen Ablaufs des Erregungsübertrags an einer exzitatorischen Synapse [9, S.3]

Je nachdem, welche Ionenkanäle bzw. -pumpen durch den chemischen Prozess der Transmitter-Rezeptor-Bindung geöffnet werden, unterscheidet man zwischen Synapsen, die eine erregende (**exzitatorische**) oder eine hemmende (**inhibitorische**) Wirkung haben [9, S.1]. Abbildung 4 zeigt den Erregungsübertrag an einer exzitatorischen Synapse. Im Großhirn ist bei dieser Form von Synapse Glutamat das überwiegende Transmittermolekül [9, S.4]. Durch dessen Bindung an die Rezeptoren der subsynaptischen Membran kommt es vorwiegend zu einer Öffnung von Na⁺-Kanälen, was eine Dominanz des Na⁺-Einstrom zur Folge hat. Das Resultat dieses Ionen- transports ist eine Depolarisation der subsynaptischen Membran durch Erhöhung der Anzahl positiver Ladungsträger an der Innenseite der Zellmembran, bei gleichzeitiger Verminderung dieser an deren Außenseite. Dies impliziert eine Erhöhung des subsynaptischen Ruhemembranpotenzials, wodurch letztendlich die Auslösung eines Aktionspotenzials im Axon des nachgeschalteten Neuron begünstigt ist (siehe unten), der Prozess also insgesamt eine erregende Wirkung hat [20, S.100-102]. Insbesondere kann man auch sagen, was im Folgenden noch von Bedeutung sein wird, dass durch das Wirken einer exzitatorischen Synapse die subsynaptische Membran

des nachgeschalteten Neurons, in Relation zur übrigen Zellmembran, negativer geladen wird [9, S.4].

Bei einer inhibitorischen Synapse geschieht in gewisser Weise der zur exzitatorischen Synapse inverse Effekt. Die freigesetzten Transmittermoleküle, hier Gamma-Aminobuttersäure [9, S.4], bewirken durch ihre Bindung an die Rezeptoren der subsynaptischen Membran vorwiegend die Öffnung von K^+ -Pumpen sowie Cl^- -Kanälen, wohingegen Na^+ -Kanäle geschlossen bleiben [20, S.104-105]. Es kommt zu einem Ausstrom von K^+ -Ionen aus dem Zellinneren (vgl. Abbildung 5), sowie einen Einstrom von Cl^- -Ionen in den intra-

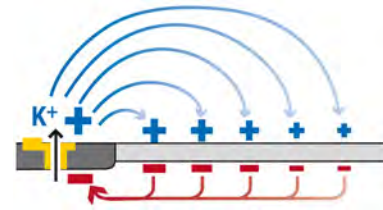


Abbildung 5: Schematische Darstellung eines K^+ -Ionenkanals [9, S.3]

zellulären Bereich des nachgeschalteten Neurons. Folglich kommt es damit zu einer Absenkung des Ruhemembranpotenzials, die sich bis zum Axon des nachgeschalteten Neurons fortsetzt, was die Auslösung eines Aktionspotenzials im nachgeschalteten Neuron erschwert (siehe unten), die Wirkung auf die Erregung also insgesamt hemmend ist [20, S.105]. Insbesondere wird bei diesem Vorgang die äußere Seite der subsynaptische Membran durch das Ausströmen von K^+ -Ionen aus bzw. das Einstömen von Cl^- -Ionen in das Zellinnere, im Vergleich zur übrigen Zellmembran des nachgeschalteten Neurons, positiver geladen [20, S.105].

Wie aus Abbildung 4 (Zeitabschnitt 5) bzw. 5 deutlich wird, führt die im Bereich der Synapse induzierte lokale Änderung des subsynaptischen Membranpotenzials zu einer Änderung des Potenzials der daran anschließenden Zellmembranabschnitte, die im Folgenden als **postsynaptische Membran** und die elektrische Potenzialdifferenz zwischen subsynaptischer und postsynaptischer Membran als **postsynaptisches Potenzial** bezeichnet werden [9, S.5]. Diese Potenzialdifferenz erzwingt längs der postsynaptischen Membran zueinander gegenläufige Ionenströme innerhalb und außerhalb des nachgeschalteten Neurons [9, S.5]. Dieser Vorgang ist rein passiver Natur, d. h. es werden keine neuen Ionen-Kanäle und Pumpen in der postsynaptischen Membran geöffnet oder geschlossen [9, S.5]. Bei exzitatorischen Synapsen kommt es dadurch zu einer partiellen Depolarisation (Abbildung 4) bzw. bei inhibitorischen Synapsen zu einer partiellen Hyperpolarisation (Abbildung 5) der postsynaptischen Membran. Um diese zwei Fälle voneinander zu unterscheiden, werden die entsprechenden Potenziale als **exzitatorische postsynaptische Potenziale** (EPSP) bzw. **inhibitorische postsynaptische Potenziale** (IPSP) bezeichnet [9, S.5]. Da es sich bei postsynaptischen Potenzialen allerdings um eine eher kurzlebige Phänomen handelt (in etwa 10-100 ms [9, S.5]), die aber dennoch, wie aus wie aus Abbildung 3 deutlich wird, deutlich langlebiger sind als Aktionspotenziale, sei darauf hingewie-

sen, dass es sich bei den Ionenströmen eher um eine pulsartige Bewegung der Ionen durch das Gewebe handelt. Insbesondere stellen Gewebestrukturen, durch die sich die Ionen bewegen, (ohmsche) Widerstände dar, die daher die weitere Ausbreitung des postsynaptischen Potenzials beschränken [9, S.5]. Erreicht das postsynaptische Potenzial das Axon des nachgeschalteten Neurons, so kommt es bei exzitatorisch postsynaptischen Potenzialen zu einer Erhöhung bzw. bei inhibitorisch postsynaptischen Potenzialen zu einer Absenkung des Membranpotenzials, wodurch letztendlich die Auslösung eines neuen Aktionspotenzials nach dem Alles-oder-nichts-Gesetz der Erregung angeregt oder gehemmt wird (vgl. hierzu Abschnitt I.1.1).

2 Entstehungsprozess des Elektroenzephalogramms

Nachdem in Abschnitt I.1 elementare Grundlagen der Neurobiophysik aufgezeigt wurden, soll sich der Fokus nun auf die elektrischen Prozesse in der Hirnrinde, die für das Elektroenzephalogramm verantwortlich, richten. Um den Rahmen dieser Arbeit nicht zu überstrapazieren und um sich nicht zu weit von der Biophysik in Richtung der Biologie zu entfernen, sind alle Betrachtungen in Abschnitt I.2, falls nicht explizit anders vermerkt, auf den Bereich des Kortex beschränkt. Insbesondere kann aufgrund dieser Einschränkung auf eine Erklärung der rhythmischen Struktur einer EEG-Kurve nur oberflächlich eingegangen werden, da deren Ursache in tiefer liegenden Hirnregionen zu finden ist und zudem diese bis heute noch nicht vollständig geklärt bzw. Bestandteil aktueller Forschung ist [9, S.2].

2.1 Kortikale Feldpotenziale

Wie in Abschnitt I.1.3 erläutert kommt es aufgrund postsynaptischer Potenziale in den Spalten des extrazellulären Raumes zu Ladungsträgerverschiebungen. Diese bleiben aber nicht allein auf den Bereich unmittelbar um die postsynaptische Membran beschränkt, sondern breiten sich vielmehr allmählich über einen ganze Anteil des Hirnvolumens aus, wie in Abbildung 6 schematisch für die Bewegung positiver Ladungsträger durch Einwirken eines exzitatorisch postsynaptischen Potentials dargestellt (S steht hierbei für Synapse und AP für Aktionspotential) [9, S.7]. Negative Ladungsträger zeigen ein analoges Verhalten, ihre Bewegungsrichtung ist lediglich zu der der positiven Ionen gerade entgegengesetzt gerichtet.

Die Ladungsträgerverschiebung in den extrazellulären Spalten ist aus physikalischer Sicht nichts anderes als ein elektrischer Strom I . Nach dem Ohmschen Gesetz fallen an Gewebewiderständen, die man sich vorstellen kann als ein komplex verflochtenes Netzwerk ohmscher Widerstände, in dem sich Spannung und Stromstärke gemäß den Kirchhoffschen Gesetzen verhalten, elektrische Spannungen bzw. Potenzialdifferenz ΔU ab, wie beispielsweise in Abbildung 6 die Spannung ΔU_1 am symbolisch angedeuteten Gewebewiderstand R [9, S.6]. Da elektrische Ströme stets den Weg des geringsten Widerstandes bevorzugen und die Gewebewiderstände unterschiedliche Größe aufweisen, sorgt dies insgesamt dafür, dass sich der Ionenstrom über einen großen Bereich des extrazellulären Raumes ausbreitet [9, S.6]. Ausgehend von einem bestimmten Neuron entsteht damit im Kortexgewebe ein ganzer Bereich, in dem, durch geeignete Ableitung, elektrische Potenzialdifferenzen abgegriffen werden können [9, S.6], aus physikalischer Sicht also ein elektrisches Feld, dass durch die Ladungsträgerverschiebung, ausgelöst durch synaptische Erregung und den ohmschen

Widerständen des Hirngewebes bestimmt wird. Die elektrischen Potenziale dieses Feldes werden als **kortikale Feldpotenziale** bezeichnet [9, S.6].

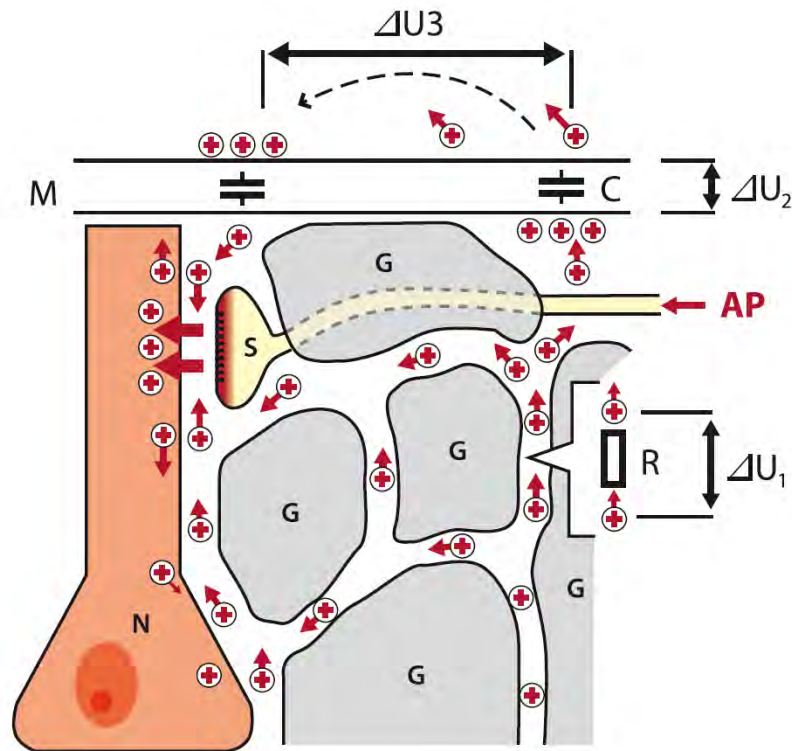


Abbildung 6: Bewegung positiver Ladungsträger im postsynaptischen Bereich einer exzitatorisch wirkenden Synapse [9, S.7]

Die durch postsynaptische Potenziale ausgelösten Ionenströme im Gehirn erreichen allerdings nicht die Kopfoberfläche, an der die EEG-Elektroden platziert werden, denn zwischen Gehirn und Kopfoberfläche liegen Membran- bzw. Gewebestrukturen (in Abbildung 6 mit *M* bezeichnet), wie Hirnhäute, der Schädelknochen oder die Kopfhaut, die einen sehr hohen Gleichstromwiderstand aufweisen [9, S.6]. Physikalisch modellieren lassen sich diese Strukturen allerdings wie elektrische Kondensatoren, welche sich durch Ionenströme im Gehirn unterschiedlich laden und entladen können oder anders ausgedrückt, es baut sich zwischen den fiktiven Kondensatorplatten eine Spannung (wie z. B. in Abbildung 6 ΔU_2) auf [9, S.6-7]. Dies sorgt letztendlich dafür, dass sich kortikale Feldpotenziale bis zur Schädeloberfläche ausbreiten können [9, S.6]. Diese kortikalen Feldpotenziale oder genauer gesagt die Superposition einer Vielzahl kortikale Feldpotenziale, die jeweils aus einer postsynaptischen Erregung hervorgehen, sind nun genau jene Potenziale, welche von den Elektroden eines EEG-Geräts, als elektrische Potentialdifferenz zwischen zwei Punkten (ΔU_3 in Abbildung 6) der Schädeloberfläche gemessen werden [9, S.7].

In Abbildung 6 bezeichnet der Buchstabe G die sog. [Gliazellen](#). Diese Zellen sind im zentralen Nervensystem fünfmal häufiger als Neuronen zu finden und haben neben einer gewebestabilisierenden Funktion, die Aufgabe, den Stofftransport im Nervengewebe zu kontrollieren, insbesondere die Regulation der Ionenkonzentration im extrazellulären Raum [9, S.14-15]. Aus den bisherigen Betrachtungen ist es nicht verwunderlich, dass es einen Beitrag der Gliazellen am Entstehungsprozess kortikaler Potenziale gibt [9, S.14-17]. Dieser Prozess ist allerdings bis heute noch nicht vollständig geklärt (vgl. [9, S.7]) und soll daher in den nachfolgenden Betrachtungen vernachlässigt werden.

2.2 Kortikale Dipole und Feldpotenzial

Alle bisherigen Ausführungen zur Ursachen der im Elektroenzephalogramm registrierten Potenzialdifferenzen waren rein membranbiophysikalischer Natur. Ein weiterer Modellierungsansatz besteht nun darin, kortikale Feldpotenziale als Superpositionspotenziale von elektrischen Dipolen, die sich im Gehirngewebe aufgrund neuronaler Prozesse ausbilden und zeitlich verändern, zu betrachten [9, S.7-10]. Hierdurch wird, wie im Folgenden noch deutlich wird, der Entstehungsprozess des Elektroenzephalogramms zum einen übersichtlicher und einfacher verständlich, zum anderen werden bestimmte Aspekte des Elektroenzephalogramms erst durch diese Dipolinterpretation plausibel.

Wie in Abschnitt I.1.3 festgestellt wurde, kann das Äußere der postsynaptischen Membran eines einer Synapse nachgeschalteten Neurons durch synaptische Erregung elektrisch positiver bzw. negativer in Bezug auf die übrigen Bereiche der Zellmembran (also die postsynaptische Membran) geladen werden, je nachdem ob die Synapse exzitatorisch oder inhibitorisch wirkt. Im Bereich einer exzitatorischen Synapse entsteht damit aus physikalischer Sicht ein elektrischer Minuspol, während die postsynaptischen Membranabschnitte des Neurons einen Pluspol ausbilden, insgesamt also ein elektrischer Dipol [9, S.7], dessen Betrag sich aufgrund des Ionentransports im extra- und intrazellulären Bereich zeitlich ändert. Analoges gilt für eine inhibitorische Synapse mit entsprechender Vertauschung der Vorzeichen [9, S.8]. Dabei ist zu beachten, dass diese Dipole, entgegen der Dipoldefinition der klassischen Physik, in der einschlägigen Literatur stets in Richtung der negativen Ladung zeigen. Postsynaptische Potenziale, können daher als Feldpotenziale elektrischer Dipole betrachtet werden, wobei deren Feldstruktur durch das das Neuron umgebende Gewebe beeinflusst wird. Da Neuronen eine Vielzahl von Synapsen besitzen, die jede für sich betrachtet bei Erregung einen derartigen Dipol erzeugt, ist damit das kortikale Feldpotenzial **eines** Neurons gerade das elektrische Potenzial des Dipols, der aus

der Superposition der einzelnen postsynaptisch erregten (Teil-)Dipole dieses Neurons hervorgeht [9, S.8]. Die EEG-Elektroden erfassen allerdings nicht das Dipolfeld eines Einzelneurons, sondern das kortikale Feldpotenzial, das aus der Erregung einer Vielzahl von Kortexneuronen hervorgeht. Eine unmittelbare Folge hieraus ist, dass je stärker synaptische Erregungsprozesse an benachbarten Neuronen im Kortex synchron ablaufen, umso stärker ist auch der zugehörige Spannungsaus- schlag im Elektroenzephalogramm, da die entstehenden Dipole der Einzelneuronen zeitgleich auftreten und damit das Superpositionspotenzial betragsmäßig besonders groß werden kann [9, S.8]. Es hat sich unter anderem in Tierexperimenten gezeigt, dass dem Thalamus, der einen Großteil des Zwischenhirns ausmacht und eine starke Vernetzung mit dem Kortex aufweist, für diese synchrone Erregungen eine zentrale Rolle zukommt [4, S.7]. „Die rhythmische Aktivität kleinster Zellgruppenbereiche der spezifischen Thalamuskern synchronisiert die Aktivität kortikaler Bereiche in der Ausdehnung von Quadratmillimetern. Während der Bildung einer Gruppe von Wellen werden benachbarte Orte in den Rhythmus einbezogen“ [18, S.5]. Kurz gesagt: Der Thalamus ist der Schrittmacher synchron ablaufender elektrischer Aktivitäten im Kortex [18, S.5].

Da elektrische Dipole Vektoren sind, ist neben dem Betrag kortikaler Dipole auch deren Richtung für die Elektroenzephalographie entscheidend. Diese Richtung wird, abgesehen vom Vorzeichen, von der räumlichen Struktur bzw. Geometrie der Hirnneuronen bestimmt [9, S.8]. Abbildung 7 zeigt die zwei in der Hirnrinde wesentlichen auftretenden Neuronentypen, [Pyramiden-](#) und [Sternzellen](#) [9, S.8-9]. Pyramidenzellen sind Neuronen, deren Spitzendendriten durch die Hirnrinde senkrecht nach oben verlaufen, bevor sie sich in der obersten Schicht des Kortex verzweigen [9, S.9]. Durch diese Form entstehen in der Hirnrinde senkrecht verlaufende Dipole, die zueinander, bei synchronisierter synaptischer Erregung mehrerer Pyramidenzellen, parallel stehen. Sie sind die für die im Elektroenzephalogramm aufgezeichneten Potenzialschwankungen maßgebenden elektrischen Dipole [9, S.9], obwohl nur zirka ein Drittel

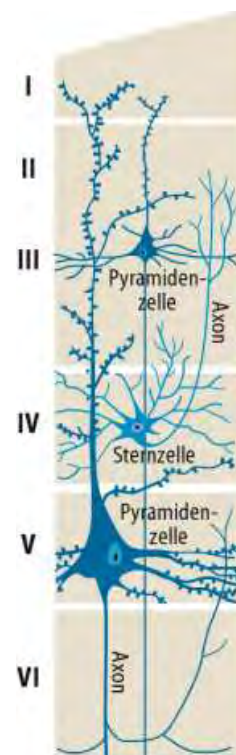


Abbildung 7: Form und Lage von Pyramiden- und Sternzellen in den sechs Kortexschichten [17, S.189]

der Kortexneuronen eine derart räumliche Struktur besitzen. Sternzellen, die mehrheitlich vorkommenden Kortexneuronen, sind Schaltneuronen, deren vielzähligen Dendriten in unterschiedliche Richtungen der Hirnrinde verlaufen [9, S.9]. Die Einzeldipole, die sich an jedem dieser Dendriten bei Erregung ausbilden, heben sich, wie in Abbildung 8 a bzw. b idealisiert dargestellt, daher in der Summe (nahezu) auf. Das Dipolfeld der Sternzellen hat am Elektroenzephalogramm daher eine eher weniger bedeutende Rolle [9, S.9].

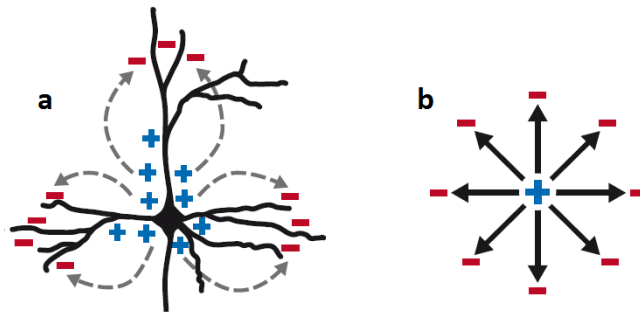


Abbildung 8: Dipolausbildung an Sternzellen der Hirnrinde [9, S.8]

Was bis jetzt noch nicht berücksichtigt wurde, ist die **Fernwirkung** kortikaler Dipole in der makroskopische Struktur der Hirnrinde, die mehr oder weniger gefurcht ist [9, S.9]. Da die EEG-Elektroden auf der Schädeloberfläche platziert werden, wird das elektrische Feld jener Dipole, die sich radial zu dieser ausbilden am besten, während hingegen die Dipolfelder, die sich in den Hirnfurchen bilden höchsten partiell erfasst werden können, da ihre Feldlinien eher tangential zum Schädel verlaufen, die EEG-Elektroden sich im idealisierten Fall also auf einer Äquipotenzialfläche dieses elektrischen Feldes befinden [9, S.9]. Insbesondere können sich kortikale Dipole, die sich auf gegenüberliegenden Seiten einer Hirnfurche synchron ausbilden (vgl. Abbildung 9), wechselseitig beeinflussen, was bis zu einer Auslöschung der Dipole führen kann [9, S.9].

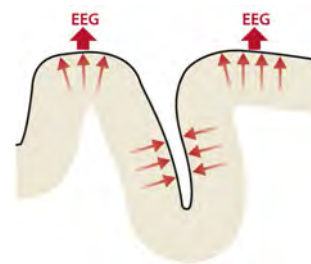


Abbildung 9: Kortikale Dipole in der Makrostruktur der Hirnrinde [9, S.9]

2.3 Kortikale Feldpotenziale an der Schädeloberfläche und Gleichspannungskomponente des Elektroenzephalogramms

Mit den bisher erörterten Grundlagen lässt sich Elektroenzephalographie nun kurz definieren als die Ableitung von Feldpotenzialen, die durch elektrische Aktivität der Neuronen in der Hirnrinde erzeugt werden. Diese Ableitung mit jeweils zwei Elektroden erfolgt unmittelbar auf der Kopfhaut, es werden also Potentialdifferenzen der Projektionen der elektrischen (Dipol-)Potenziale auf die Schädeloberfläche gemessen. Aufgrund dieser Projektion ist es trotz der Tatsache, dass exzitatorische und inhibitorische postsynaptische Potenziale an Pyramidenzellen der Hirnrinde Dipole mit gegenläufiger Richtung generieren, diese zu gleichen Ausschlagsrichtungen im Elektroenzephalogramm führen können, diese also ununterscheidbar sind [9, S.10]. An dieser Stelle sei vermerkt, dass es in der Praxis üblich ist, die Ausschlagsrichtung im Elektroenzephalogramm auch als **Polarität der EEG-Welle** zu bezeichnen [9, S.9]. Diese ist, wie in Abbildung 10 *a* und *d* bzw. *b* und *c* veranschaulicht, davon abhängig, ob die synaptische Erregung der Pyramidenzellenmembran an der Soma oder an den Dendriten erfolgt. Eine Erregung an den Dendriten wird im Elektroenzephalogramm dabei besonders stark registriert, da die dadurch resultierenden Dipole besonders nahe der Schädeloberfläche verlaufen [9, S.9-10]. In der Realität treten allerdings inhibitorische postsynaptische Potenziale an den Dendriten der Pyramidenzellen der äußersten Kortexschichten nicht auf (daher ist dieser Fall in Abbildung 10 eingeklammert), was im Umkehrschluss zur Folge hat, dass das Elektroenzephalogramm von Feldpotenzialen, die durch exzitatorische postsynaptische Potenziale an den Dendriten dieser Kortexneuronen ausgelöst werden, dominiert wird [9, S.9-10].

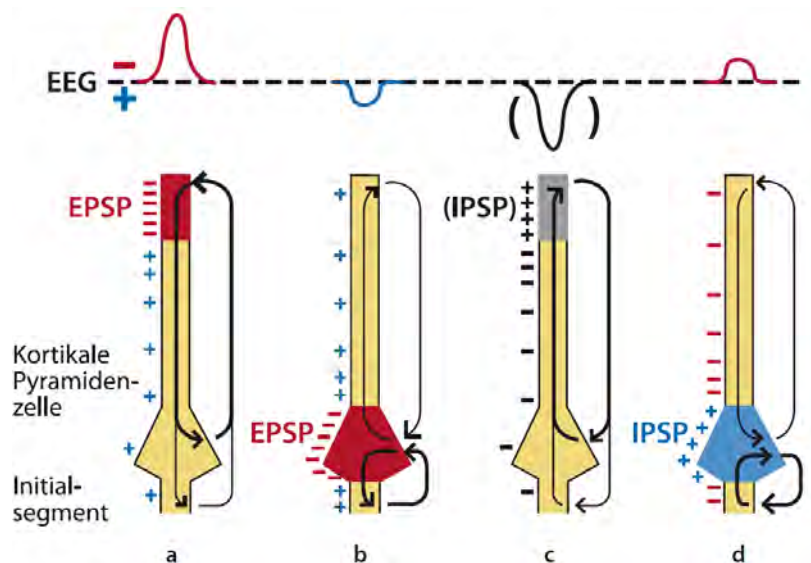


Abbildung 10: Kortikale Dipole einer Pyramidenzelle mit resultierender Polarität der EEG-Welle [9, S.10]

Bilden sich im Kortex über einen längeren Zeitraum eine hohe Anzahl exzitatorische postsynaptische Potenziale aus, wie dies z. B. bei Sinnesreizen der Falle ist [9, S.13], führt dies in der Summe zu einer Verschiebung der am EEG-Gerät registrierten Potenzialdifferenz ins Negative, die sich durch Gleichspannungsverstärkung, wie in Abbildung 11 dargestellt, besonders gut nachweisen lassen [9, S.13]. Es ist naheliegend, dass dieser Gleichspannungskomponente des Elektroenzephalogramms für die medizinische Diagnostik vielfach von Bedeutung wäre. Überlagert wird diese sog. **DC-Komponente** allerdings von Gleichspannungsschwankungen nicht neuronaler Potenzialquellen, wie die Potenziale der Schweißdrüsen in der Haut, die von den EEG-Elektroden ebenfalls registriert werden und deren Amplitude im Vergleich zu den kortikalen Gleichspannungsschwankungen deutlich höher ist [9, S.13]. Insbesondere diese nicht neuronalen Gleichspannungsschwankungen würden die Verstärker im EEG-Gerät permanent übersteuern, weswegen sie durch einen Hochpass, vor der eigentlichen Signalverstärkung herausgefiltert werden müssen [9, S.13]. Dabei geht auch der Gleichspannungsanteil, der kortikal bedingt ist, verloren. Übrig bleiben die im μV -Bereich frequenzwechselnde Anteile der abgegriffenen kortikalen Potenzialdifferenz (vgl. Abbildung 11). Diese, zusätzlich auf einen maximalen Frequenzbereich von 30/s eingeschränkt Kurve, ist das in der diagnostischen Praxis übliche aufgenommene Roh-EEG-Signal [9, S.13].

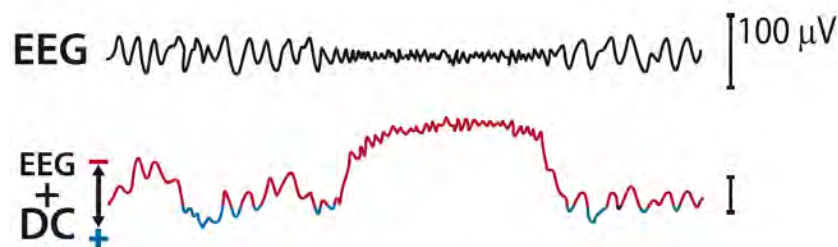


Abbildung 11: EEG-Signal mit DC-Komponente und gefiltertes EEG [9, S.12]

3 Ableitungen des Elektroenzephalogramms

Die nächste Frage, die es zu beantworten gilt, ist die Frage nach der Elektroenzephalographie zugrunde liegenden Messtechnik. Ziel soll es dabei nicht sein, den exakten Bauplan eines EEG-Geräts zu rekonstruieren, sondern die elementaren Charakteristika, sowie Funktionsweisen der Bauteile von zentraler Bedeutung zu erörtern. Ein besonderer Schwerpunkt wird hierbei auf den Eingangsbereich des EEG-Geräts, die Verstärkertechnik, sowie die verschiedenen Möglichkeiten der EEG-Ableitung gelegt, wohingegen die Positionierung der Elektroden an der Kopfoberfläche eine eher untergeordnete Rolle spielt, da gerade diese bei den in Kapitel II noch vorgestellten Geräten nicht beeinflussbar ist.

3.1 Einflüsse elektrischer Widerstände auf die EEG-Messung

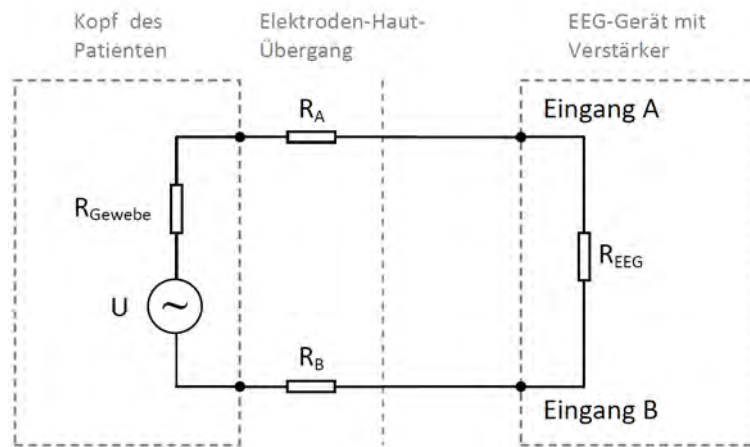


Abbildung 12: Ersatzschaltbild des Eingangsbereichs eines EEG-Geräts [4, S.52]

Abbildung 12 zeigt stark vereinfacht den Anschluss eines 1-Kanal-EEG-Geräts an einen Patienten als Ersatzschaltbild. Die eingezeichneten Widerstände sind hierbei als Wechselstromwiderstände bzw. Impedanzen zu verstehen. Die die Schädeloberfläche erreichende Feldpotenzialdifferenz wird dabei als Reihenschaltung einer Wechselspannungsquelle U (elektrische Potenzialdifferenz des Kortex) und den Gewebewiderstand R_{Gewebe} dargestellt. Wie in Abschnitt I.2.1 bereits dargestellt, hat dieser Gewebewiderstand neben ohmschen auch kapazitive Anteile. R_A und R_B sind die beiden Kontaktwiderstände am Übergang zwischen EEG-Elektrode A bzw. B und der Kopfhaut, auf die in Abschnitt I.3.2 noch genauer eingegangen wird. Die elektrischen Widerstände des EEG-Geräts, insbesondere der des Verstärkers werden als Innenwiderstand R_{EEG} zusammengefasst.

Der Gesamtwiderstand dieses Stromkreises ist

$$R = R_{EEG} + R_{Gewebe} + R_A + R_B$$

und der Strom I in diesem Kreis damit

$$I = \frac{U}{R} = \frac{U}{R_{EEG} + R_{Gewebe} + R_A + R_B}.$$

Für die am Widerstand R_{EEG} abfallende Spannung U_{EEG} , also die vom EEG-Gerät registrierte Potenzialdifferenz zwischen Elektrode A und B folgt somit

$$U_{EEG} = I \cdot R_{EEG} = \frac{U}{1 + \frac{R_{Gewebe} + R_A + R_B}{R_{EEG}}}.$$

Das Ergebnis dieser stark vereinfachten Betrachtung ist, dass die Messgröße, die mit dem EEG-Gerät erfasst werden soll (die Potenzialdifferenz U des Kortex) um den Faktor $\left(1 + \frac{R_{Gewebe} + R_A + R_B}{R_{EEG}}\right)^{-1}$ abgeschwächt wird [4, S.52]. J. W. Osselton beschäftigt sich in seiner 1965 veröffentlichten Arbeit „The influence of bipolar and unipolar connections on the net gain and discrimination of EEG amplifiers“, unter Anderem mit dieser Problematik und konnte nachweisen, dass dieser Signalabfall $\frac{U - U_{EEG}}{U}$, prozentual bzgl. des tatsächlichen Signals bei Vernachlässigung des Gewebewiderstandes, dem Term

$$\frac{100\%}{1 + n} \quad \text{mit} \quad n = \frac{R_{EEG}}{R_A + R_B}$$

genügt, was sich zudem algebraisch mit Hilfe obiger Betrachtungen bei Vernachlässigung von R_{Gewebe} leicht bestätigen lässt [4, S.52]. Werden die Kontaktwiderstände R_A und R_B möglichst klein gehalten¹ und wird der Verstärkerwiderstand R_{EEG} möglichst groß gewählt, kann daher die Verfälschung der zu messenden Potenzialdifferenz minimiert werden.

Der Gewebewiderstand lässt sich, mit Ausnahme des Hautwiderstandes, nur wenig beeinflussen. Um allerdings eine Vorstellung von der Größenordnung dieses Widerstandes zu bekommen, sind in der nachfolgenden Tabelle die spezifischen Widerstände für die hier relevante Gewebestrukturen aufgelistet² [9, S.34]:

¹In der Praxis wird dies durch die Verwendung von speziellem Kontaktgel erreicht, dass den Widerstand zwischen Kopfhaut und Elektrode deutlich herab senkt [2, S.85].

²In der zitierten Literatur verwendet der Autor fälschlicherweise den Begriff Konduktivität, meint damit aber den spezifischen Widerstand bzw. die Resistivität.

Gewebeart	spezifischer Widerstand ρ in Ωm
Gehirnflüssigkeit (Liquor)	64
Blut	150
Kortex (Mittelwert)	300
weiße Substanz (Mittelwert)	300
Knochen (niedrige Frequenz)	16 000
Haut (feucht, sehr variable)	20 000
Haut (trocken)	10^{13}

3.2 Elektrodentechnik

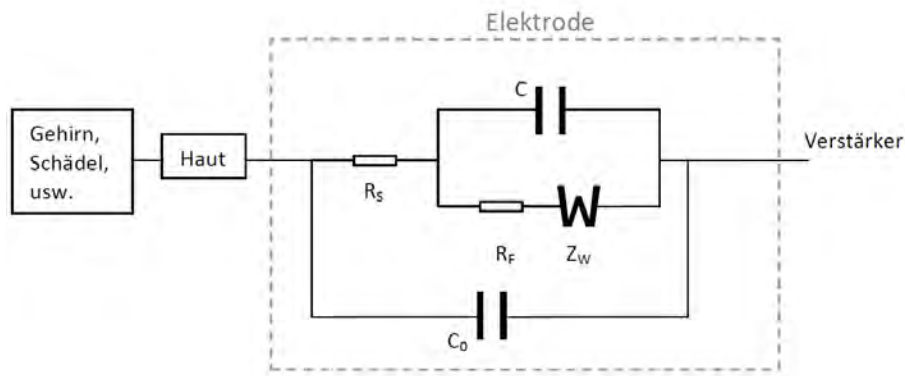


Abbildung 13: Elektrodenersatzschaltbild

Die Elektroden stellen mitunter einen der wichtigsten und gleichzeitig verwundbarsten Bereiche der EEG-Ableittechnik dar und verlangt daher eine genaueren Betrachtung [4, S.29]. Um den Prozess am Elektroden-Haut-Übergang begreifen zu können, bedarf es eines deutlich detaillierteren Ersatzschaltbildes, das in Abbildung 13 zu sehen ist. Die Streukapazität C_0 ist in den meisten Fällen zu vernachlässigen und deswegen hier nur der Vollständigkeit halber mit aufgeführt. R_S ist der maximal einige hundert Ohm große ohmsche Widerstand des Elektrodengels [4, S.23] und R_F der ohmsche Anteil Widerstand des elektrochemischen Prozesses während der Signableitung, auf den, ebenso wie auf die Warburg-Impedanz Z_W , erst später eingegangen werden soll. Zunächst soll der kapazitive Anteil C , der aufgrund der Ausbildung einer [elektrischen Doppelschicht](#) im Übergangsbereich zwischen Elektrode und Kontaktgel entsteht und typischerweise eine Größenordnung von einigen Mikrofarad pro Quadratmillimeter Kontaktfläche besitzt, in den Vordergrund gerückt werden [4, S.23-24]:

Eine Elektrode befindet sich, während einer elektroenzephalographischen Messung vereinfacht ausgedrückt in einer stromleitenden Flüssigkeit. Es kommt zum Austritt

von metallischen Ionen aus der Elektrode in die Lösung und umgekehrt zur Neutralisation von Ionen der Lösung an der Elektrodenoberfläche [4, S.20]. Beide Prozesse laufen so lange ab, bis sich ein Gleichgewichtszustand einstellt, wobei ein Überschuss oder Mangel an Ladungsträgern in der Lösung entsteht, dessen Folge eine elektrische Doppelschicht, bzw. die Ausbildung einer elektrischen Potenzialdifferenz zwischen Elektrode und Lösung, auch **Elektrodenpotenzial** genannt, ist [4, S.20-21]. Bei zwei Elektroden des selben Materials innerhalb der Lösung, sind beide Elektrodenpotenziale idealisiert gleichgroß, ihre Elektrodenpotenzialdifferenz also null. Bei unterschiedlichen Materialien übersteigt dieses jedoch die eigentlich im Interesse stehenden kortikalen Potenzialdifferenzen, die zur Erinnerung im μV -Bereich liegen, erheblich was aus nachfolgender Tabelle deutlich wird [4, S.21]:

Elektrodenmaterial	Elektrodenpotenzial in V bzgl. einer Wasserstoffelektrode bei 25 °C
Aluminium (Al^{3+})	-1,66
Titan (Ti^{2+})	-1,63
Chrom (Cr^{3+})	-0,7
Eisen (Fe^{2+})	-0,44
Nickel (Ni^{2+})	-0,14
Blei (Pb^{2+})	-0,13
Wasserstoff (H^+)	0,0
Kupfer (Cu^{2+})	+0,34
Kupfer (Cu^+)	+0,52
Silber (Ag^+)	+0,80
Platin (Pt^{2+})	+1,2
Gold (Au^+)	+1,7

Vermeiden lassen sich Elektrodenpotenzialdifferenzen in der Praxis nicht vollständig. Selbst bei Elektroden aus gleichem Material führen bereits kleinste Verunreinigungen zu Potenzialdifferenzen von einigen Millivolt, allerdings können diese ebenso wie die biologisch bedingten Gleichspannungskomponenten im registrierten EEG-Signal (vgl. Abschnitt I.2.3), mittels DC-Filterung eliminiert werden [4, S.21]. Schnelle Änderungen des Elektrodenpotenzials, beispielsweise durch Bewegen der Elektroden, lassen sich jedoch nicht filtern und führen zu einer Störung der Messkurve (Artefakte), worauf später in Abschnitt I.4 noch genauer eingegangen wird.

Sind nun zwei Elektroden am EEG-Geräts am selben Verstärker, wie in Abbildung 12 verbunden, so liegt eine zusätzliche elektrische Spannung zwischen beiden an. Dies hat einen störenden Einfluss auf die elektrischen Doppelschichten der Elektroden, wodurch, je nach Material, ein (Gleich-)Strom fließen kann [4, S.22]. Bei

diesem Prozess kommen nun die noch nicht betrachteten Komponenten des Ersatzschaltbildes R_F und die Warburg-Impedanz ins Spiel. Die Warburg-Impedanz ist ein komplexwertiges theoretisches Widerstandsbauelement, dass der Beschreibung der Ionendifusionsprozesse zwischen Elektrode und Kontaktgel dient, das sich betragsmäßig proportional zu $1/\sqrt{f}$ verhält und daher nur bei niedrigen Frequenzen der anliegenden Spannung eine Rolle spielt³ [11, S.539]. R_F , auch Faraday-Widerstand genannt, hingegen ist indirekt proportional zur Elektrodenkontaktfläche und beschreibt den ohmschen Anteil des Übergangsbereichs zwischen Kontaktgel und Elektrode [14, S.159]. Sind die Elektroden so beschaffen, dass ein elektrischer Stromfluss gut möglich ist, verhalten sich der Faraday-Widerstand und die Warburg-Impedanz also wie gering dimensionierte ohmsche Widerstände und überbrücken damit die Doppelschichtkapazität, spricht man von **nicht polarisierbaren** im umgekehrten Fall von **polarisierbaren Elektroden** [4, S.24]. Letztere, beispielsweise reine Metallelektroden, haben insbesondere die selbe Wirkung wie ein Hochpass, da Z_W dann einen nicht zu vernachlässigenden (frequenzabhängigen) kapazitiven Anteil besitzt [22, S.54]. Sie eignen sich daher nicht für die Erfassung kortikaler Feldpotenziale mit niedriger Frequenz [4, S.24].

Werden allerdings polarisierbare Metallelektroden mit einer Salzsicht überzogen, deren Anionen sich ebenfalls in die Elektrode umgebenden Kontaktgel befinden, z. B. im Fall einer Silberelektrode eine AgCl-Schicht zusammen mit einem kochsalzhaltigen Kontaktgel, so erhält man eine nicht polarisierbare Elektrode [4, S.24]. Diese, insbesondere Silberchlorid-Elektroden, zeichnen sich durch ihre Langzeitstabilität sowie ihre große Frequenzbandbreite für tiefe Frequenzen aus und eignen sich daher unter anderem gut für die Elektroenzephalographie [14, S.159].

3.3 Funktionsprinzip des Differenzverstärkers

Die elektrischen Potenzialdifferenzen, die mit den Elektroden eines EEG-Geräts abgegriffen werden, bewegen sich, wie in Abschnitt I.2.3 bereits vermerkt, im μV -Bereich. Eine sinnvolle Messung dieser ist daher erst nach einer hinreichenden Verstärkung des Eingangssignals möglich. Um Signalstörungen weitgehend eliminieren zu können, werden für diesen Zweck **Differenzverstärker** verwendet [9, S.41]. Differenzverstärker sind elektronische Verstärker mit zwei Eingängen, die üblicherweise mit A und B bezeichnet wer-

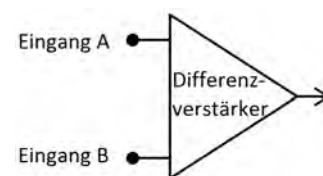


Abbildung 14:
Differenzverstärker
(symbolisch)

³Genauer: Die Warburg-Impedanz genügt dem Zusammenhang $Z_W = \sigma/\sqrt{2\pi f} - j\sigma/\sqrt{2\pi f}$ bzw. $|Z_W| = \sigma/\sqrt{\pi f}$, wobei σ der sog. Warburg-Koeffizient ist [24, S.456].

den (vgl. Abbildung 14) [9, S.41]. Wie der Name bereits andeutet, ist das Ausgangssignal eines Differenzverstärkers die verstärkte Differenz der beiden Eingangssignale U_A und U_B , wobei deren Vorzeichen mitzubetrachten sind [9, S.41]. Eine Rekonstruktion der Eingangssignale ist aber gerade aufgrund dieser Differenzbildung im Allgemeinen nicht mehr möglich [9, S.41].

Diese wesentlichen Eckdaten des Differenzverstärkers sind für die medizinische Praxis zwar meist vollkommen ausreichend, aus physikalischer Sicht sind sie, aufgrund ihrer mehr qualitativen Natur eher unbefriedigend. Daher soll nun der Differenzverstärker aus physikalischer Sicht etwas genauer betrachtet werden:

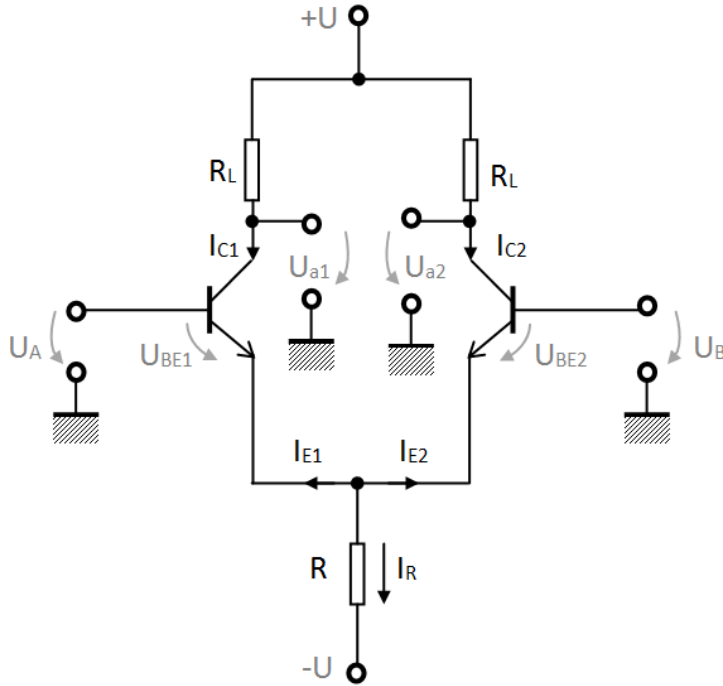


Abbildung 15: Grundschtung eines Differenzverstärkers

Abbildung 15 zeigt die Grundschtung eines Differenzverstärkers. Für die Kollektorströme I_{C1} und I_{C2} der beiden Transistoren gilt

$$I_{C1} = \alpha \cdot I_{ES} \cdot \exp\left(\frac{U_{BE1}}{U_T}\right) = -\alpha \cdot I_{E1}$$

$$I_{C2} = \alpha \cdot I_{ES} \cdot \exp\left(\frac{U_{BE2}}{U_T}\right) = -\alpha \cdot I_{E2},$$

wobei α der Stromverstärkungsfaktor, I_{ES} der Sättigungsstrom des Basis-Emitter-Übergangs und U_T die Temperaturspannung mit $U_T = \frac{k_B T}{e} \approx 25 \text{ mV}$ ist [23, S.369]. Mit der Definition der Eingangsdifferenzspannung $U_{ed} := U_A - U_B = U_{BE1} - U_{BE2}$ folgt unmittelbar

$$\frac{I_{C1}}{I_{C2}} = \exp\left(\frac{U_{ed}}{U_T}\right).$$

Da der Widerstand R sehr groß gewählt wird, sorgt dies dafür, dass die Summe der beiden Emitterströme in etwa konstant bleibt [16, S.162], also

$$I_R + I_{E1} + I_{E2} = 0.$$

Mit Bisherigem folgt damit

$$I_{C1} = -\alpha \cdot I_{E1} = \alpha \cdot (I_R + I_{E2}) = \alpha \cdot I_R - I_{C2} = \alpha \cdot I_R - I_{C1} \cdot \exp\left(\frac{-U_{ed}}{U_T}\right)$$

bzw.

$$I_{C1} = \frac{\alpha \cdot I_R}{1 + \exp\left(\frac{-U_{ed}}{U_T}\right)}$$

und nach einer analogen Rechnung

$$I_{C2} = \frac{\alpha \cdot I_R}{1 + \exp\left(\frac{U_{ed}}{U_T}\right)}.$$

Insgesamt folgt damit für die Differenz Ausgangsspannung

$$\begin{aligned} U_{ad} &:= U_{a1} - U_{a2} \\ &= (U - R_L \cdot I_{C1}) - (U - R_L \cdot I_{C2}) \\ &= R_L \cdot (I_{C2} - I_{C1}) \\ &= \alpha \cdot R_L \cdot I_R \left(\frac{1}{1 + \exp\left(\frac{U_{ed}}{U_T}\right)} - \frac{1}{1 + \exp\left(\frac{-U_{ed}}{U_T}\right)} \right) \\ &= -\alpha \cdot R_L \cdot I_R \cdot \tanh\left(\frac{U_{ed}}{2 \cdot U_T}\right) \\ &\approx \underline{\underline{\frac{-\alpha \cdot R_L \cdot I_R}{2 \cdot U_T} \cdot U_{ed}}} \quad \text{mit} \quad \tanh(x) \approx x \quad \text{für} \quad |x| \ll 1 \end{aligned}$$

Das (zusätzliche) negative Vorzeichen der Ausgangsspannung wird von einem EEG-Gerät für gewöhnlich nicht eliminieren, stattdessen wird es in der sog. Polaritätskonvention (vgl. Abschnitt I.3.4) berücksichtigt.

Es gibt nun zwei besonders erwähnenswerte Ergebnisse dieser genaueren Betrachtung des Differenzverstärkers. Zunächst gelten alle obigen Überlegungen sowohl für Gleich- als auch Wechselspannungssignale an den Eingängen A und B, es besteht also sowohl die Möglichkeit der DC-, wie auch der AC-Verstärkung [23, S.371]. Insbesondere aber wird aus der abschließenden Näherung des Tangens Hyperbolicus deutlich, dass eine Verstärkung nur für kleine Eingangssignale lineare und damit

unverzerrt möglich ist. Für **zuvor** gleichspannungsgefilterte EEG-Signale ist diese Voraussetzung gegeben, da diese dann um den Faktor 10^{-3} kleiner sind als die Temperaturspannung, die sich, wie bereits angemerkt, bei Raumtemperatur etwa 25 mV beträgt. Umgekehrt kommt es zur Übersteuerung des Verstärkers, sollten sich die Gleichspannungsanteile, seien sie physiologischer Natur oder durch die Elektroden bedingt, in der Größenordnung der Temperaturspannung bewegen.

3.4 Ableitung des EEG-Signals

Ziel der Elektroenzephalographie ist es, Aussagen über die Gehirnaktivität an bestimmten Punkten unterhalb der Schädeloberfläche zu machen. Eine Rekonstruktion der Eingangssignale ist aber, wie im vorherigen Abschnitt deutlich wurde, aufgrund der Differenzverstärkung im Allgemeinen nicht mehr möglich. Um dies dennoch zu ermöglichen, werden die Elektroden mit einem EEG-Gerät nach den folgenden zwei Grundregeln verschaltet, die es erlauben aus dem Ausgangssignal des Differenzverstärkers auf die Eingangssignale rückzuschließen [9, S.41-42]:

1. **Der Eingang A des Differenzverstärkers hat Vorrang**, d. h. die Elektrode am Eingang A misst stets das kortikale Feldpotenzial von Interesse in Bezug auf das Potenzial, das an Eingang B anliegt.
2. **Polaritätskonvention**: Das EEG-Gerät ist so konstruiert, dass das Ausgangssignal genau dann positiv ist, wenn das Potenzial an Eingang A negativer als an Eingang B **oder** das Potenzial an Eingang B positiver als an Eingang A ist.

Gemäß dieser Grundregeln gibt es nun zwei Grundtypen der Elektrodenverschaltung, die Referenzableitung (unipolare Ableitung) und die bipolare Ableitung [9, S.43]:

Referenzableitung:

Bei der Referenzableitung (oder auch unipolare Ableitung) besitzen alle Ableitpunkte des Elektroenzephalogramms denselben Bezugspunkt (**Referenz**), wie in Abbildung 16 a und b für ein 2-Kanal-EEG-Gerät schematisch dargestellt [4, S.34]. Die Elektroden an den A Eingängen der Differenzverstärker des EEG-Geräts werden als die **differenten Ableitpunkte** und die Referenz als der **indifferente Ableitpunkt** bezeichnet [9, S.45]. Zunächst besteht die Möglichkeit als gemeinsamen Bezugspunkt einen Ableitungspunkt am Körper des Patienten zu wählen, der möglichst gering durch biologische Artefakte (vgl. Abschnitt I.4) belastet ist, eine sog. **natürliche Referenz** [9, S.43]. In der Praxis hat sich zu diesem Zweck vor allem die Referenz

am Ohrläppchen durchgesetzt [9, S.44]. Daneben gibt es noch die Möglichkeit der Ableitung in Bezug auf eine Durchschnittsreferenz [4, S.37]. Hierbei werden alle am Kopf platzierten Elektroden über gleichgroße elektrische Widerstände in einem Punkt verbunden, der dann als Referenz dient (vgl. Abbildung 16 b) [4, S.37]. Das Potenzial des Bezugspunktes ist daher der Mittelwert aller abgegriffenen Feldpotenziale [4, S.38]. Unter der Annahme, dass alle abgegriffenen Potenziale voneinander unabhängig sind, würde deren Mittelwert mit steigender Elektrodenzahl gegen null streben [4, S.38]. Allerdings verlaufen die Feldpotenziale in der Realität eher synchron, also nicht unabhängig voneinander [9, S.47]. Das Bezugspotenzial unterliegt daher stets einer Restschwankung, welche die verstärkte Messkurve verzerrt. Abbildung 16 b ist daher eher als Idealisierung zur Verdeutlichung des Schaltungsprinzips und weniger als ein tatsächlicher EEG-Aufbau zu verstehen.

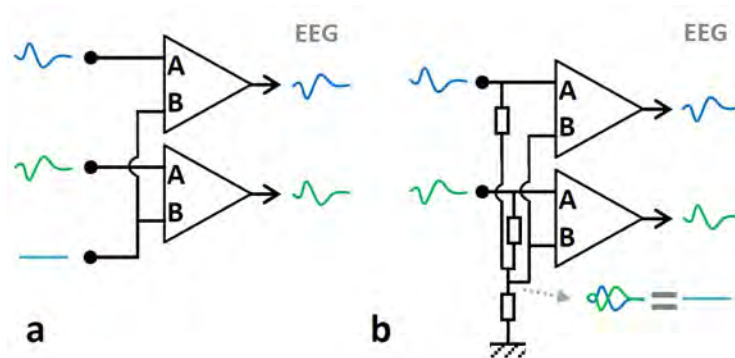


Abbildung 16: Referenzableitung mit natürlicher Referenz (a) bzw. mit Durchschnittsreferenz (b) an einem 2-Kanal-EEG-Gerät

Zusammengefasst kann mit dieser Ableittechnik, das EEG-Signal an Eingang A, inklusive der hier registrierten ferngesteuerten kortikalen Feldpotenziale, korrekt wiedergegeben werden, unter der Voraussetzung, dass Eingang B unbelastet ist. In realen EEG-Messungen ist dies allerdings nie der Fall, Durchschnittsreferenzen sind hierfür allerdings weniger anfällig [9, S.49]. Insbesondere wirken sich Belastungen des Eingangs B auf die Messung an **allen** differenten Ableitpunkten aus [9, S.45].

Bipolare Ableitung:

Bipolare Ableitungen besitzen im Gegensatz zu Referenzableitungen keinen gemeinsamen Bezugspunkt. Sowohl an Eingang A, wie auch an Eingang B des Differenzverstärkers liegt ein differenter Ableitungspunkt an, mit Ausnahme des letzten Verstärkers [4, S.32]. Hier liegt Eingang B an einer natürlichen Referenz (vgl. Abbildung 17). Aufgrund des Fehlens des gemeinsamen Bezugspunktes sind bipolare Ableitungen im allgemeinen weniger anfällig für Belastungen des Signals als Referenzableitungen.

renzableitungen, da diese, aufgrund der Reihenschaltung der Einzelkanäle miteinander, auf benachbarte Kanäle beschränkt bleiben. Insbesondere sind solche Belastungen (Artefakte) in jeweils benachbarten Kanälen sichtbar und lassen sich daher gut identifizieren.

Dadurch, dass hier die Signale an den Eingängen A in Bezug zum Potenzial der Nachbarelektrode gesetzt werden, kann dieses weniger gut rekonstruiert werden, als dies bei referenzieller Ableitung möglich ist. Lokal sind Aktivitäten der Hirnrinde im allgemeinen allerdings gut synchronisiert [9, S.49], wodurch bei bipolarer Ableitung das zu messende Potenzial meist, wie am mittleren Kanal von Abbildung 17, amplitudenreduziert, aber wenig qualitativ verfälscht erfasst wird [9, S.49]. Allerdings kann es gerade aufgrund dieser Synchronizität zum **Phasenumkehr** kommen, d. h. Amplitude des verstärkten Signals besitzt das umgekehrte Vorzeichen beider Eingangssignale, wenn die Amplitude an Eingang B größer als an Eingang A ist, oder bei gleichen Amplituden sogar zur Auslöschung des Signals kommen, wie im obersten Kanal in Abbildung 17 dargestellt [9, S.49].

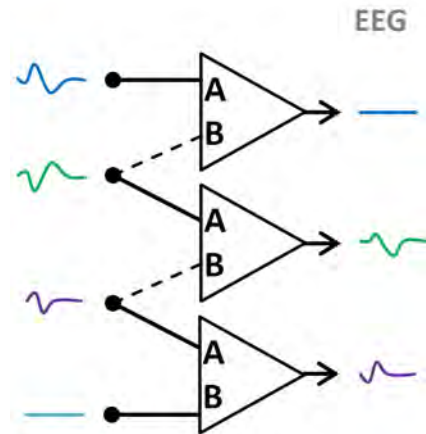


Abbildung 17: Bipolare Ableitung an einem 3-Kanal-EEG-Gerät

Quellenableitung:

Wie deutlich wurde besitzt die Referenzableitung gegenüber der bipolaren Ableitungen sowohl Vor- als auch Nachteile und umgekehrt. Eine gewisse Synthese beider Verfahren bildet die sog. **Quellen-** oder **Laplace-Ableitung**, die in Abbildung 18 dargestellt ist [9, S.53]. Bei dieser Methode wird das Potenzial einer Elektrode, die Quellenelektrode Q , auf das Potenzial aller seiner unmittelbaren Nachbarelektroden bezogen. Das

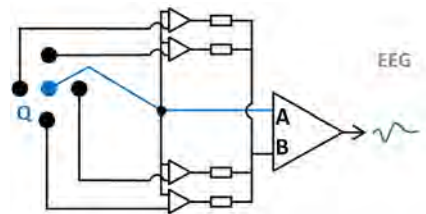


Abbildung 18: Schaltschema einer Quellen-Ableitung

Potenzial von Q liegt dabei sowohl an dem Eingang A des Hauptdifferenzverstärkers, als auch an den A Eingängen weiterer vorgeschalteter Differenzverstärker an. Die B Eingänge dieser Verstärker sind jeweils mit einer Nachbarelektrode von Q verbunden [9, S.53]. Hier werden quasi bipolare Ableitungen gebildet [9, S.53]. Anschließend werden die dabei entstehenden Potenzialdifferenzen analog zur Durchschnittsrefe-

renzmethode über gleichgroße Widerstände in einem Punkt gebündelt und bilden das Bezugspotenzial des Hauptdifferenzverstärkers.

Ein besonderer Vorteil dieser Anordnung ist, neben der geringen Anfälligkeit für Artefakte [9, S.55], dass sich, durch die Mittelung über die Potenzialdifferenzen zu benachbarten Elektroden, der Einfluss weitgestreuter kortikaler Potenziale eliminieren lässt, lokale Aktivitäten in der Hirnrinde und damit also besonders gut sichtbar werden [4, S.45]. Phasenumkehr, Amplitudenreduzierung und Auslösung des gemessenen Potenzial sind allerdings wegen des z. T. bipolaren Charakters der Ableitung allerdings dennoch möglich [4, S.45].

3.5 Elektrodenpositionierung und Ableitprogramme

Um Elektroenzephalographie für diagnostische Zwecke nutzen zu können ist es unabdingbar, dass die Ableitpunkte an der Kopfoberfläche nach einem einheitlichen System platziert werden. Erst so ist ein sinnvoller Vergleich von Messdaten möglich. Da sich Form und Größe des Schädels von Mensch zu Mensch in ihren Absolutwerten unterscheiden, werden die Elektrodenposition in einem solchem System in relativen Längeneinheiten angegeben [9, S.36]. Die hierzu gegebene Empfehlung der International Federation of Societies for Electroencephalography, die unter dem Namen **10-20-System** (ten-twenty-System) bekannt ist hat sich in den meisten EEG-Labors durchgesetzt und geht auf den Neurowissenschaftler Herbert Jasper zurück [4, S.85]:

Ausgangspunkt sind die in Abbildung 19 beschrifteten Standardpunkte des Kopfes. Der Abstandswert zwischen Nasion, Vertex und Inion wird gleich 100 % gesetzt und auf deren Verbindungslinie fünf Ableitpunkte derart definiert, dass der erste und der letzte Punkt einen relativen Abstand von 10 % zu Nasion bzw. Inion besitzt [18, S.30-31]. Die übrigen drei Punkte werden im relativen Abstand von 20 % gesetzt. Analog geschieht dies für die Verbindungslinien zwischen den beiden präaurikulären Punkten und den Verbindungslinien zwischen Nasion und Inion jeweils über einen präaurikulären Punkt [18, S.30-31]. Abschließend werden

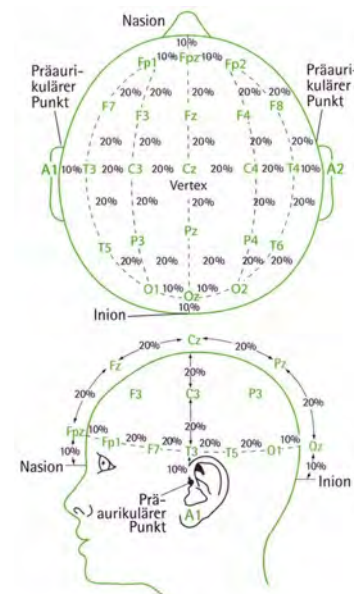


Abbildung 19: Das 10-20-System [8]

die Punkte F3, F4, P3 und P4 in die Mittelpunkte der Verbindungsstrecke der horizontal benachbarten Punkte konstruiert [9, S.38]. Damit ergeben sich insgesamt 21 Ableitpunkte im 10-20-System, zusammen mit den typischen Referenzpunkten an den Ohrläppchen, die mit A1 und A2 bezeichnet werden [18, S.32].

Allgemein erfolgt die Benennung der Ableitpunkte ebenfalls systematisch. Punkte der rechten Schädelhälfte erhalten geradzahlige, Punkt der linken Schädelhälfte ungeradzahlige Ziffernindizes [18, S.31]. Bei Punkten auf der Nasion-Inion-Verbindungsline wird ein kleines z für **zero** verwendet. Die Buchstaben Fp, F, T, C, P, O und A stehen für **F**rontal **p**ole (an den Polen des lat. Lobus frontalis = Fronthirnlappen gelegen), **F**rontal (lat. Frons = die Stirn), **T**emporal (lat. Tempus = die Schläfe), **C**entral (lat. centrale = in der Mitte befindlich), **P**arietal (lat. Os parietale = das Scheitelbein), **O**kzipital (lat. Occiput = das Hinterhauptbein) und **A**urikulär (lat. Auricula auris = die Ohrmuschel), beschreiben also die anatomische Lage der Ableitpunkte an der Kopfoberfläche [18, S.31].

Die 21 Ableitpunkte des 10-20-Systems müssen jedoch nicht alle mit Elektroden belegt werden, sie bilden viel mehr das Gitter für verschiedenste Elektrodenverschaltungskombinationen, sog. Ableitprogramme oder Montagen [18, S.32]. Viele in der Praxis üblichen Ableitprogramme beziehen sich auf die in Abbildung 20 dargestellten Montagen, die auf bipolarer bzw. Referenzableitung beruhen. Die Pfeile zeigen dabei stets von Ableitpunkt der Elektrode an Eingang A zum Ableitpunkt der Elektrode an Eingang B des entsprechenden Differenzverstärkers am EEG-Gerät. Longitudinale Elektrodenverschaltungen erfolgen stets von Kopfvorder- zur -hinterseite, bei transversalen Montagen gibt es keine in der Praxis übliche Vorzugsrichtung [9, S.63]. Ableitprogramme sollten generell so simpel wie möglich gehalten werden, d.h. die Elektroden sollten geradlinig und möglichst äquidistant zueinander verschaltet sein, bzw. zickzackförmige Montagen und direkte Verschaltung weit auseinanderliegender Ableitpunkte des 10-20-Systems sollten vermieden werden [9, S.63-64].

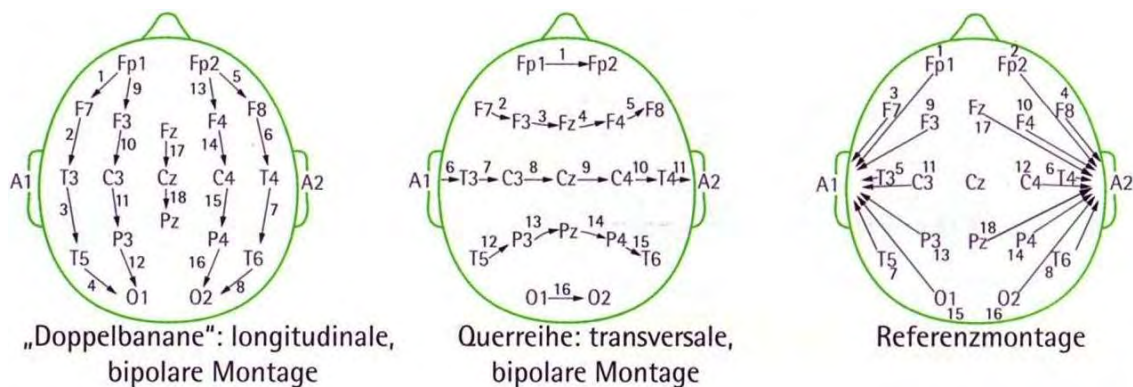
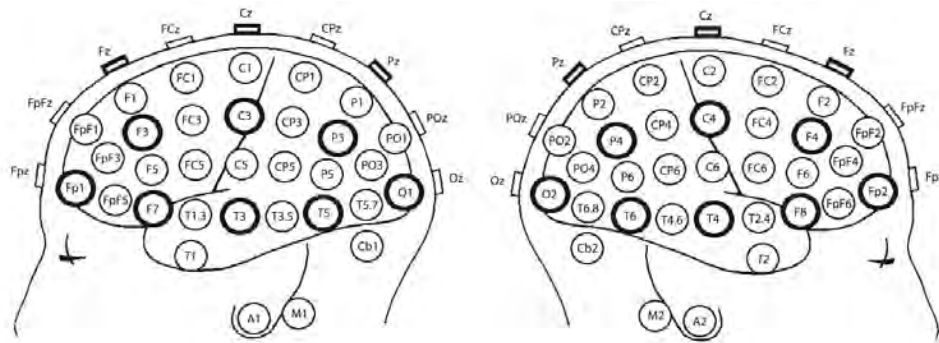


Abbildung 20: In der Praxis übliche Routineableitprogramme [8]

Ferner werden für einige moderne EEG-Messverfahren mehr als die 21 Ableitpunkte des 10-20-Systems benötigt. Dies führte auf die Entwicklung sog. **10 %-Systeme**, bei denen das 10-20-System um Punkte im Relativabstand von 10 %, sowie weitere, für spezifische Messverfahren nützliche bzw. notwendige Ableitpunkte, erweitert wird [9, S.39]. Ein insgesamt einheitliches System hat sich aber noch nicht durchgesetzt [9, S.40]. Abbildung 21 zeigt ein Beispiel eines solchen 10 %-Systems mit insgesamt 65 Ableitpunkten. Die darin enthaltenen Punkte des 10-20-Systems sind dick hervorgehoben.



4 Artefakte im Elektroenzephalogramm

De facto ist ein EEG-Messgerät nichts anderes als ein Präzisionsvoltmeter. Das Ziel einer elektroenzephalographischen Messung ist zwar, die kortikal bedingten elektrischen Potenziale an der Schädeloberfläche zu erfassen, die Elektroden können aber auch Potenziale bzw. Potenzialdifferenzen registrieren, die ihren Ursprung nicht in der Aktivität der Hirnrinde besitzen. Solche Potenziale, die dann auch in der gemessenen EEG-Kurve sichtbar sind, bezeichnet man allgemein als **Artefakte**. Sie können sowohl messtechnisch bedingt sein, als auch das Ergebnis anderer nicht kortikaler (elektro-)physiologischer Prozesse sein [18, S.34].

Es erklärt sich von selbst, dass es für die diagnostische Praxis von größter Bedeutung ist, Artefakte im Elektroenzephalogramm erkennen zu können bzw. sie von der eigentlichen elektroenzephalographischen Messkurve unterscheiden zu können. Die Begriffe Artefakt und Messfehler gleichzusetzen wäre allerdings zu einfach, denn gerade **biologische Artefakte** können in der Praxis als zusätzlicher diagnostischer Parameter herangezogen werden, bzw. ein EEG-Gerät kann gezielt für die Messung anderer Patientenparameter, die, bei zusätzlichem Einsatz geeigneter Wandler, dann nicht einmal elektrophysiologischer Natur sein müssen, umfunktioniert werden⁴.

In den folgenden Abschnitten sollen die am häufigsten auftretenden Artefakte vorgestellt werden. Die hierzu jeweils veranschaulichenden Abbildungen zeigen dabei, wenn nicht explizit anders vermerkt, jeweils einen geeigneten 5 s Ausschnitt einer Gleichspannungs- und auf einen Frequenzbereich bis maximal 30/s gefilterten EEG-Kurve.

4.1 Technisch bedingte Artefakte

Störungen der EEG-Technik können vielseitig sein. Erwähnt seien hier die Überlagerung des EEG-Signals durch **Wechselstromstörungen** bei schlechter bzw. bei komplettem Ausfall der Geräteerdung, Störung des Signals durch externe Einstreuung, ausgelöst von (kleinsten) Bewegungen der Versuchsperson selbst oder anderer Personen, die sich in unmittelbarer Nähe zur Versuchsperson befinden, sowie technische Artefakte, die durch die Elektroden selbst bedingt sind, z. B. durch schlechten Kontakt der Elektroden mit der Kopfhaut oder durch unzureichende Isolation der Elektrodenkabel [18, S.34].

Abbildung 23 zeigt als Beispiel, wie sich bereits eine geringe Berührung der Elektrodenanordnung während der Messung, die eine kurzzeitige Änderung der elektrischen

⁴Genauere Details hierzu siehe [4, S.144-151].

Doppelschicht der Elektroden (vgl. I.3.2) zur Folge hat, auswirken kann. Ferner ist in Abbildung 22 eine sog. Wechselstromstörung zu sehen. Hierfür wurde die Referenzelektrode am Ohr während der Messung abgeklemmt; der gezeigte EEG-Kurvenausschnitt ist hier 10 s lang. Es ist in beiden Abbildungen insbesondere zu beachten, dass das ungestörte Elektroenzephalogramm sich für gewöhnlich in einem Bereich von maximal $100\ \mu V$ bewegt.

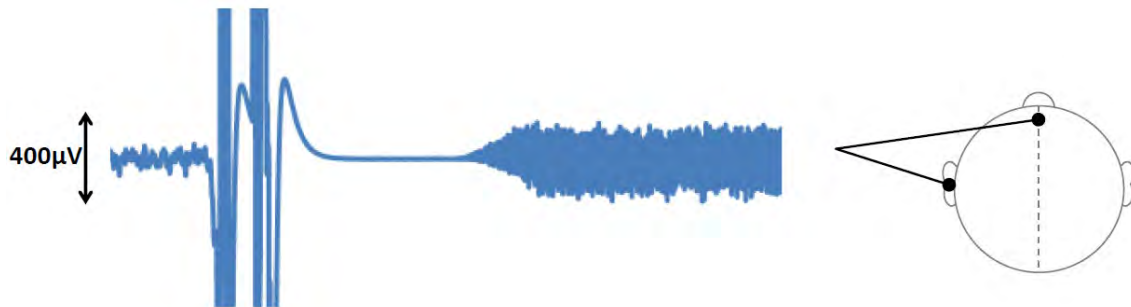


Abbildung 22: Wechselstromstörungen durch Ausfall der EEG-Erdung



Abbildung 23: Artefakt durch Berührung der Elektroden

4.2 Augenartefakte

Artefakte, die durch die Bewegung der Augen bedingt sind, sind die häufigsten aller biologischen Artefakte [4, S.103] und sind zudem meist unvermeidbar [4, S.148]. Auch im Auge bilden sich dipolartige Strukturen zwischen Horn- und Netzhaut aus, wobei die Hornhaut gegenüber der Netzhaut positiv geladen ist und die Potentialdifferenz zwischen diesen zirka $100\ mV$ beträgt. Sowohl Lidschlag (Abbildung 24 a; bei langsamem Schließen bzw. Öffnen der Augen ist der Ausschlag deutlich weniger steil), als auch die Bewegung des Augapfels selbst (Abbildung 24 b) verändern das elektrische Feld dieser Dipolstruktur. Dies wird von EEG-Elektroden, die sich in Augennähe befinden, also z. B. Elektroden an den Fp-Ableitpunkten des 10-20-Systems, erfasst und führen zu einem massiven Ausschlag in der aufgezeichneten EEG-Kurve [4, S.103].

Bei der Aufzeichnung eines Schlaf-EEGs kommt den Augenartefakten eine besondere Rolle zu, wie in Abschnitt I.6 noch genauer erläutert wird. Insbesondere können

EEG-Elektroden, bei entsprechender Konfiguration, auch zur exakten Bestimmung der Augenbewegung bzw. -position genutzt werden. Diese elektrophysiologische Messmethode nennt man dann [Elektrookulographie](#) [4, S.148].



Abbildung 24: Augenartefakte

4.3 Muskel- und Glossokinetische Artefakte

[Muskelartefakte](#) können von jedem den Ableitelektroden naheliegenden Muskel erzeugt werden und treten daher in den verschiedensten Formen auf [4, S.104]. Abbildung 25 b zeigt derartige Artefakte bei Bewegung der Kiefermuskulatur. Vermeiden lassen sich Muskelartefakte oftmals durch Entspannung, eine leichte Öffnung des Mundes oder eine bequeme Liegeposition der Versuchsperson [4, S.104].

[Glossokinetische Artefakte](#), wie in Abbildung 25 a zu sehen, werden durch die Bewegung der Zunge erzeugt [9, S.503]. Ähnlich wie das Auge, bilden die Sinneszellen der Zunge einen elektrischen Dipol aus, wobei die Zungenspitze negativ bezüglich dem Zungengrund geladen ist [5, S.85]. Daher haben glossokinetische Artefakte oft starke Ähnlichkeit mit den Artefakten, die durch die Bewegung der Augen entstehen.

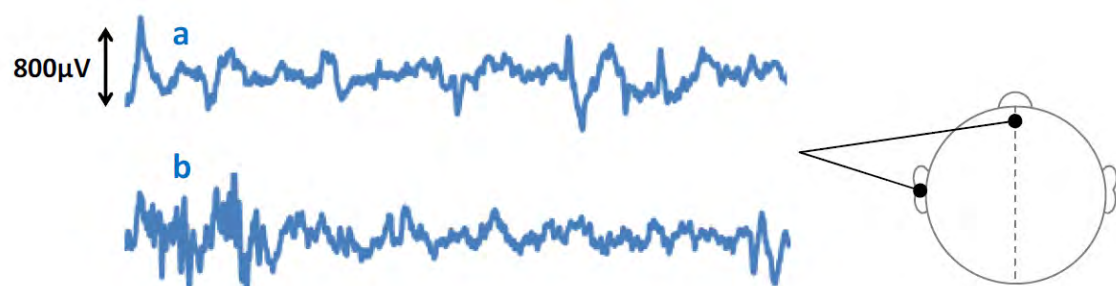


Abbildung 25: Glossokinetische (a) und Muskelartefakte (b)

4.4 Herzschlagartefakte

Der Herzschlag kann sich in zwei verschiedenen Varianten im Elektroenzephalogramm als Artefakt zeigen, als Puls- oder als EKG-Artefakt:

Pulsartefakte treten immer an Einzelelektroden auf, wenn diese sich in unmittelbarer Nähe eines pulsierenden Blutgefäßes befinden [9, S.498]. Ausgelöst durch das pulsieren dieses Gefäßes ändert sich die elektrische Doppelschicht an der Elektrodenoberfläche, was sich letztendlich in sägezahnförmigen Schwankungen der EEG-Kurve widerspiegelt, wie in Abbildung 26 dargestellt. Der Kurvenausschnitt ist hier lediglich 3 s lang, das Elektroenzephalogramm ist ungefiltert und unter Belastung aufgezeichnet, es liegt also kein Ruhepuls vor.

Charakteristisch für derartige Potenziale ist oftmals ihre Regelmäßigkeit [9, S.498], zweifelsfrei vom δ -Frequenzbereich einer EEG-Welle (vgl. Abschnitt I.5.2) lassen sie sich jedoch erst durch eine zeitgleiche Aufnahme einer EKG-Kurve unterscheiden [4, S.105]. Dabei treten Pulsartefakte mit einer Laufzeitverzögerung von 100-300 ms zum zugehörigen QRS-Komplex der EKG-Kurve auf [9, S.498].

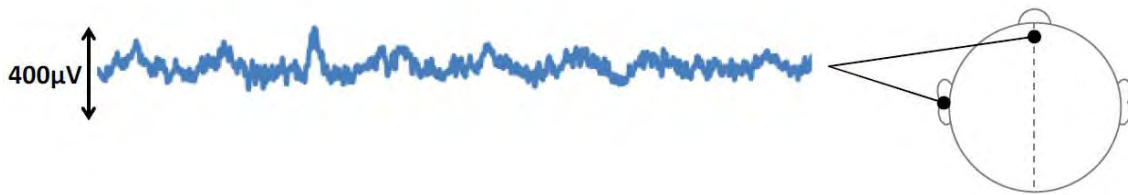


Abbildung 26: Pulsartefakte

Es kann allerdings auch zu direkten **EKG-Artefakten** kommen: Im Regelfall sind die vom Herzen ausgehenden elektrischen Potenzialschwankungen auf der Schädeloberfläche in grober Näherung gleichverteilt [4, S.105-106]. Daher treten bei bipolaren EEG-Ableitungen keine elektrokardiographischen Anteile auf. Referenzableitungen, insbesondere bei Referenz gegenüber den Ohrläppchen, sind hingegen sehr anfällig für elektrokardiographische Einstreuungen im Elektroenzephalogramm, da hier das Signal von zum Teil weit auseinander liegenden Elektroden abgegriffen wird, von einer Gleichverteilung also nicht mehr gesprochen werden kann [4, S.106-107].

EKG-Artefakte verraten sich in der Regel durch ihren regelmäßigen Rhythmus, vor allem durch die R-Zacke des QRS-Komplexes [4, S.107] und ihr Ausmaß wird von der Lage der elektrischen Herzachse im Körper bestimmt [9, S.497]. „Normale Herzen haben eine zum Körper weitgehend senkrecht gestellte elektrische Herzachse. Sie verursacht allgemein nur geringe EKG-Einstreuungen im EEG“ [9, S.497]. Eine Folge hiervon ist, dass EKG-Artefakte eine zum Teil verblüffende Ähnlichkeit mit der ei-

gentlichen EEG-Kurve aufweisen und sich daher nur schwer identifizieren lassen (vgl. Abbildung 27). Es ist daher in der klinischen Praxis üblich, simultan zum Elektroenzephalogramm auch stets ein Elektrokardiogramm aufzunehmen, um EKG-Artefakte zweifelsfrei vom Elektroenzephalogramm zu separieren [9, S.497-498]. Abbildung 27 veranschaulicht dies. Der Ausschnitt der hier gleichzeitig aufgenommenen EEG- und EKG-Kurven beträgt jeweils 3 s. Im Umkehrschluss heißt dies jedoch auch, dass ausgeprägte EKG-Artefakte im Elektroenzephalogramm ein möglicher Hinweis auf die Fehlstellung der elektrischen Herzachse, also auf eine Erkrankung des Herzens sein kann [9, S.497].

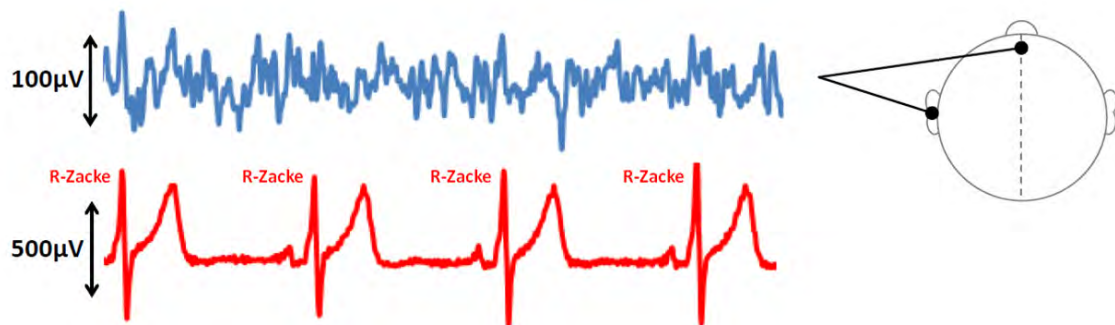


Abbildung 27: Gleichzeitig aufgezeichnet EEG- und EKG-Kurve

5 Auswertung des Elektroenzephalogramms

Die Aussagekraft und Beschreibung einer aufgezeichneten EEG-Kurve wurde bis jetzt noch nicht betrachtet. Dies soll nun geschehen. Die Auswertung des Routine-EEGs erfolgt bis heute im wesentlichen visuell, aber auch rechnergestützt [14, S.171]. Die Deutsche Gesellschaft für klinische Neuropsychologie und funktionelle Bildgebung (DGKN) gibt hierzu Richtlinien und Empfehlungen heraus. Demnach sollten die mittels Elektroenzephalographie gemessenen Hirnaktivitäten anhand ihrer **Frequenz, Amplitude, Lokalisation und Morphologie**, sowie ihres **zeitlichen Verhaltens bzw. Ausprägung** und ihrer **Reagibilität (Reaktivität)** charakterisiert werden [36]. Dies erfordert unter anderem ein breit gefächertes Wissen aus der Physik, was die zugrunde liegende Ableittechnik, sowie die quantitative Beschreibung einer EEG-Kurve betrifft, aber auch biophysikalische Grundkenntnisse über die topographische Verteilung der Potenzialschwankungen im Kortex [4, S.110].

Die Computerunterstützung der visuellen Auswertung beruht in großen Teilen auf Ergebnissen der höheren Mathematik, insbesondere der Stochastik und der Fourier-Analyse [9, S.436], weswegen, in Hinblick auf die tatsächlichen Möglichkeiten im Physikunterricht, hier nur auf die tatsächlich visuelle Auswertung der wesentlichen Aspekte von Frequenz-, Amplituden-, Morphologie- und zeitliches Verhalten einer Routine-EEG-Aufzeichnung eingegangen werden soll bzw. bewusst die analog-visuellen und nicht die modernen, durch Computer automatisierten Auswerteverfahren in den Vordergrund gerückt werden.

Vorab eine **wichtige** Bemerkung: Bei der Beschreibung einer EEG-Kurve wird in der einschlägigen Literatur, aufgrund ihrer Rhythmizität, sehr oft von **EEG-Wellen** gesprochen. Zwar werden hier analog zur Physik die Begriffe Amplitude, Frequenz, Wellenlänge, usw. verwendet, jedoch handelt es sich bei einer EEG-Kurve nicht um das Ergebnis eines Schwingungsprozesses gekoppelter Oszillatoren, wie beim klassischen physikalischen Wellenbegriff, sondern um Schwankungen der an der Kopfhaut abgegriffenen Feldpotenziale, welche mit Schwingungen nichts zu tun haben [9, S.71]. Kurzum, der Begriff EEG-Welle darf nicht mit dem physikalischen Begriff einer Welle verwechselt werden.

5.1 Amplitudenverhalten

Die **Amplituden** einer EEG-Welle spielt in der medizinischen Praxis eine eher untergeordnete Rolle, da sie, wie bereits in Abschnitt I.3.4 erläutert, stark von der verwendeten Ableitmethode abhängen [9, S.72]. Unter diesem Aspekt ist zudem eine sinnvolle Messung der Amplitude nur mittels Referenzableitung möglich [9, S.72]. An dieser Stelle sei erneut darauf hingewiesen, dass der in der Elektroenzephalographie verwendete Amplitudenbegriff, nicht mit dem aus der klassischen Physik zu verwechseln ist. Insbesondere werden EEG-Amplituden immer vom Wellenminimum zum -maximum, also als „peak to peak“-Wert angegeben und nicht von einer (gedachten) Nulllinie ab gemessen [9, S.73]. Typischerweise ergeben sich hierbei Werte von bis zu $100\ \mu V$ [9, S.72]. Manche Autoren bevorzugen zudem, um Missverständnissen vorzubeugen, den Begriff **Spannungshöhe** anstatt Amplitude [15, S.73].

In medizinischen Befunden werden die EEG-Amplituden oftmals einem bestimmten Frequenzband zugeordnet, ihre geometrische Form bzw. **Morphologie** beschrieben, sowie deren Größenordnungen mit niedrig, mittel oder hoch angegeben, da eine derart qualitative Angabe für die diagnostische Praxis meist ausreichend ist [9, S.73]. Weitere Details hierzu sind in Abschnitt I.5.2 in den Erläuterungen zu den einzelnen Frequenzbändern zu finden.

5.2 Frequenz und Frequenzbänder von EEG-Wellen

Die **Frequenz**, oder besser die Frequenzen, eines aufgezeichneten EEG-Signals, spielt für dessen Analyse die zentrale Rolle [9, S.70]. Sie ist hier zu verstehen als die Anzahl der aufgezeichneten Potenzialschwankungen pro Sekunde [9, S.71], in der Literatur wird sie sowohl in $1/s$ als auch in Hertz angegeben und entsprechend ihrer Größe einem bestimmten EEG-Band (siehe unten) zugeordnet [36]. Bei deren Bestimmung sind generell zwei Fälle zu unterscheiden. Sind die gemessenen Potenzialschwankungen mehr oder weniger periodisch, wie in Abbildung 28 a, so wird die Frequenz durch Abzählen der Kurvenmaxima pro Sekunde, in mehreren Teilabschnitten der EEG-Kurve, bestimmt [9, S.71]. Weichen die so bestimmten Frequenzen voneinander nur geringfügig ab (z. B. um $\pm 0,5/s$), so ist die bloße Angabe der mittleren Frequenz gerechtfertigt [9, S.71]. Bei labiler Frequenzverteilung sollten zum Mittelwert die oberen und unteren Grenzen der Messung mit angegeben werden [9, S.71].

Schwankungen im EEG können aber auch diskontinuierlich oder vereinzelt auftreten. Deren Frequenz wird aus ihrer Periodendauer T bestimmt, welche anhand einer gedachten Nulllinie der Kurve und des zeitlichen Abstands gleichartiger Nulldurchgänge ermittelt wird [9, S.71-72] (vgl. Abbildung 28 b). Gerade bei der Fre-

quenzbestimmung solcher diskontinuierlicher Signale ist ein geschultes Auge des Auswertenden erforderlich [9, S.72].

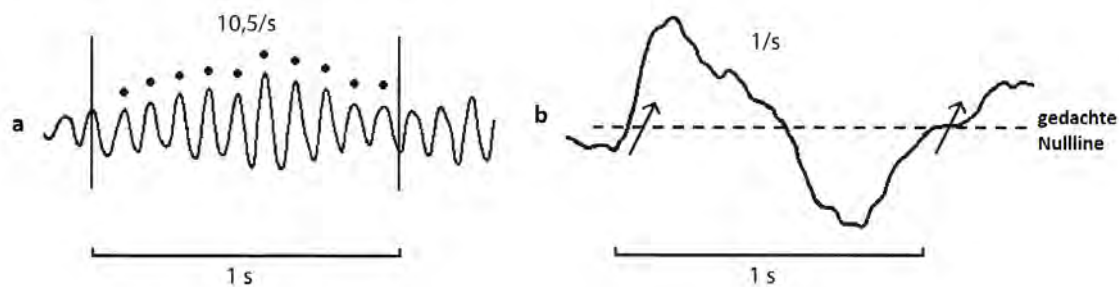


Abbildung 28: Bestimmung der Frequenz einer EEG-Welle [9, S.72]

Für die Auswertung hat es sich zudem als nützlich erwiesen, eine Roh-EEG-Kurve in einzelne **Frequenzbänder** zu zerlegen. Technisch umsetzen lässt sich diese Zerlegung analog z. B. durch den Einsatz von Bandpassfiltern [4, S.223] oder in modernen, digitalen EEG-Geräten mittels Fourieranalyse [4, S.228]. Die Einteilung dieser Frequenzbänder ist historisch bedingt und beruht zum Teil auf empirischen Erfahrungen aus der diagnostischen Praxis [9, S.70]. Daher sind auch Abweichungen der Frequenzgrenzen einzelner **EEG-Bänder** beim Vergleich verschiedener Lehrwerke, sowie die Einteilung in z. T. sehr spezifische Unterkategorien möglich. Eine mögliche Einteilung ist nach [4, S.113], sowie [15, S.73] die Folgende:

Frequenzintervall	Bezeichnung
$f < 1/s :$	sub- δ -Band
$1/s \leq f \leq 4/s :$	δ -Band
$4/s \leq f \leq 8/s :$	θ -Band
$8/s \leq f \leq 13/s :$	α -Band
$13/s \leq f \leq 30/s :$	β -Band
$30/s < f :$	γ -Band

Die Verwendung bzw. Interpretation dieser Frequenzbänder im diagnostischen Bereich ist vielfältig und füllt zum Teil ganze Lehr- und anwendungsorientierte Bücher zur Elektroenzephalographie. Zudem ist dieser Aspekt der Elektroenzephalographie wohl eher für den Biologie- als für den Physikunterricht von Interesse. An dieser Stelle soll daher nur ein Überblick, der unter anderem die typischen Parameter (Amplitude, Morphologie, etc.) der verschiedenen EEG-Bänder enthält, erfolgen. In den Abbildungen 29 bis 34 ist zur Veranschaulichung jeweils derselbe 1,5 s lange Ausschnitt einer ungefilterten, durch Referenzableitung in etwa am Fpz-Punkt abgegriffene Roh-EEG-Kurve, inklusive einem zirka $50 \mu V$ großen Gleichspannungs-

anteil (siehe Abschnitt I.2.3) einer 23 jährigen männlichen Versuchsperson (grau), zusammen mit dem entsprechenden durch einen Bandpassfilter isolierten EEG-Band ohne Gleichspannungsanteil (blau) zu sehen:

δ - und Sub- δ -Band:

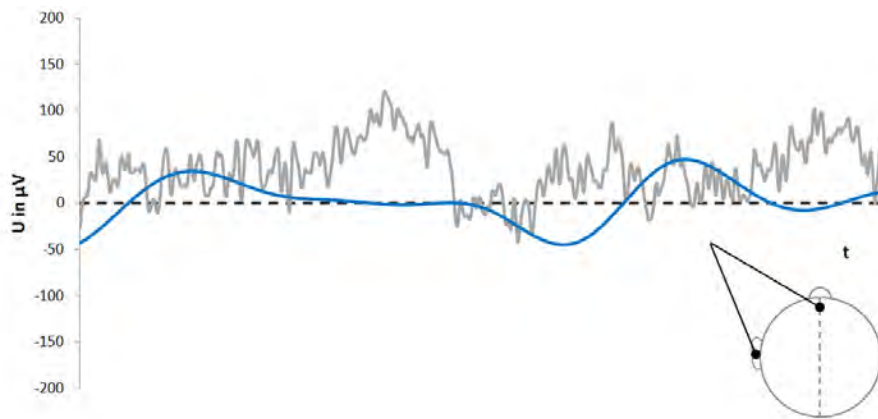


Abbildung 29: δ -Band einer EEG-Welle

Das δ -Band ist das EEG-Band mit dem Frequenzbereich⁵ $1/s \leq f \leq 4/s$. Unterhalb dieses Bandes liegen die sog. Sub-delta-Wellen, die vor allem für die Pathologie eine wichtige Rolle spielen, da sie oftmals ein Hinweis auf schwerwiegende Erkrankungen sind [15, S.107]. In aktueller Literatur wird oftmals deren obere Grenze auch mit $0,5/s$ angegeben [9, S.71].

δ -Wellen werden typischerweise als bogen- oder trapezförmig beschrieben [15, S.108], in Abbildung 29 ist ersteres der Fall. Neben den θ -Wellen, weisen die Wellen dieses EEG-Bandes die höchsten Amplitudenwerte auf [15, S.102,108]. Flache δ -Wellen haben eine bis zu gleich große Amplitude wie die zeitgleich auftretenden α -Wellen, mittelhohe δ -Wellen haben bereits eine bis zu zweimal so hohe Amplitude und überschreitet die δ -Amplitude die doppelte α -Amplitude so spricht man von hohen δ -Wellen [15, S.108]. Schließlich ist es auch möglich, z. B. im Tiefschlaf eines Erwachsenen, dass die Amplitude der α -Wellen um ein deutlich höheres Vielfaches von den Wellen des δ -Bandes überschritten wird. Man spricht dann von sehr hohen δ -Wellen [15, S.108]. Im Elektroenzephalogramm eines gesunden Erwachsenen haben, außer im Tiefschlaf oder bei Hyperventilation, eine untergeordnete Rolle, während sie im Elektroenzephalogramm von Säuglingen, aber auch in dem von Kindern und Jugendlichen einen wesentlich höheren Anteil haben [18, S.69].

⁵In Abbildung 29 ist lediglich der Frequenzbereich $3/s \leq f \leq 4/s$ dargestellt, da $3/s$ die untere Grenze des mit dem verwendeten EEG-Gerät messbaren Frequenzspektrums darstellt (siehe auch Abschnitt II.4.1).

θ -Band:

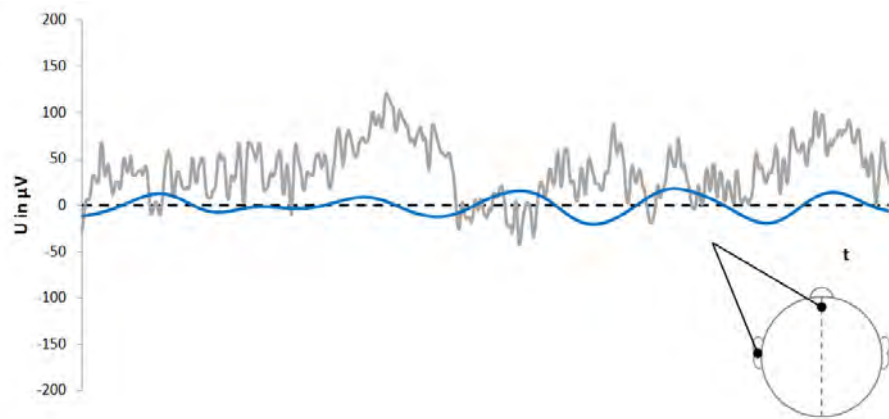


Abbildung 30: θ -Band einer EEG-Welle

Das θ -Band, dass in Abbildung 30 beispielhaft dargestellt ist, ist das sich an das δ -Band anschließende EEG-Band mit einer Maximalfrequenz von 8/s. Die in der Literatur übliche Beschreibung bzgl. der Form der Wellen und der Größe der Amplituden ist deckungsgleich mit der der δ -Wellen [15, S.102,108]. Allgemein unterscheiden sich δ - und θ -Band damit erst in spezifischen Detailfragen der EEG-Auswertung. Beispielsweise sind θ -Wellen ebenso wie δ -Wellen im normalen Elektroenzephalogramm eines Kindes stärker vertreten als in dem eines Erwachsenen. Ferner spielen sie Erwachsenen-EEG (im Gegensatz zu δ -Wellen) vor allem in leichten Schlafphasen oder bei starker Müdigkeit eine bedeutende Rolle [18, S.64].

α -Band:

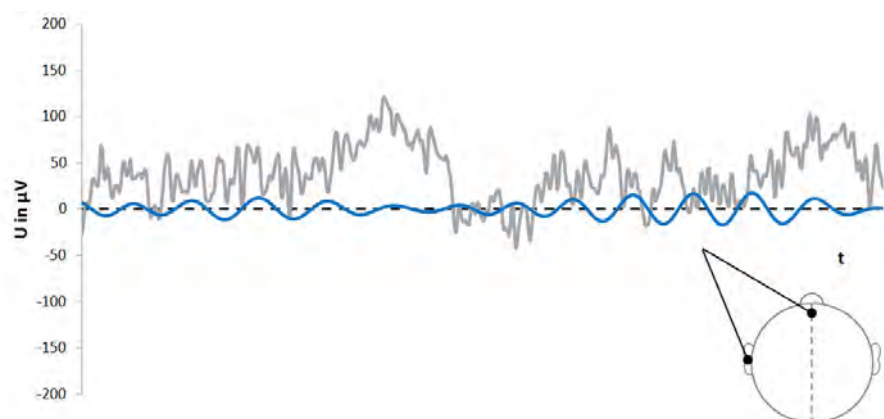


Abbildung 31: α -Band einer EEG-Welle

Der α -Band Anteil einer EEG-Welle, kurz die α -Welle bewegt sich, wie oben bereits vermerkt im Bereich von 8/s bis 13/s. Sie ist annähernd sinusförmig [15, S.74] mit einer spindelförmiger Modulation [9, S.85], d. h. es kommt zu einem fortwährenden

Wechsel zwischen zunächst ansteigenden und anschließend abfallenden Amplitudenwerten und sie besitzt typischerweise eine Spannungshöhe von $30 \mu V$ (niedrig) über $50 \mu V$ (mittlerer Bereich) bis $100 \mu V$ (hoch) [15, S.74]. Vermehrt treten diese EEG-Wellen beispielsweise bei geschlossenen Augen und Entspanntheit (nicht Müdigkeit) auf [18, S.50]. Umgekehrt nimmt ihr Anteil durch Öffnen der Augen oder durch angestregtes Nachdenken bei geschlossenen Augen ab [18, S.50].

β -Band:

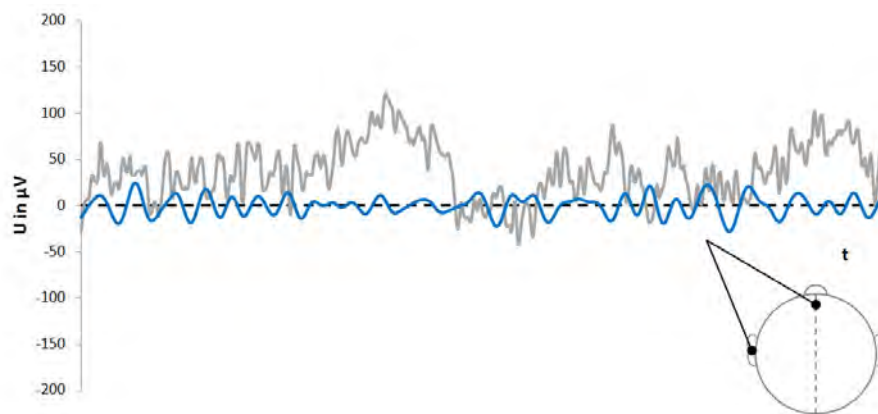


Abbildung 32: β -Band einer EEG-Welle

Niedrige β -Wellen besitzen, im Vergleich zu den gleichzeitig auftretenden α -Wellen, lediglich eine halb so große Amplitude, bei mittlerer Amplitudenhöhe sind α - und β -Wellen in etwa gleichgroß und bei hochamplitudigen β -Wellen übersteigt deren Amplitude die der α -Wellen. Für gewöhnlich ist sie jedoch nicht höher als $30 \mu V$ [18, S.55]. Ihre Form ist eher dreiecksförmig [15, S.98] und ihr Band erstreckt sich über das Intervall von 13/s bis 30/s. Zudem besitzen β -Wellen, ebenso wie α -Wellen in der Regel eine spindelförmige Modulation [9, S.91]. Bei schätzungsweise 8 % der Gesamtbevölkerung dominieren β -Wellen bei geschlossenen Augen und Entspanntheit [18, S.55]. Eine erhöhte Ausprägung (siehe Abschnitt I.5.3) kann beispielsweise auf Müdigkeit hinweisen oder ihren Grund in der Einnahme bestimmter Psychopharmaka haben [8], typischerweise treten β -Wellen aber bei geöffneten Augen oder beispielsweise beim Lösen von Kopfrechenaufgaben (allgemein angestregtem Nachdenken) bei geschlossenen Augen auf [14, S.167], also genau dann, wenn eine Abnahme der gleichzeitig auftretenden α -Wellen zu erwarten ist.

γ -Band:

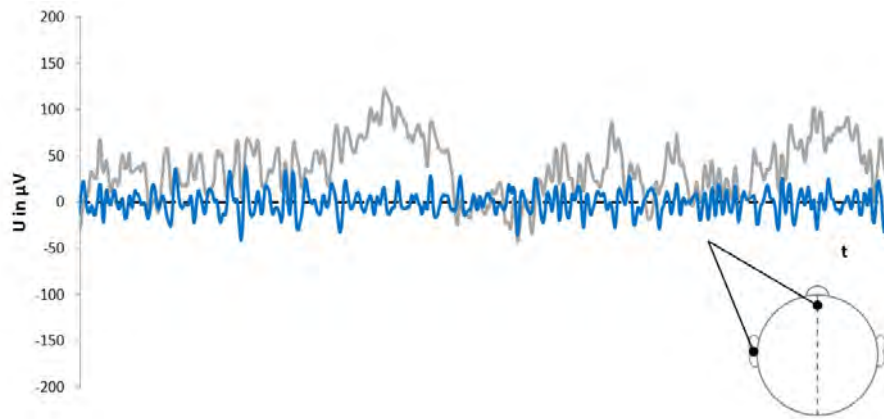


Abbildung 33: γ -Band einer EEG-Welle

Das γ -Band, welches die obersten Frequenzbereiche einer Roh-EEG-Kurve abdeckt, spielt bislang nur in der Grundlagenforschung eine Rolle [9, S.70], beispielsweise bei der Erforschung der sog. 40-Hz-Aktivität [9, S.108]. Um diesen Frequenzbereich besser ableiten zu können werden die kortikalen Feldpotenziale oftmals direkt an der Hirnrinde und nicht an der Kopfhaut abgegriffen. Diese Spezialform der Elektroenzephalographie bezeichnet man als [Elektrokortikographie](#), kurz ECoG [9, S.108]. Da γ -Wellen heute aber für die Diagnostik noch keine Rolle spielen, filtern medizinische EEG-Geräte in der Regel nicht nur die DC-Komponente, sondern auch das γ -Band von vornherein heraus und geben diese gefilterte Kurve als (quasi-)Roh-EEG-Kurve heraus, wie in Abbildung 34 dargestellt [9, S.70].

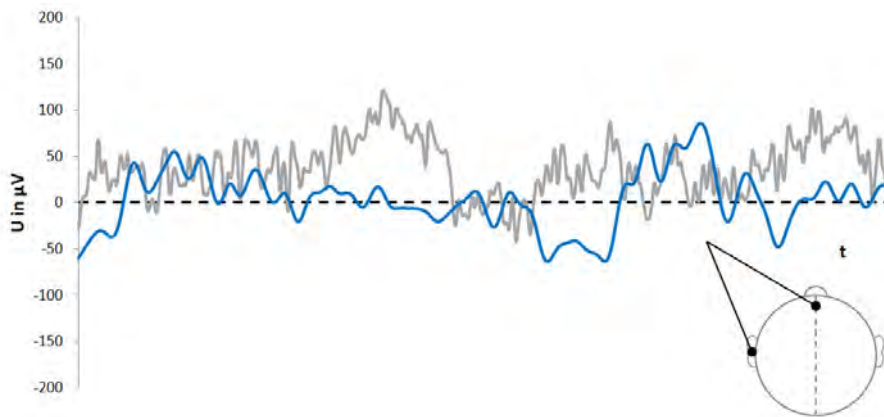


Abbildung 34: Eigentliche und für die diagnostische Praxis gefilterte Roh-EEG-Kurve

5.3 Ausprägung

In Abschnitt I.5.2 sind bei der Betrachtung der verschiedenen EEG-Bänder bereits Begriffe wie Anteil oder **Ausprägung** gefallen. Beide meinen dasselbe, nämlich die Häufigkeit des Auftretens bestimmter Potenzialmuster oder bestimmter EEG-Wellen [9, S.74]. In der Praxis werden diese meist durch bloßes Betrachten der entsprechenden EEG-Kurve grob abgeschätzt [9, S.75], es gibt aber auch technisch automatisierte Verfahren [4, S.218]. Die zum Teil sehr unterschiedlichen oder bewusst ausgelassenen Angaben in der einschlägigen Literatur, wie diese Häufigkeit manuell zu bestimmen ist⁶, sind daher wohl eher als Hilfestellung für den ungeübten Laien und nicht als eine feste Norm zu verstehen. Beispielsweise lässt sich die Ausprägung bestimmen, indem man in einem bestimmten Messintervall die Dauer des Auftretens der Potenziale von Interesse in Verhältnis zur Gesamtlänge des Intervalls setzt, wie dies Abbildung 35 für das α -Band der Messkurve, die bereits in Abschnitt I.5.2 verwendet wurde, dargestellt. Dabei werden nur die Wellenanteile gezählt, die eine bestimmte, vorher sinnvoll festgelegte Amplitudenschwelle, überschreiten [9, S.74-75]. In Abbildung 35 ist diese Schwelle $10\ \mu V$ (nach [9, S.75]) und deren Überschreitung ist durch die schwarzen Balken gekennzeichnet. Alternativ wäre beispielsweise auch eine $7\ \mu V$ Amplitudenschwelle möglich gewesen [4, S.218].

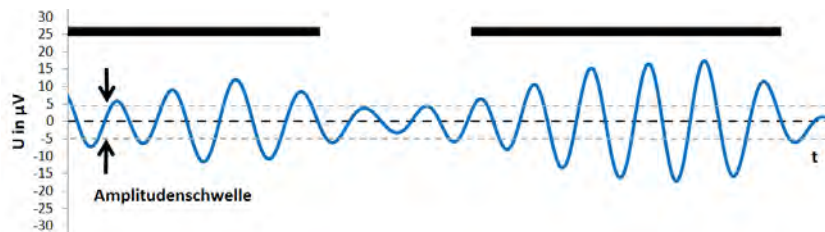


Abbildung 35: Beispiel zur Bestimmung der Alpha-Wellen-Ausprägung

Die ermittelten Häufigkeiten werden in Prozent angegeben und die zugehörigen Zahlenwert als **Index** bezeichnet [4, S.217]. Beispielsweise ergibt sich in Abbildung 35 ein α -Index von zirka 71 %. Je nachdem, wie groß dieser Index nun ist, lässt sich die entsprechende Ausprägung wie folgt qualitativ kategorisieren [15, S.74,98,102,108]:

Index	Ausprägung
zirka 10 %	sehr gering
zirka 30 %	gering
zirka 50 %	mäßig
zirka 80 %	stark
zirka 100 %	sehr stark

⁶Vergleiche hierzu [9, S.74-75], [15, S.74], sowie [4, S.217-218].

Im Beispiel aus Abbildung 35 bedeutet dies also, dass die Ausprägung der α -Wellen der Versuchsperson zum Zeitpunkt der Messung mäßig bis stark gewesen ist, was nicht verwunderlich ist, da das α -Band im normalen EEG eines wachen Erwachsenen dominierend ist, d. h. eine Ausprägung größer 50 % besitzt [8].

Abschließend sei darauf hingewiesen, dass es aufgrund der Tatsache, dass verschiedene Potenzialmuster oder EEG-Wellen gleichzeitig auftreten können, die Summe der zugehörigen Indizes niemals bzw. höchstens rein zufällig 100 % ergeben wird, da folglich keine disjunkte Zerlegung des betrachteten Messintervalls vorliegt. Man sollte sich daher von zunächst widersprüchlichen wirkenden Angaben in der Literatur nicht verwirren lassen.

6 Das Schlaf-EEG

Das [Schlaf-EEG](#) stellt ein bedeutendes Anwendungsbeispiel der Elektroenzephalographie dar, das in so gut wie jedem einschlägigen Lehrbuch zumindest eine Erwähnung findet. Zudem kehren bei der Betrachtung des Schlaf-EEGs ein Großteil der in den Abschnitten I.1 bis I.5 erörterten Aspekte wieder, die dann in einen konkreten und alltagsnahen Anwendungsbezug, da nun mal jeder Mensch von Zeit zu Zeit schläft, eingebettet sind. Zudem kann hier auf sog. Potenzialkomplexe eingegangen werden, die in der bisherigen Betrachtung noch nicht berücksichtigt wurden. Unter dem Gesichtspunkt des exemplarischen Lernens ist das Schlaf-EEG damit durchaus eine für den Unterricht interessante Facette der Elektroenzephalographie, mit der das erste Kapitel nun abgeschlossen werden soll.

6.1 Schlafphasen des Menschen

Der Schlaf des Menschen lässt sich anhand verschiedener physiologischer und elektro-physiologischer Parameter in verschiedene [Schlafphasen](#) untergliedern. Das Elektroenzephalogramm hat hierbei einen herausragenden Stellenwert [13, S.13]. Weitere wichtige Parameter, da sie sich insbesondere als Artefakte im Elektroenzephalogramm niederschlagen, sind die Augenbewegung, Bewegungen im Schlaf und Muskelkontraktionen.

Bei der Auswertung eines Schlaf-EEGs wird die Gesamtaufzeichnung in gleich lange Zeitabschnitte, sog. [Epochen](#), unterteilt und jede dieser Epochen einer bestimmten Schlafphase zugeordnet [9, S.127]. Üblicherweise hat eine Epoche eine Dauer von 20 bis 30 s [9, S.127].

Die heute gültige Einteilung der Schlafphasen geht zurück auf Rechtschaffen und Kales, die diese 1968 veröffentlichten [9, S.127]. Diese sollen im Folgenden in ihrer typisch auftretenden Reihenfolge während des ersten Schlafzyklus (siehe Abschnitt I.6.2) mit Schwerpunkt auf die zugehörigen EEG-Parameter vorgestellt werden. Die dabei genannten Potenzialkomplexe werden in Abschnitt I.6.3 noch genauer beschrieben. Zur Veranschaulichung ist zu jeder Schlafphase jeweils ein geeigneter Epochenausschnitt abgebildet. Die EEG-Ableitung erfolgte hierfür als Quellenableitung an der Stirn. Daher ist zu beachten, dass die Amplituden in der Regel, reduziert sind und sich die Angaben im Text über die Amplitudenhöhe meist auf den Bereich der Schädeloberfläche beziehen, an dem sie den größten Wert aufweisen, was jedoch in den seltensten Fällen der Stirnbereich ist.

Wachphase (W):



Abbildung 36: Elektroenzephalogramm in der Wachphase

Die Wachphase ist hier zu verstehen als diejenige Schlafphase, in der die Augen bereits geschlossen sind, die α -Ausprägung noch dominierend ist, sich aber typische Müdigkeitsmerkmal wie eine erhöhte θ -Ausprägung zeigen [9, S.128]. Man beschreibt sie deshalb auch als ruhiges Wachsein [13, S.18]. Bereits kleinste Reize können allerdings wieder in den **aktiven Wachzustand** führen [13, S.20]. Sollte es allerdings nicht dazu kommen, erfolgt der Übergang in die NREM1-Phase [13, S.20].

NREM1-Phase:



Abbildung 37: NREM1-Phase sowie Erwachen aus einem Mikrotraum

Die NREM1-Phase hat eine Dauer von zirka 5 Minuten [13, S.23]. Umgangssprachlich würde man sie als Dösen oder Einschlafphase bezeichnen, da in ihr der Übergang vom Wachsein zum tatsächlichen Schlafen stattfindet. Hier existiert noch eine bewusste Wahrnehmung, ob man *noch wach ist* oder *schon schläft* [13, S.20].

Die Ausprägung des α -Bandes nimmt deutlich ab, wohingegen θ - und β -Wellen mit niedriger Amplitude häufiger auftreten [13, S.20]. Schlafspindeln und K-Komplexe treten noch nicht auf, sehr wohl aber sog. Vertexwellen, die aber mit der Elektrodenpositionierung aus Abbildung 37 nicht nachgewiesen werden können [9, S.121]. Was allerdings in in Abbildung 37 zu sehen ist, ist dass es in dieser Schlafphase immer wieder zu plötzlichen Bewegungs- oder Muskelartefakten kommen kann. Die Ursache hierfür ist das kurzzeitige Erwachen aus für diese Schlafphase typischen traumartigen Denkphasen, die sog. **hypnagogen Erlebnisse** oder **Mikroträume**, die meist an die letzten Gedankengänge der vorherigen Wachphase anknüpfen [13, S.20]. Diese nehmen zum Teil bizarre und unrealistische Formen an, denen oftmals durch (partielles) Erwachen, das einher geht mit einem geträumten Schreckerlebnis, ein

abruptes Ende gesetzt wird [13, S.84]. Dies führt wiederum zu einem Zucken des gesamten Körpers, was letztendlich die Erklärung für die Artefakte im Schlaf-EEG ist [13, S.84].

NREM2-Phase:



Abbildung 38: Schlaf-EEG in der NREM2-Phase

In dieser Schlafphase treten sowohl Schlafspindeln, als auch K-Komplexe auf (vgl. Abbildung 38) [13, S.23]. Zwischen diesen Potenzialkomplexen ähnelt die EEG-Kurve jener aus der NREM1-Phase [13, S.23-24]. Viele Schlafforscher sehen diese als den Beginn des eigentlichen Schlafes an [13, S.20]. Für die eindeutige Zuordnung dieser Schlafphase müssen die Spindeln in einer Epoche mindestens eine Länge 0,5 s haben, die Abstände zwischen den Schlafspindeln und K-Komplexen dürfen nicht länger als 3 Minuten sein und insgesamt nicht mehr als 20 % der Epoche ausmachen. Für Außenstehende erscheint, dass Bewusstsein einer Person im NREM2-Schlaf vollständig erloschen [13, S.24]. Des Weiteren sind sich Personen, die aus dieser Schlafphase geweckt werden, bewusst, dass sie geschlafen haben, können sich aber nicht an das Geschehen um sie herum oder an Träume erinnern [13, S.25]. Dies lässt vermuten, dass in der NREM2-Phase nicht geträumt wird, bzw. wenn doch diese Träume nicht im Kurzzeitgedächtnis gespeichert werden [13, S.25].

NREM3-Phase:



Abbildung 39: NREM3- bzw. erste Tiefschlafphase

Dies ist die erste der beiden **Tiefschlafphasen** [13, S.31], mit einer Länge von zirka 10 bis 20 Minuten [13, S.27]. Hier treten zum ersten Mal, mit bloßen Augen erkennbare δ -Wellen auf, diese sind aber, im Vergleich zu denen in der NREM4-Phase, mit 75 bis 100 μV noch mäßig hoch und treten nicht kontinuierlich auf, wie dies in Abbildung 39 zu sehen ist [13, S.25]. Nach Rechtschaffen und Kales liegt dieses Schlafstadium

genau dann vor, wenn die Ausprägung von δ -Wellen mit einer Frequenz kleiner 2/s und einer Amplitude größer $75 \mu V$ 20 bis 50 % beträgt [13, S.25]. In den Kurvenauschnitten zwischen den δ -Wellen sind die Amplituden eher niedrig und die Frequenz liegt oberhalb von 4/s [13, S.25]. Hier können auch noch vereinzelt Schlafspindeln und K-Komplexe auftreten, gerade letztere sind aber oft nur schwer von δ -Wellen zu unterscheiden [13, S.25-26].

Noch stärker als Schlafspindeln deuten die δ -Wellen auf eine sehr niedrige Reaktivität des Neuronennetzwerks im Kortex hin [13, S.26]. Daher treten in dieser Schlafphase keine Traumaktivitäten auf und eine Person lässt sich aus dieser nur erschwert wecken [13, S.25-26]. Die motorische Funktionsbereitschaft bleibt allerdings erhalten, was sich durch Reflexerregbarkeit bestätigen lässt, oder auch durch die Tatsache, dass in der NREM3-Schlafphase für gewöhnlich das Schlafwandeln beginnt [13, S.25].

NREM4-Phase:

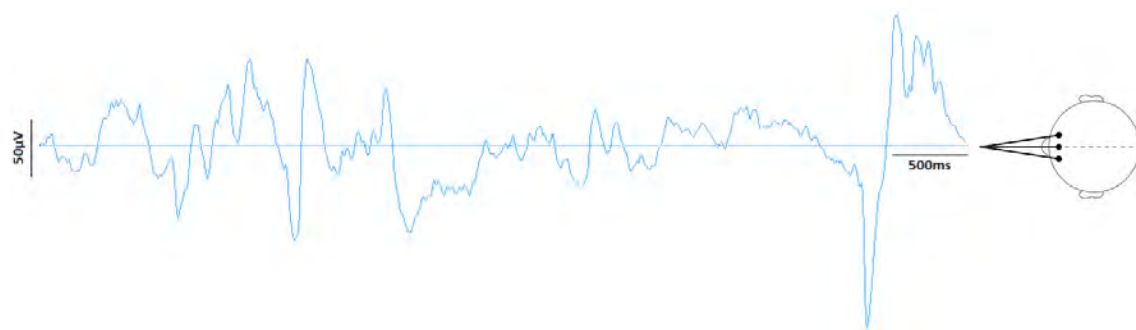


Abbildung 40: NREM4- bzw. zweite Tiefschlafphase

Die NREM4- oder auch zweite Tiefschlafphase unterscheidet sich von der ersten Tiefschlafphase eher quantitativ als qualitativ und ist ferner in etwa doppelt so lang [13, S.27-28]. Die EEG-Kurve wird hier von, im Vergleich zur NREM3-Phase, kontinuierlichen δ -Wellen beherrscht (vgl. Abbildung 40) [13, S.27]. Meist sind diese noch langsamer (bzgl. ihrer Frequenz) und hochamplitudiger [13, S.27]. Ist die Ausprägung der δ -Wellen, analog zum NREM3-Schlaf größer als 50 %, so sprechen Rechtschaffen und Kales von dieser Schlafphase [13, S.27]. Typischerweise kommt es zudem in dieser Schlafphase zu einer erhöhten Ausschüttung von Wachstumshormonen, dies kann aber auch schon in der ersten Tiefschlafphase einsetzen [13, S.27]. Am Ende dieser Schlafphase läuft der Schlafzyklus teilweise rückwärts ab, d. h. es kommt zu einer Rückkehr zur NREM2- über die NREM3-Phase, und anschließend folgt (paradoxe Weise) der Übergang in die REM-Phase [13, S.28].

REM-Phase:

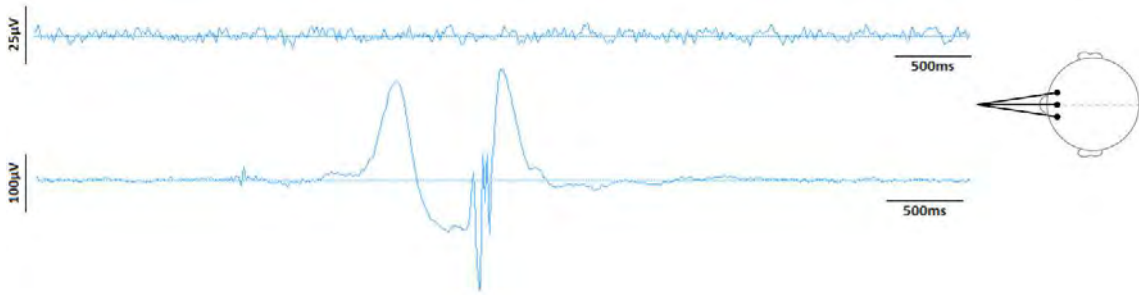


Abbildung 41: Schlaf-EEG in der REM-Phase

Beim Übergang vom Tiefschlaf in diese Schlafphase ändert sich die EEG-Kurve radikal. Innerhalb kürzester Zeit treten nur noch, im Vergleich zur NREM4-Phase, niedrige EEG-Wellen des δ - bis β -Frequenzbandes auf [13, S.28]. Die EEG-Welle erinnert dann stark an die der NREM1- oder sogar der (aktiven) Wachphase, was beim Vergleich von Abbildung 36 und 37 mit Abbildung 41 deutlich wird [13, S.28]. Dennoch ist die Weckschwelle hier sehr hoch [9, S.131]. Hier können Sägezahnwellen jedoch keine Vertexwellen auftreten [13, S.28]. Zudem ist die Ausprägung der α -Wellen im REM-Schlaf im Vergleich zur NREM1-Phase etwas erhöht [13, S.28]. Ein weiteres Zeichen für die REM-Phase ist eine starke Verminderung der Muskelanspannung, zudem sind Reflexe (de facto) erloschen [13, S.28-29].

Viel deutlicher macht sich diese Schlafphase jedoch durch rasche, meist markante und kräftige, Augenbewegungen (engl. **R**apid **E**ye **M**ovement), die sich sowohl in Elektrookulogramm zeigen wie auch als Augenartefakte im Elektroenzephalogramm, bemerkbar machen [13, S.29]. Diese sowohl vereinzelt, wie auch in kurzen Intervallen auftretenden Augenbewegungen (siehe Abbildung 41 unten) waren letztendlich Anlass dazu, die Bezeichnungen REM-Schlafphase, bzw. NREM-Schlafphasen (NON-REM-Schlafphasen) zu verwenden [13, S.29-30].

Eine weitere gebräuchliche Bezeichnung ist neben REM- auch **Traumschlafphase**. Dies ist damit zu begründen, dass 80 bis 100 % aller Personen, die aus dem REM-Schlaf geweckt werden, sich erinnern können, geträumt zu haben, was ein weiteres typisches Charakteristikum dieser Schlafphase ist [13, S.30]. Dies impliziert eine hohe neuronale Aktivität im Gehirn, die sich insoweit durch die EEG-Kurve bestätigen lässt, als dass in der REM-Schlafphase, wie bereits angemerkt, weder Schlafspindeln noch δ -Wellen auftreten und die EEG-Kurve starke Ähnlichkeit mit der NREM1- bzw. der Wachphase aufweist [13, S.31].

6.2 Zeitlicher Verlauf des Schlafes

In Abschnitt I.6.1 wurde der typische Verlauf des ersten Schlafzyklus beschrieben [13, S.33]. Ihm folgt nach einem eventuell kurzen Erwachen ein zweiter, identischer Zyklus, beginnend in der NREM2-Phase (gelegentlich auch NREM1) [13, S.33]. Diese zwei Zyklen zusammen werden als Kernschlaf bezeichnet, der entscheidend ist für die Erholung des Körpers ist [19, S.120]. Ihnen folgen zwei bis vier Zyklen des sog. Füllschlafs [19, S.120] in denen keine bzw. nur noch kurzzeitig Tiefschlafphasen auftreten, dafür die REM-Phasen deutlich länger werden. Am Ende der Nacht erfolgt schließlich das Erwachen aus einer leichten NREM-Schlafphase [13, S.33].

Abbildung 42 zeigt idealisiert den Verlauf aller Schlafzyklen während einer Nacht, die im Mittel eine Länge von 110 Minuten aufweisen [9, S.133]. Eine solche Auftragung, die eine spezifische Form der Langzeitauswertung von Elektroenzephalogramm und weiteren (elektro-)physiologischen Messung während der Nacht ist, nennt man [Schlafprofil](#) oder [Hypnogramm](#) [19, S.120]. Sie spielt in der Schlafforschung und Schlafmedizin eine wichtige Rolle, da durch diese besonders der rhythmische Charakter des menschlichen Schlafes deutlich wird, sich eine Einteilung in Kurz-, Normal- oder Langschläfer sinnvoll vornehmen lässt, sowie Abweichungen vom einem gesunden Schlafverhalten besonders sichtbar werden [9, S.134]. Um dies abschließend noch exemplarisch zu untermauern sind in der nachfolgenden Tabelle zentrale, auf empirischen Beobachtungen beruhenden Charakteristika für Kurz-, Lang- und Normalschläfer angegeben [9, S.134]:

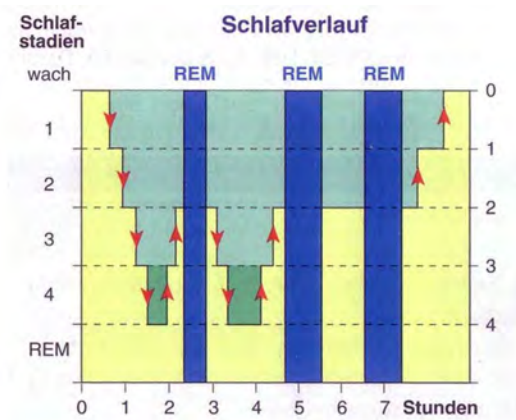


Abbildung 42: Typisches Schlafprofil eines gesunden Schlafes [19, S.120]

Schlafphase	Kurzschläfer	Normalschläfer	Langschläfer
W in %	3,4	3,6	8,6
NREM1 in %	2,5	4,2	3,4
NREM2 in %	50,7	51,0	50,9
NREM3 in %	7,6	8,1	4,4
NREM4 in %	16,2	9,6	9,2
\bar{t}_{Gesamt} in min	330,01	424,3	514,0

6.3 Potenzialkomplexe im Schlaf-EEG

Allgemein lässt sich ein **Potenzialkomplex** im Elektroenzephalogramm definieren als „Kombination von mindestens zwei verschiedenen Wellen, die sich deutlich von der Hintergrundaktivität abheben“ [18, S.40]. Wie in Abschnitt I.6.1 bereits deutlich wurde, tauchen im Schlaf-EEG eine Vielzahl unterschiedlicher Potenzialkomplexe auf, die zudem typisch für bestimmte Schlafphasen sind. Im Folgenden sollen, die drei Potenzialkomplexarten vorgestellt werden, die mit der EEG-Ableitung, die für die Erstellung der Abbildungen 36 bis 41 herangezogen wurde, auch tatsächlich nachweisbar sind, da das zugehörige EEG-Gerät auch jenes ist, das in Kapitel II als Demonstrationsgerät für den Physikunterricht noch vorgestellt wird (siehe Abschnitt II.4.2). Abbildung 43 bis 45 zeigen zudem passende Beispielkurvenverläufe. Für interessierte Leser, die mehr Potenzialformen im Schlaf-EEG, die hier insbesondere nicht erwähnt sind, sei hier auf Abschnitt 5.4 in „Klinische Elektroenzephalographie“ von Hans-Christian Hansen et al. [9, S.119-126] verwiesen.

Schlafspindeln:

Schlafspindeln, früher auch σ -Wellen genannt [9, S.122], sind Potenzialkomplexe variierender Länge (zwischen 0,5 s und 1,5 s [9, S.122]) für die, wie ihr Name schon andeutet, ihre spindelförmige Modulation charakteristisch ist [18, S.56].

Sie treten am Scheitel sowie an den zentralen Frontbereichen des Schädels auf

mit einer üblichen Frequenz von 12/s bis 14/s [9, S.122]. Ihre Amplitude übersteigt selten den Wert von $50 \mu V$ und ist ferner an den zentralen Kopfreionen am größten [18, S.46]. Wie bereits erwähnt, treten Schlafspindeln vor allem in der NREM2-, aber auch in den Tiefschlafphasen auf und sind ein sicheres Zeichen dafür, dass der Schlaf eingetreten ist [9, S.122]. Es gilt als höchst wahrscheinlich, dass Schlafspindeln das Ergebnis eines Entkopplungsprozesses zwischen Thalamus und Kortex darstellen, wodurch letztendlich ein körpereigener Schutzmechanismus gegenüber äußeren Reizen, die zum Erwachen führen könnten, erzeugt wird [9, S.123]. Kurz gesagt: Schlafspindeln haben eine **schlafprotektive Wirkung** [9, S.123].

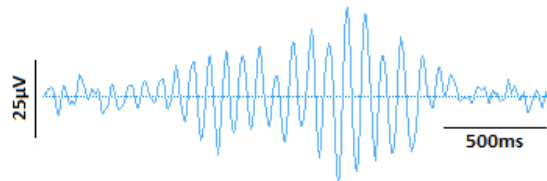


Abbildung 43: Schlafspindel

K-Komplexe:

K-Komplexe treten in der NREM2-Schlafphase spontan oder als Antwortpotenzial auf einen nicht zum Erwachen führenden Reiz auf [18, S.75]. Ein solcher Reiz kann z. B. ein Klopfsignal sein, daher rührt auch die Bezeichnung K-Komplex⁷. Er besteht aus einer zunächst scharfen negativen und einer sich anschließenden langsamen positiven

Potenzialschwankung, mit einer Länge von mindestens 500 ms, deren Amplitude am Vertex⁸ mit 100-125 μV am größten ist [18, S.75]. Zudem treten K-Komplexe oftmals zusammen mit den bereits erwähnten Schlafspindeln auf [18, S.75], was in Abbildung 44 zu sehen ist. Hierbei ist zu beachten, dass die K-Komplex Amplitude bei der für Abbildung 44 verwendeten Elektrodenanordnung geringer ausfällt als am Vertex-Punkt und zudem der negative Anteil des K-Komplexes hier deutlicher erkennbarer ist, als der positive, da dieser an den zentralen Bereichen des Schädels am stärksten ausgebildet ist [9, S.123].

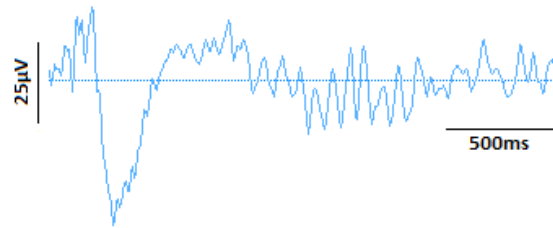


Abbildung 44: K-Komplex

Sägezahnwellen:

Die letzte Potenzialkomplexart die vorgestellt werden soll sind die Sägezahnwellen. Diese können in der REM- bzw. Traumschlafphase vorkommen, stellen aber kein notwendiges Merkmal dieser Schlafphase dar [9, S.125]. Gelegentlich werden sie auch noch der letzten NREM-Phase vor der eigentlich REM-

Phase zugeordnet, da sie sich meist wenige Minuten bevor die ersten schnellen Augenbewegungen einsetzen zeigen [9, S.125]. Während den eigentlich Augenbewegungen sind Sägezahnwellen jedoch nicht nachweisbar [9, S.125]. Des weiteren treten sie stets als Gruppe von Potenzialschwankungen mit einer Frequenz von 2/s bis 6/s auf und haben eine sägezahnförmige Morphologie [18, S.79]. Registrierbar sind Sägezahnwellen vor allem über der Vertex- und aber auch der Frontalregion des Schädels [18, S.79] und sie besitzen eine Amplitude von bis zu 150 μV [9, S.125]. Die Amplitudenhöhe verhält sich in Abbildung 45 daher ähnlich zu der der K-Komplexe in Abbildung 44.

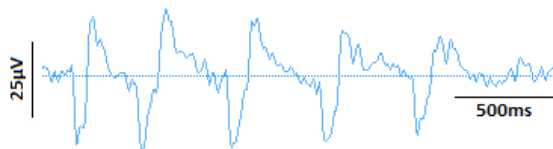


Abbildung 45: Sägezahnwellen

⁷Genauer: Der Begriff K-Komplex leiten sich von engl. to knock = klopfen ab.

⁸Also am Oberflächenmittelpunkt des Schädels; vgl. Abbildung 19.

II Physikdidaktische Aspekte zur Elektroenzephalographie

Inwieweit kann die Elektroenzephalographie den Physikunterricht bereichern? Dies ist eine, wenn nicht die fundamentale Fragestellung, die aufkommt, wenn man die Elektroenzephalographie unter dem Gesichtspunkt der Physikdidaktik betrachten will. Insbesondere liefern die Antworten auf diese Frage einen elementaren Ausgangspunkt für die Konzeption einer Lernumgebung, in der sich Schüler mit der Elektroenzephalographie auf einer dem Fach Physik gerecht werdenden und vom Anforderungsniveau her angemessenen Art und Weise auseinandersetzen. Aus diesem Grund sollen zu Beginn von Kapitel II zunächst einige zentrale Aspekte erörtert werden, die als Antworten auf obige Fragestellung aufgefasst werden können, bevor im Nachfolgenden auf die Thematisierung der Elektroenzephalographie in fachdidaktischer Literatur, sowie in den aktuellen Physiklehrplänen der Bundesrepublik Deutschland im Detail eingegangen wird und abschließend ein Überblick über zwei EEG-Geräte gegeben wird, die sich aus praktischer Sicht, wie noch begründet wird, gut für den Einsatz in einer Lernumgebung, die den soeben geforderten Maßstäben genügt, eignen.

1 Inwieweit kann die Elektroenzephalographie den Physikunterricht bereichern?

Die Frage nach der Bereicherungskraft der Elektroenzephalographie für den Physikunterricht lässt sich im wesentlichen durch zwei verschiedene Thesen beantworten. Zum einen wird das Thema der Elektroenzephalographie den Ansprüchen, die an den Physikunterricht der Sekundarstufe II gerichtet werden, in besonderem Maß gerecht und zum anderen kann die Elektroenzephalographie als Beitrag dazu betrachtet werden, den Physikunterricht mädchengerechter zu gestalten. Dies soll im Folgenden expliziert werden:

„In der Oberstufe der Gymnasien soll neben Wissenschaftspropädeutik und Studierfähigkeit vertiefte allgemeine Bildung im Vordergrund stehen. Für den Physikunterricht bedeutet das gegenüber der naturwissenschaftlichen Grundbildung:

1. qualitative Erhöhung des Reflexionsgrades durch vertiefte methodische Fähigkeiten und ein in ausgewählten Bereichen breites und tieferes fachliches Wissen;

2. fachspezifische Spezialisierung mit Klarheit über die Besonderheiten der physikalischen Weltansicht.“

[10, S.17]

An den Physikunterricht der Sekundarstufe II werden also bezüglich seines Bildungswertes und seiner Bildungsziele spezielle bzw. besonderen Anforderungen gestellt. Die Elektroenzephalographie unter physikalischen Gesichtspunkten wird diesen Anforderungen in besonderem Maße gerecht, da für ihr Verständnis eine Vertiefung und Spezialisierung des physikalischen Wissens der Schüler im Bereich der Elektrizitätslehre, deren Grundlagen bereits in der Sekundarstufe I gelegt werden, unabdingbar ist (z. B. Vertiefung durch die Einführung des Begriffs des elektrischen Potentials, sowie das Auffassen der elektrischen Spannung als Potentialdifferenz). Gleichzeitig ist die Elektroenzephalographie ein Thema mit ausgeprägtem fächerübergreifendem Charakter insbesondere zur Biologie aber auch zur Mathematik, je mehr man sich mit der quantitativen Betrachtung der Elektroenzephalographie beschäftigt. Dies kann aber insofern von Nutzen sein, da es hierdurch möglich ist die physikalische Sicht auf die Elektroenzephalographie jener anderer Naturwissenschaften gegenüberzustellen. Ein Beispiel hierfür wäre die Modellierung des Elektronen-Haut-Übergangs als ohmschen Widerstand (vgl. Abschnitt I.3.1). Hierdurch wird die Elektroenzephalographie aber auch dem zweiten oben genannten Anforderungsaspekt gerecht.

Erweitert lässt sich die Elektroenzephalographie allerdings nicht nur als ausgewähltes Spezialgebiet der Medizin und Neurobiophysik auffassen, sondern vermag zudem die Schüler generell für elektrische Phänomene in biologischen Kontexten, kurz die Thematik der Bioelektrizität zu sensibilisieren, da hier die zentrale Einheit des menschlichen Nervensystems - das Gehirn - im Mittelpunkt aller Betrachtungen steht und somit das Fachwissen der Schüler im Bereich der Elektrizitätslehre um diesen Aspekt ergänz- bzw. erweiterbar erscheint. Diese Implikation lässt sich zudem insoweit umkehren, als dass das Thema Elektroenzephalographie im Rahmen des Physikunterrichts insbesondere dazu eingesetzt werden kann, ausgewählte Aspekte der Elektrizitätslehre in einen Bezug zum menschlichen Körper darzustellen. Wie die Interessenstudien des Leibniz-Institut für die Pädagogik der Naturwissenschaften und Mathematik (IPN) aus den 1980er und 1990er Jahren gezeigt haben, ist gerade bei Mädchen das Interesse, Physik in einem derartigen Kontext zu betrachten, besonders groß [12, S.590]. Des Weiteren bestätigte sich die von Wagenschein formulierte These „Wenn man sich nach den Mädchen richtet, ist es auch für Jungen richtig, umgekehrt aber nicht“ [21, S.350]. Mädchen reagieren zudem schneller mit

Desinteresse an einem Themengebiet der Physik, wenn dieses ihnen in einem für sie weniger ansprechendem Kontext dargeboten wird, als dies im allgemeinen Jungen tun [12, S.587]. Zusammengefasst lässt dies den Schluss zu, dass die Elektroenzephalographie den Physikunterricht auch insofern bereichern kann, als dass sie gezielt dazu eingesetzt werden kann, den Unterricht mädchengerechter und damit insgesamt qualitativ hochwertiger und moderner für alle Schüler zu gestalten.

Alles in allem zeigt die obige Argumentation nicht nur, dass die Elektroenzephalographie vermag den Physikunterricht um einen interessanten Kontext zu bereichern, sondern viel mehr untermauern die vorstehenden Thesen, dass das Elektroenzephalogramm im Unterricht der Physik einen berechtigten Platz einnehmen kann, eine Tatsache, die ferner als Darseinberechtigung der Elektroenzephalographie in vielen akutell gültigen Lehrplänen der Sekundarstufe II in der Bundesrepublik Deutschland (siehe Abschnitt II.3) aufgefasst werden kann.

2 Elektroenzephalographie in der didaktischen Literatur

Zu Beginn dieses Abschnitts ist allgemein festzustellen, dass die Elektroenzephalographie bislang wenig in der fachdidaktischen Literatur thematisiert wurde, insbesondere im Kontext des Physikunterrichts. In den zunächst vielversprechend wirkenden Quellen wie „Mädchenphysik? Jungenphysik? Physik die allen Spaß macht!“ des Pädagogischen Zentrums des Landes Rheinland-Pfalz (PZ) [31], sowie der „Grundlagen der Biophysik - Handreichung für den Unterricht in der gymnasialen Oberstufe“ des Staatsinstituts für Schulqualität und Bildungsforschung München (ISB) [34] finden sich keinerlei Erwähnungen oder Anregungen zu einer konkreten Aufbereitung der Elektroenzephalographie für den Physikunterricht. In der Handreichung des ISB findet sich zumindest ein sehr detailreicher Vorschlag, wie die Grundlagen der Neurobiophysik in den Unterricht der Lehrplanalternative Biophysik integrierbar sind. Diese Grundlagen sind in großen Teilen auch notwendig für das Verständnis der der Elektroenzephalographie zugrundeliegenden biophysikalischen Prozesse (vgl. Abschnitt I.1), daher finden sich unter den Schülerexperimenten zu den biophysikalischen Grundlagen des Elektroenzephalogramms, die in Kapitel III noch vorgestellt werden, zum Teil Experimente, die z. T. als Adaption bzw. Modifikation einiger in der Handreichung des ISB vorgeschlagener Versuche für den Kontext der Elektroenzephalographie interpretierbar sind.

Die einzigen auffindbaren didaktischen Literaturquellen, die sich explizit mit dem Elektroenzephalogramm beschäftigen, stammen aus der Biologiedidaktik. Speziell handelt es sich dabei um drei verschiedene Artikel aus den Zeitschriftenreihen „Unterricht Biologie - Zeitschrift für alle Schulstufen“ sowie „Praxis der Naturwissenschaften - Biologie in der Schule“, die im Folgenden kurz vorgestellt werden sollen. Vorab sei jedoch angemerkt, dass die von den entsprechenden Autoren gemachten Überlegungen sowie deren Anregungen und Vorschläge sich weitestgehend speziell auf den Biologieunterricht beziehen bzw. gerade die für den Physikunterricht interessanten Fragestellungen zur Elektroenzephalographie oft nur angerissen oder übersprungen werden, womit insgesamt auch diese Quellen nur geringfügig als Grundlage für die Aufbereitung des Elektroenzephalogramms für den Physikunterricht geeignet sind:

H. Bickel: Moderne Technik für die Reise durchs Gehirn [26]:

Dr. Horst Bickel erörtert in seinem Beitrag „Moderne Technik für die Reise durchs Gehirn“ für „Praxis der Naturwissenschaften - Biologie in der Schule“ einen historischen Ansatz zur Thematisierung der Erforschung des Gehirns im Biologieunterricht der Sekundarstufe I und II. Besonderen Wert wird hierbei auf die Trennung des Gehirns und seiner Funktionen aus Sicht der Naturwissenschaften von „Vorstellungen

einer Seele aus dem religiösen Bereich“ gelegt [26, S.28]. Im Rahmen dieses Ansatzes sollen den Schülern die Elektroenzephalographie neben weiteren modernen Untersuchungsmethoden wie die Magnetresonanztomographie, die Computertomographie oder die Positronen-Emissions-Tomographie in einer arbeitsteiligen Gruppenarbeit näher gebracht werden. Der Autor empfiehlt zudem den vorgeschlagenen Ansatz in Form einer Internet- und Textrecherche zu gestalten. Ein hierfür die Elektroenzephalographie sehr kurz, aber schülergerecht vorstellender Text, der auch auf das Elektroenzephalogramm als elektrophysiologische Messmethode der Schlafforschung eingeht, sowie konkrete Internetadresse für weitere Recherchen beinhaltet, liegt dem Artikel zusätzlich bei [26, S.29].

J. Zabel: Lernen im Schlaf - ein Unterrichtsmodell [35]:

Der ebenfalls in „Praxis der Naturwissenschaften - Biologie in der Schule“ erschienene Beitrag von Jörg Zabel beschreibt ein Unterrichtsmodell zur Behandlung des Themas Einfluss des Schlafverhaltens auf die Gedächtnisleistung des Menschen. Hierbei wird auch das Hypnogramm als spezielle EEG-Auswertung der Schlafforschung und die Charakteristiken der verschiedenen Schlafphasen erwähnt. Fragestellungen, die für den Physikunterricht von Interesse sind, außer dass verschiedene elektrophysiologische Messmethoden sowie EEG-Bänder benannt werden, werden de facto nicht erörtert. Vielmehr liegt der Schwerpunkt darauf, mit dem vorgestellten Unterrichtsmodells darauf Gedächtnis und Lernen, Themen, die typischerweise der Psychologie zugeordnet sind, in den Biologieunterricht einbetten zu können.

M. Lindner-Effland: Messung von Nervenaktivitäten mit dem Computer [29]:

Diese Unterrichts Anregung für die Sekundarstufe I beschäftigt sich allgemein mit der Ableitung bioelektrischer Potenziale mit Hilfe von Computermesswerterfassungssystemen. Diese Technik war zum Zeitpunkt der Veröffentlichung des Artikels (1997) bei weitem nicht derart verbreitet, wie es heutzutage der Fall ist; der Autor selbst nennt das Speicheroszilloskop sowie den X/Y-Schreiber als die bis dato üblichen Geräte zur Erfassung bioelektrischer Potenziale in der Schule. Konkret werden verschiedene zum damaligen Zeitpunkt verfügbare Messwerterfassungssysteme verschiedener Lehrmittelhersteller benannt, die man aufgrund des massiven Entwicklungsfortschritts in der Computertechnik heute aber als überholt bezeichnen würde.

„Dieser Artikel ist bewusst so angelegt, dass nicht nur „Computerfreaks“ verstehen, welche Anwendungen möglich sind und wie die Geräte funktionieren. Auch den weniger versierten Kolleginnen bzw. Kollegen soll die Arbeitsweise der Messapparaturen deutlich werden.“ [29, S.19]

Ferner werden die mit diesen Systemen möglichen Messversuche am Menschen benannt. Hierbei wird neben der Elektrokardiographie und der Elektromyographie

auch die Elektroenzephalographie erwähnt, allerdings mit dem Hinweis, dass sich diese mit den genannten Messwerterfassungssystemen schwierig aber nicht unmöglich gestaltet. Mutmaßlich aus diesem Grund wurde der Schwerpunkt des Beitrags nicht auf der Elektroenzephalographie, sondern auf anderen Messmethoden, insbesondere die Elektrokardiographie gelegt. Für physikdidaktische Fragestellungen ist dieser Artikel vor allem deshalb einer der wenig interessanten, da er als einziger auch auf die der Messwerterfassung zugrundeliegende Technik eingeht, speziell die Filter- und Verstärkertechnik, die bis heute im wesentlichen gleich geblieben ist.

3 Elektroenzephalographie in Physiklehrplänen der Sekundarstufe II

Um die Elektroenzephalographie unter physikalischen Gesichtspunkten sinnvoll für Schüler aufzubereiten ist es zweckdienlich den Blick auch auf die aktuell gültigen Physiklehrpläne der Sekundarstufe II in der Bundesrepublik Deutschland zu richten. Die hierzu vorgenommene Lehrplanrecherche ist am Ende dieses Abschnitts tabellarisch zusammengefasst. Es zeigt sich, dass in acht der sechzehn Bundesländern die Elektroenzephalographie im Physiklehrplan explizit erwähnt wird, und darüber hinaus finden sich in fünf Bundesländern zur Elektroenzephalographie stark verwandte Themengebiete bzw. ähnliche Formulierungen wie in den zuvor erwähnten acht Bundesländern, die eine indirekte aber klare Lehrplaneinordnung zulassen, obwohl das Elektroenzephalogramm hier nicht ausdrücklich genannt wird. Lediglich in drei Bundesländern ist keine klare Zuordnung der Elektroenzephalographie in den Physiklehrplan möglich, wobei hier allerdings noch genauer zu differenzieren ist (siehe unten).

Baden-Württemberg, Bayern, Berlin, Brandenburg, Mecklenburg-Vorpommern, Nordrhein-Westfalen, das Saarland sowie Rheinland-Pfalz sind jene Bundesländer in denen die Elektroenzephalographie im Physiklehrplan genannt ist. Durchgehen wird dabei das Elektroenzephalogramm als additives Thema der elften Jahrgangsstufe genannt. Lediglich Rheinland-Pfalz bildet eine Ausnahme, da hier elfte und zwölfte Jahrgangsstufe zur Qualifikationsphase zusammengefasst sind. Zudem muss der gymnasiale Lehrplan von Nordrhein-Westfalen als ein Sonderfall betrachtet werden, denn das Elektroenzephalogramm wird hier lediglich als Themenvorschlag einer Schülerfacharbeit genannt [51].

Es fällt auf, dass die Elektroenzephalographie genau dann im Lehrplan Erwähnung findet, wenn dieser ein Wahlmodul Medizinphysik offeriert. Dabei wird sie oft zusammen mit der Elektrokardiographie sowie typischen Thematiken der Neurobiophysik wie Ruhe- und Aktionspotenziale genannt. Speziell der bayerische Gymnasiallehrplan fällt hier besonders auf, da hier die Neurobiophysik ein Pflichtmodul der Lehrplanalternative Biophysik darstellt und sich das Elektroenzephalogramm, das Elektrokardiogramm und der Defibrillator gemeinsam im möglichen, sich anschließenden Wahlmodul „Strahlenbiophysik und Medizinphysik“ finden [45].

Der seltenere Fall ist, dass die Elektroenzephalographie als Anwendungsbeispiel elektrischer Potenziale im Themenkomplex „Coulombfeld“ genannt wird. Allerdings ermöglicht gerade dieser Fall in den fünf Bundesländern, in denen das Elektroenzephalogramm nicht direkt genannt ist (Bremen, Hessen, Niedersachsen, Sachsen und Schleswig-Holstein) eine, wie bereits erwähnt, treffende Zuordnung in den Physiklehrplan. Besonders hervorzuheben sind dabei Sachsen und Schleswig-Holstein, in deren

Physiklehrplänen der Sekundarstufe II die Reizleitung in Nervenzellen [54, 57], sowie das Elektrokardiogramm (nur Sachsen) auftauchen, wobei sich allerdings zeitgleich das Elektroenzephalogramm als mögliches Thema der Jahrgangsstufe zwölf, im Gegensatz zu den übrigen Bundesländern, darstellt.

Weitere generelle Trends in den dreizehn Bundesländer, in denen die Elektroenzephalographie mit dem Physiklehrplan klar vereinbar sind, dass sie öfter als Anwendungsbeispiel im Lehrplan des gewöhnlichen Gymnasiums und weniger im beruflichen Gymnasium genannt wird, als umgekehrt und die Tatsache, dass wenn im entsprechenden Bundesland in der Sekundarstufe II noch ein Kurssystem existiert, das Elektroenzephalogramm eher als Themenvorschlag für den Grundkurs als für den Leistungskurs offeriert wird.

Abschließend soll nun noch auf die drei Bundesländer Hamburg, Sachsen-Anhalt und Thüringen gesondert eingegangen werden, bei denen keine deutliche Zuordnung des Elektroenzephalogramms in den aktuellen Physiklehrplan möglich ist:

Beim Lehrplan der gymnasialen Oberstufe der Freien und Hansestadt Hamburg aus dem Jahr 2009 handelt es sich mehr um einen inhaltlich sehr allgemein gehaltenen Rahmenlehrplan, der in Anlehnung an die KMK-Bildungsstandards Kompetenzen und Anforderungsniveaus eindeutig definiert und gleichzeitig anstatt konkreter inhaltliche Themengebiete die verbindlichen Inhalte (Konzepte) eher unscharf benennt [48]. Letzteres ist der ausschlaggebende Grund, warum keine klare Zuordnung der Elektroenzephalographie möglich war, allerdings kann das Elektroenzephalogramm durchaus dem in diesem Lehrplan verbindlich genannten Feldkonzept zugeordnet werden.

Im Freistaat Thüringen findet sich die Elektroenzephalographie nicht im Lehrplan der Physik der gymnasialen Oberstufe (vgl. [59]), jedoch gibt es in der Qualifikationsstufe des beruflichen Gymnasiums das Schulfach „Biologietechnik“, in dessen Rahmen Neurobiologie einen sehr ausgedehnten und zentralen Themenkomplex darstellt [58]. Hierdurch ergibt sich zumindest eine indirekte Zuordnung der Elektroenzephalographie in den Lehrplan eines physiknahen Faches in der Sekundarstufe II. Lediglich in Sachsen-Anhalt findet sich weder im Lehrplan des Gymnasiums noch dem des Fachgymnasium Erwähnungen oder Querverweise (z. B. aus der Medizinphysik), die eine Zuordnung des Elektroenzephalogramms ermöglichen würden. Sachsen-Anhalt nimmt damit einen Sonderfall unter allen Bundesländern ein. Da das Coulombfeld jedoch auch in diesen gymnasialen Lehrplänen der Sekundarstufe II eine zentrale Rolle spielt, ergibt sich, ähnlich wie im Fall von Hamburg, hier eine zumindest mögliche, wenn auch nicht klare Zuordnung des Elektroenzephalogramms in den Lehrplan.

Alles in allem ergibt sich für die in Kapitel III erläuterte Konzeption des Schülerforschungstages zur Elektroenzephalographie als schülergerechte Aufbereitung dieses Themas aus der Lehrplanrecherche kurz zusammengefasst folgende Grundideen: Unter Berücksichtigung der Trends in den aktuell gültigen Physiklehrpläne in der Bundesrepublik Deutschland sollte ein Schülerforschungstag zur Elektroenzephalographie für Schüler der elften Jahrgangsstufe ausgelegt sein. Da das Elektroenzephalogramm stets ein additives Thema darstellt, erscheint zudem ein erhöhtes Anforderungsniveau als durchaus berechtigt und angemessen. Thematisch sollte der Schülerforschungstag zudem Neurobiophysik und Medizintechnik gleichermaßen berücksichtigen, sowie fächerübergreifende Aspekte der Thematik z. B. zur Biologie sollten nicht nur genutzt werden, sondern in einem angemessenen Rahmen explizit hervor gehoben werden, um die Elektroenzephalographie als Anwendungsbeispiel sowohl physikalischer wie nichtphysikalischer Leitgedanken darstellen zu können.

Bundesland	Baden- Württtemberg	Bayern	Berlin	Branden- burg
Schulform	berufliches Gymnasium	Gymnasium	Sekundar- stufe II	Sekundar- stufe II
Jahrgangsstufe	11	11	11	11
Kurs	Leistungskurs	Biophysik	Grundkurs	Grundkurs
Lehrplanversion	2003	2004	2008	2008
EEG genannt	ja	ja	ja	ja
EEG zuordbar	ja	ja	ja	ja
Themengebiet	Coulombfeld	Medizin- physik	Medizin- physik	Medizin- physik
Lehrplanquelle	[44]	[45]	[46]	[46]

Bundesland	Bremen	Hamburg	Hessen	Mecklenburg-Vorpommern
Schulform	Gymnasium	Gymnasium	Gymnasium	Sekundarstufe II
Jahrgangstufe	11/12	11/12	11	11
Kurs	Leistungskurs	—	Grundkurs	Grundkurs
Lehrplanversion	2008	2009	2010	2008
EEG genannt	nein	nein	nein	ja
EEG zuordbar	ja	nein	ja	ja
Themengebiet	Coulombfeld	—	Coulombfeld	Medizinphysik
Lehrplanquelle	[47]	[48]	[49]	[46]

Bundesland	Niedersachsen	Nordrhein-Westfalen	Rheinland-Pfalz	Saarland
Schulform	Sekundarstufe II	Gymnasium	Gymnasium	Sekundarstufe II
Jahrgangstufe	11/12/13	11	11/12	11
Kurs	Grund- und Leistungskurs	—	Grundkurs	Grundkurs
Lehrplanversion	2009	1999	1999	2008
EEG genannt	nein	ja	ja	ja
EEG zuordbar	ja	ja	ja	ja
Themengebiet	Coulombfeld	— (Facharbeit)	Medizinphysik	Coulombfeldphysik
Lehrplanquelle	[50]	[51]	[52]	[53]

Bundesland	Sachsen	Sachsen- Anhalt	Schleswig- Holstein	Thüringen
Schulform	berufliches Gymnasium	(Fach-) Gymnasium	Sekundar- stufe II	(berufliches) Gymnasium
Jahrgangstufe	12	11/12	12	11/12
Kurs	—	—	Leistungskurs	—
Lehrplanversion	2007	2003/04	2002	2010/12
EEG genannt	nein	nein	nein	nein
EEG zuordbar	ja	nein	ja	nein
Themengebiet	Coulombfeld	—	Coulombfeld, Projektlernen	—
Lehrplanquelle	[54]	[55, 56]	[57]	[58, 59]

4 Sensoren und Software für den Physikunterricht

Wie in Abschnitt I.4 bereits erwähnt, handelt es sich bei EEG-Geräten de facto um Präzisionsvoltmeter. Für gewöhnlich haben sie deshalb einen beträchtlichen materiellen Wert, was zum Teil hohe Anschaffungskosten impliziert. Des Weiteren sind EEG-Geräte in aller Regel für die medizinische Praxis und weniger für edukative Zwecke konstruiert. Zusammengefasst ergibt sich damit die Schlussfolgerung, dass EEG-Geräte gemeinhin aus kostentechnischen und praktischen Aspekten für das Experimentieren im Rahmen des Physikunterrichts nicht geeignet sind. Mutmaßlich ist hierin mitunter eine Erklärung zu finden, warum die Elektroenzephalographie zwar schon seit geraumer Zeit Einzug in viele Physiklehrpläne der Sekundarstufe II gefunden hat (vgl. Abschnitt II.3), ein konkretes Konzept für die praktische Umsetzung dieses möglichen Lehrplaninhaltes bis heute jedoch noch nicht existiert. Im letzten Abschnitt von Kapitel II sollen daher zwei aktuell für den Endverbraucher im Handel verfügbare EEG-Geräte vorgestellt werden, die sich zum einen von ihren Anschaffungskosten her auf einem auch für Schulen bezahlbaren Niveau bewegen und deren Aufbau des weiteren einen Einsatz im Physikunterricht zulässt. Letzteres zeigt sich vor allem auch in der Konzeption des Schülerforschungstages zur Elektroenzephalographie (siehe Kapitel III), in dessen Rahmen beide Geräte in verschiedenen Sachkontexten von den Schülern verwendet werden sollen.

4.1 Mindwave und OpenViBE

Für den in Kapitel III vorgestellten Schülerforschungstag, sowie für einen Großteil der Messkurven in Kapitel I wurde vorzugsweise das 1-Kanal-EEG-Gerät Mindwave der amerikanischen Firma Neurosky verwendet. Dabei handelt es sich um eines der ersten EEG-Geräte, die speziell für den Endverbrauchermarkt entwickelt wurden. Wie die Universität Wollongong in einer Vergleichsstudie feststellte [37], liefert das Mindwave elektroenzephalographische Messergebnisse, die mit denen professionellen EEG-Geräten in ihrer Genauigkeit vergleichbar sind. Dies und der zudem im Vergleich zu anderen EEG-Geräten deutlich günstigere Preis (unter 200 €) ist wohl bisweilen ein Grund, warum das Mindwave bereits an vielen universitären Einrichtungen zu Forschungszwecken eingesetzt wird.

Grundlage des Mindwaves ist der in Abbildung 46 darge-



Abbildung 46: Der „Think-Gear“-Chip (TGAM) [39]

stellte sog. „Think-Gear“-Chip (TGAM), ein speziell für elektroenzephalographische Messverfahren entwickelter Mikrochip [39]. Es sei angemerkt, dass dieser ferner auch in anderen Produkten, wie dem Spiel „Mindflex“ der Spielzeugfirma Mattel verbaut ist und auch beim Hersteller für eigene Entwicklungsarbeiten direkt erworben werden kann [37].

Technische Spezifikationen des Mindwave:

Das Mindwave selbst besteht aus einem Headset, dass über eine AAA-Batterie mit elektrischem Strom versorgt wird und über einen speziellen Bluetooth-USB-Stick drahtlos mit dem Computer verbunden wird. Wie in Abbildung 47 zu sehen ist das Headset wiederum zusammengesetzt aus einem verstellbaren Kunststoffhaarband, sowie einem auf die Stirn schwenkbaren Sensorarm und einem Ohrclip als Referenzelektrode. Bei den Elektroden handelt es sich jeweils um sog. Trockenelektroden, d. h. ein spezielle Kontaktgel zwischen Elektrode und Haut ist nicht erforderlich [37]. Anzumerken ist, dass sich im praktischen Einsatz des Mindwave zeigte, dass das Headset gerade für Menschen mit vergleichbar kleinem oder großem Schädel nur schwer ordnungsgemäß einstellbar ist.

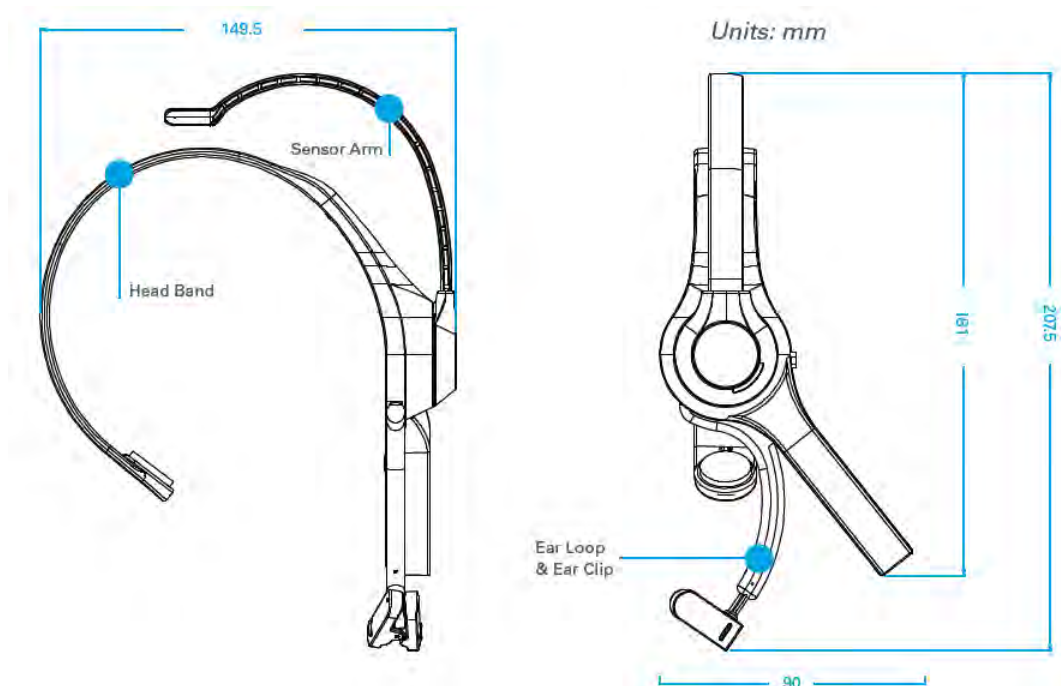


Abbildung 47: Skizze des Mindwave-Headsets [38]

„Es misst mit wissenschaftlicher Genauigkeit Gehirnwellenimpulse an der Stirn, an einer Position die Neurowissenschaftler FP1 nennen.“ [37]. Hieraus und den Spezifikationen des „Think-Gear“-Chips geht hervor, dass die dem Mindwave zugrundeliegende Ableitungsmethode, die Referenzableitung ist (vgl. Abschnitt I.3.4). Ferner

zeigte sich im konkreten Einsatz des Mindwave, dass die Position der Ableitelektrode eher dem Fpz- als dem Fp1-Punkt des 10-20-Systems entspricht, was von Person zu Person aber durchaus variieren kann. Weitere Eckdaten sind zudem in folgender Tabelle zusammengefasst [38]:

Gewicht (Headset)	90 g
maximale Betriebszeit	6 - 8 h
Samplingrate	512 Hz
Reichweite der drahtlosen Verbindung	10 m
maximales Eingangssignal	1 mV (peak to peak)
messbares Frequenzspektrum	3 - 100 Hz

Das Softwarepaket OpenViBE:

Das Softwareangebot zum Neurosky Mindwave ist zwar vielfältig, einzelne Softwarepakete müssen aber in dem meisten Fällen zusätzlich kostenpflichtig erworben werden. Gerade wenn man EEG-Kurven professionell bzw. auf einer quantitativen Ebenen aufnehmen und auswerten will, können diese zusätzlichen Kosten schnell die eigentlichen Hardwareanschaffungskosten übersteigen. Eine Ausnahme bildet das unter General Public Licence veröffentlichte Programmpaket OpenViBE des französischen Forschungsinstituts Institut national de recherche en informatique et en automatique (INRIA). Diese seit 2006 kontinuierlich weiterentwickelte Design-Software für sog. Brain-Computer-Interfaces (BCI) ist in der aktuellen Version (0.16.1) für Linux- und Windows-Betriebssystem verfügbar.

Die Schnittstelle zwischen einem BCI bzw. einem EEG-Gerät und der eigentlich Design-Software stellt der in OpenViBE integrierte OpenViBE Acquisition Client her. Hier können eine Vielzahl von bereits vorkalibrierten Geräten mit OpenViBE verbunden und deren Ausgangssignale wiedergegeben werden, aber auch künstliche Testsignale, z. B. Sägezahnspannungen, erzeugt werden (siehe Abbildung 48). Speziell bei der Verbindung des Mindwave mit OpenViBE ist darauf zu achten, entspre-

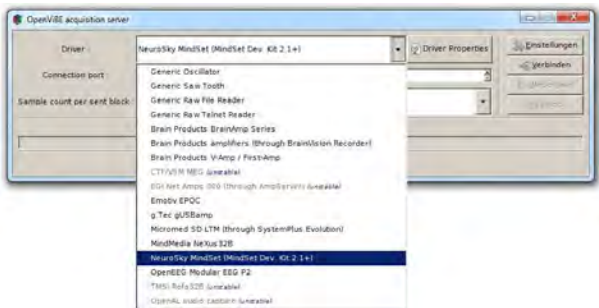


Abbildung 48: OpenViBE Acquisition Client

chende Ausnahmeregelungen in der Firewall des Betriebssystems vorzunehmen und den COM-Port des USB-Stick-Treibers zwischen 1 und 16 zu wählen.

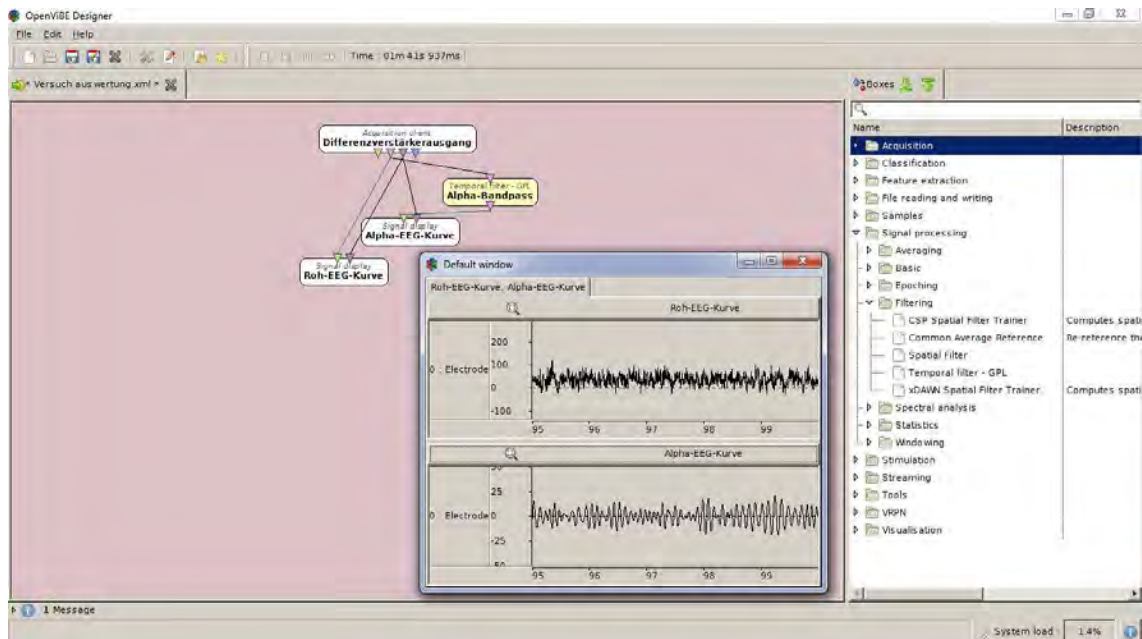


Abbildung 49: Der OpenViBE Designer während einer Echtzeit-EEG-Messung

Der OpenViBE Designer, der in Abbildung 49 zu sehen ist, ist eine Drag-and-Drop-Umgebung, in der eine Vielzahl verschiedener Module direkt aus dem sich rechts befindlichen Katalog platziert und je nach gewünschtem Szenario miteinander verbunden werden können. Diese Module können wie in Abbildung 49 zusätzlich mit Namen versehen werden, um so ein Szenario übersichtlicher zu gestalten. Die Möglichkeiten der Anwendung, die der Designer bietet, sind insgesamt vielfältiger als dies die Hardware des Mindwave überhaupt zulässt, da auch professionelle EEG-Geräte mit OpenViBE angesteuert werden können. Deshalb sollen an dieser Stelle nur kurz und tabellarisch, die elementarsten und im Schülerforschungstag, der in Kapitel III vorgestellt wird, auch tatsächlich verwendeten Design-Module genannt werden. Eine ausführliche Dokumentation von OpenViBE ist zudem auf der Internetpräsenz des Instituts INRIA sowohl in englischer als auch in französischer Sprache zu finden⁹:

Modulname	Funktionsweise
Acquisition Client	Dies ist das Verbindungsmodul zwischen dem OpenViBE Designer und dem OpenViBE Acquisition Client und liefert de facto das Ausgangssignales verbundenen BCIs bzw. EEG-Gerätes für das gewünschte Szenario.

⁹Siehe hierzu <http://openvibe.inria.fr/documentation-index/>.

Signal Display	Dieses Modul erzeugt während eines Messvorgangs einen Ausgabebildschirm des mit ihm abgegriffenen EEG-Signals. Die Achsenskalierungen und -beschriftungen können dabei fest voreingestellt werden.
Temporal Filter - GPL	Der Temporal Filter - GPL ermöglicht die Filterung eines Eingangssignals. Hierbei stehen die Bandsperre, sowie Band-, Hoch- und Tiefpass zur Auswahl. Die minimale Filterfrequenz ist dabei softwarebedingt auf 1 Hz beschränkt.
GDF File Writer	Mit diesem Modul können Roh- oder bereits gefilterte EEG-Kurven im .gdf-Format abgespeichert werden. Dieses ist insbesondere vom Generic Raw File Reader des OpenViBE Acquisition Client lesbar. Hierdurch können also bereits durchgeführte EEG-Messungen als Simulation auch in anderen Design-Szenarien durchlaufen werden.
CSV File Writer	Analog zum GDF File Writer können hiermit EEG-Kurven im .csv-Format auf der Festplatte als Tabelle gesichert werden. Dieses Dateiformat ist unter anderem in gängigen Tabellenkalkulationsprogrammen importierbar, wodurch sich erfasste Messwerte auch außerhalb der OpenViBE-Umgebung auswerten und bearbeiten lassen.

In der Symbolleiste des OpenViBE Designers befindet sich neben dem „Window-Manager“ (gekreuztes Schraubenzieher und Schraubenschlüssel Symbol), in dem die Ausgabebildschirme konfiguriert werden können, Start- und Stop-Bedienfelder, mit denen eine EEG-Aufzeichnung unmittelbar gestartet bzw. beendet werden kann. Die Ausgabebildschirme erscheinen dann in einem neuen Fenster, indem auch nachträglich noch die Skalierung sowie die Achsenbeschriftungen während der laufenden Messung geändert werden können. Die Gesamtaufnahmezeit wird zudem in der Symbolleiste auf Millisekunden genau angezeigt. Sollte die Konfiguration des Szenarios einer Messung fehlerbehaftet sein, so erscheint dies im OpenViBE Designer unten links als Fehlermeldung, die durch Anklicken des dort befindlichen Pfeil-Symbols detailliert eingesehen werden kann. Hierdurch können Fehlerquellen effektiv aufgesucht und eliminiert werden.

4.2 Zeo Personal Sleep Coach und ZeoScope

Das zweite EEG-Gerät, welches speziell in der letzten Station des Schülerforschungstages zum Einsatz kommt und auch zur Aufzeichnung der Schlaf-EEG-Kurven in Abschnitt I.6 verwendet wurde, ist der Zeo Personal Sleep Coach, kurz Zeo, dass in Abbildung 50 zu sehen ist. Dieses Gerät ist eigentlich ein sog. Schlafphasenwecker, d. h. mit ihm werden während der Nacht die Schlafphasen



Abbildung 50: Zeo Personal Sleep Coach

einer Person mittels spezieller Sensortechnik erfasst, mit dem Ziel, die Person genau dann aus dem Schlaf zu wecken, wenn sie sich gerade in einer für ein angenehmes Erwachen besonders günstigen Phase des Schlafes befindet [43, S.12]. Bedauerlicherweise ist die Herstellerfirma Zeo Inc. im Mai 2013 insolvent gegangen, weswegen unter anderem der Internetsupport für den Zeo Personal Sleep Coach und keine Kontaktaufnahme mit den Entwicklern mehr möglich ist. Insgesamt stehen daher deutlich weniger detaillierte Informationen über die technischen Spezifikationen des Zeos zur Verfügung, als dies beim Mindwave der Fall ist. Was allerdings in Erfahrung gebraucht werden kann sind folgende Eckdaten:

Das Zeo greift über ein kabelloses Sensorstirnband ein EEG-Signal einer Person ab (siehe Abbildung 51). Auf dem Stirnband selbst befinden sich, drei aneinandergereihte Trockenelektroden mit Silberbeschichtung [30], wobei beim Anlegen des Stirnbandes die mittlere Elektrode in etwa auf dem Fpz-Punkt des 10-20-Systems platziert wird [42]. Die Geometrie der Elektrodenanordnung, die Tatsache, dass das Zeo genau ein Roh-EEG-Ausgangssignal liefert und dass keine Referenzelektrode am Stirnband ausgemacht werden kann, lässt zudem den Schluss zu, dass dem genauen Messverfahren des Zeo Personal Sleep Coach eine spezielle Form der Quellenableitung zugrunde liegt (vgl. Abschnitt I.3.4).



Abbildung 51: Zeo Sensorstirnband

Um die Schlafphasen einer Person bestimmen zu können, analysiert das Stationsgerät das Roh-EEG-Signal in jeweils 30 Sekunden langen Zeitintervallen mittels

schneller Fourier Transformation das Roh-EEG-Signal [30] und bestimmt hiermit die Ausprägungen folgender sieben, sich zum Teil überlappende EEG-Bänder [41]:

Frequenzintervall	Bezeichnung in Zeo Raw Data Library	Bezeichnung in ZeoScope
$2/s \leq f \leq 4/s$:	δ -Band	D
$4/s \leq f \leq 8/s$:	θ -Band	T
$8/s \leq f \leq 13/s$:	α -Band	A
$13/s \leq f \leq 18/s$:	β_1 -Band	B1
$18/s \leq f \leq 21/s$:	β_2 -Band	B2
$11/s \leq f \leq 14/s$:	β_3 -Band	B3
$30/s < f \leq 50/s$:	γ -Band	G

Ein weiterer Berechnungsalgorithmus bestimmt nun anhand dieser Ausprägungen jeweils im Fünfminutentakt die momentane Schlafphase der Person, wobei hier lediglich zwischen wach, leichtem Schlaf, tiefen Schlaf und REM-Schlaf unterschieden wird. Das so entstehende Hypnogramm wird nun für die Weckfunktion des Zeos verwendet und zudem auf einer Secure-Digital-Speicherkarte im Stationsgerät gespeichert. Dieses gespeicherte Hypnogramm kann dann nach Beendigung der Aufzeichnung am Computer mit dem Programm Zeo Decoder Viewer genauer betrachtet werden (siehe Abbildung 52). Vor der Insolvenz der Herstellerfirma war dies auch über eine speziell hierfür entwickelte Onlineplattform möglich [43, S.13-15].



Abbildung 52: Zeo Decoder Viewer

Insbesondere befindet sich auf der Rückseite des Stationsgerätes unterhalb einer Plastikabdeckung eine serielle Anschlusschnittstelle (Abbildung 53), an der es möglich ist, sowohl das Roh-EEG, als auch die bereits berechneten EEG-Band-Ausprägungen, sowie das Hypnogramm in Echtzeit mit dem Computer abzugreifen. Der Zeo Personal Sleep Coach kann damit de facto zu einem für edukative Zwecke nutzbaren 1-Kanal-EEG-Gerät, das im Gegensatz zum Mindwave auch für Langzeit-



Abbildung 53: serielle Anschlusschnittstelle des Zeo-Stationsgerätes

messungen geeignet ist, umfunktioniert werden oder anders ausgedrückt erst hierdurch wird aus dem Zeo nicht nur ein modischer Wecker mit Zusatzfunktionen, sondern ein auch für didaktische Zwecke sinnvoll nutzbares Gerät. Hierzu sind allerdings noch zusätzliche Maßnahmen erforderlich:

Umbau des Zeo Personal Sleep Coach und die Zeo Raw Data Library:

Um den direkten Rohdatenabgriff am Zeo Personal Sleep Coach nutzen zu können, hat die Herstellerfirma den Kunden spezielle Entwicklersoftware zur Verfügung gestellt. Im Detail handelt es sich dabei um eine spezielle Entwicklerfirmware, die zunächst auf das Stationsgerät aufgespielt werden muss, um die serielle Schnittstelle erst nutzen zu können und zum anderen um eine Programmbibliothek (Zeo Raw Data Library) für die Programmiersprache Python, die es ermöglicht eigene Software zur Datenaufzeichnung und -analyse mit dem Zeo zu programmieren. Die komplette Entwicklersoftware, sowie das mit der Zeo Raw Data Library entwickelte Programm ZeoScope sind im Anhang in digitaler Form zu finden (siehe Anhang D.5).

Für die Verbindung von Computer und Zeo Personal Sleep Coach benötigt man hinzukommend noch ein geeignetes Verbindungskabel (Abbildung 54). Aufgrund der Sonderarchitektur der Schnittstelle auf der Rückseite der Zeo-Gerätestation, muss dieses erst selbst hergestellt werden. Als Grundlage hierfür eignet sich ein USB-Seriell-Konverterkabel, genauer ein 5 V FTDI-Kabel. Bei dessen Umbau zu einem geeigneten Verbindungskabel müssen lediglich drei der sechs seriellen Pins des Kabels abgeklemmt, sowie die verbleibenden drei in dem für die Anschlussstelle des Zeos angepassten Steckverbinders neu angeordnet werden. Eine detaillierte Umbauanleitung in englischer Sprache ist ebenfalls digitalisiert im Anhang D.5 einsehbar.



Abbildung 54: Modifiziertes 5 V FTDI-Kabel

Das Programm ZeoScope:

Wie zum Teil bereits angedeutet basiert das als freie Software auch im Internet verfügbare Programm ZeoScope auf der Zeo Raw Data Library. Mit diesem Programm ist sowohl die Aufzeichnung, wie auch die Sicherung der EEG-Ausgangssignale des Zeo Personal Sleep Coach, die den Computer über das Verbindungskabel erreichen, besonders komfortabel und einfach möglich. An dieser Stelle sei allerdings angemerkt, dass insbesondere die Datenaufzeichnung mit ZeoScope nur auf dem Betriebssystem Windows XP fehlerfrei funktioniert und ferner die Program-

mierschnittstelle DirectX in aktueller Version auf dem Betriebssystem vorinstalliert sein muss. Mit ZeoScope sind zudem bereits durchgeführte (Langzeit-)Messungen erneut aufrufbar, wodurch sich analoge Auswertungsverfahren, wie sie in Abschnitt I.5 vorgestellt wurden, auf die vom Zeo gemessene Roh-EEG-Kurve direkt anwenden und die Ergebnisse dieser Auswertung z. B. mit den durch das Zeo berechneten EEG-Band-Ausprägungen in Verbindung setzen lassen. ZeoScope eignet sich daher besonders für die Thematisierung der EEG-Auswertungsverfahren, was mitunter ein ausschlaggebender Grund war, den Zeo Personal Sleep Coach zusammen in Verbindung mit ZeoScope in den Schülerforschungstag zur Elektroenzephalographie im Rahmen einer eigenen Station zu integrieren (siehe Abschnitt III.6.7).

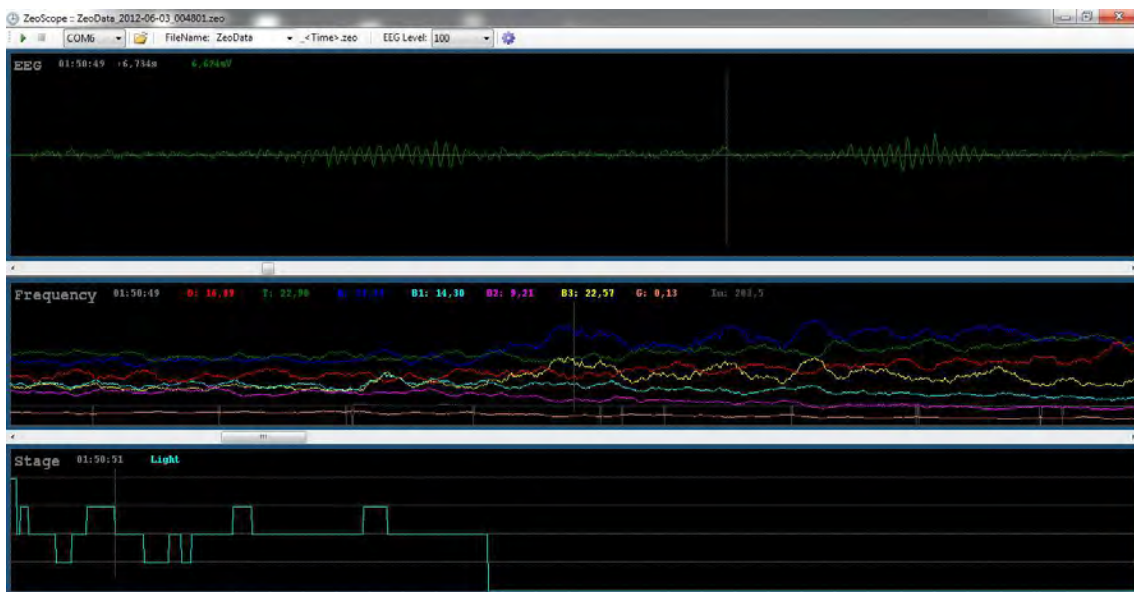


Abbildung 55: Das Programm Zeoscope beim Auslesen einer auf der Computertafel gesicherten Langzeit-EEG-Messung

Das Programm erkennt vollautomatisch, ob das Zeo mit dem Computer verbunden ist, der zugehörige COM-Port ist zudem in der Menüleiste angezeigt (vgl. Abbildung 55). Sobald das Zeo selbst mit der EEG-Aufzeichnung begonnen hat¹⁰, kann durch das Start- und Stop-Bedienfeld in der Menüleiste die Computermesswerterfassung gestartet werden. Die Messung wird zudem automatisch beendet, wenn das Sensorstirnband zurück in dessen Ladevorrichtung auf der Zeo-Gerätestation platziert wird.

Nach dem Start einer neuen Messung werden die Messdaten unmittelbar, bzw. die EEG-Band-Ausprägungen und die aktuelle Schlafphase jeweils mit einer Verzögerung von 30 Sekunden bzw. 5 Minuten, auf den drei Ausgabebildschirmen „EEG“, „Frequency“ und „Stage“ des Programms angezeigt. Durch das „EEG level“-Bedien-

¹⁰Dies wird am Bildschirm des Zeos durch Aufleuchten des sog. JEB Icons signalisiert [43].

feld lässt sich zudem die Skalierung der Roh-EEG-Kurve anpassen. Am Ende einer Aufzeichnung werden die Messdaten von ZeoScope automatisch auf der Computerfestplatte gesichert und nach Datum und Uhrzeit katalogisiert. Für eine einstündige Aufzeichnung benötigt dies zirka ein bis zwei Megabyte Speicher. Wieder aufgerufen werden können diese gesicherten Daten durch das Öffnen-Bedienfeld in der Menüleiste von ZeoScope (siehe Abbildung 55).

Der oberste Ausgabebildschirm („EEG“) zeigt die Roh-EEG-Aufzeichnung, der darunterliegende die zugehörigen vom Zeo berechneten EEG-Band-Ausprägungen und der unterste zeigt das hieraus errechnete Hypnogramm. In jedem dieser Bildschirme befindet sich ein Koordinatenkreuz, dass sich durch Bewegung der Maus verschieben lässt. Wird das Koordinatenkreuz in einem Ausgabebildschirm verschoben, passen sich die übrigen beiden Bildschirme simultan an. Die zur Position des Koordinatenkreuzes zugehörigen quantitativen Messdaten, Zeit, Spannungsamplitude, EEG-Bandausprägungen und Schlafphase, werden wie in Abbildung 55 zu sehen, am oberen Ende des jeweiligen Ausgabebildschirms angezeigt.

Abschließend sei noch erwähnt, dass die Messdaten auf der Computerfestplatte in dem ZeoScope Softwareeigenen Dateiformat .zeo gespeichert werden. Hierdurch ist bedauerlicherweise ein Exportieren der Messdaten in andere Softwareapplikationen (z. B. Tabellenkalkulationsprogramme) nicht möglich.

III Konzeption eines Schülerforschungstages

Wie in Kapitel II deutlich wurde, hat die Elektroenzephalographie zwar schon seit geraumer Zeit Einzug in einen Großteil der Physiklehrpläne der Bundesrepublik Deutschland gefunden, eine didaktische Aufbereitung für den Physikunterricht in der Sekundarstufe II existiert allerdings noch nicht bzw. eine Betrachtung der Elektroenzephalographie im Zuge fachdidaktischer Forschungsarbeit hat bis dato kaum stattgefunden. Im Rahmen dieses letzten Kapitels soll daher ein Schülerforschungstag, der für das M!ND-Center der Universität Würzburg konzipiert wurde, vorgestellt werden, der als ein erster Vorschlag für eine konkrete Aufbereitung der Elektroenzephalographie auf schülergerechte Art und Weise zu verstehen ist.

1 Ein Schülerforschungstag als für die Elektroenzephalographie geeignete Lernumgebung

Bevor der Schülerforschungstag in den folgenden Abschnitten im Detail vorgestellt wird, stellt sich natürlich die Frage, warum gerade ein solcher eine adäquate Lernumgebung zur Behandlung der Elektroenzephalographie unter Berücksichtigung der aktuellen Gegebenheiten darstellt. Dies soll im Folgenden erläutert werden:

Zunächst wurde bereits festgestellt, dass die Elektroenzephalographie, wenn sie in einem Physiklehrplan erwähnt wird, stets einen additiven Themenkomplex darstellt. Ein Schülerforschungstag wird diesem Additivumscharakter aber in besonderer Art und Weise gerecht, da dieser üblicherweise, ähnlich wie ein Lehr-Lern- bzw. Schülerlabor, an einem außerschulischen Lernort, wie z. B. dem M!ND-Center, stattfindet und er Schülern die Möglichkeit bietet sich vertieft und aus eigener Motivation heraus mit einem Spezialgebiet, also beispielsweise dem Elektroenzephalogramm zu beschäftigen [12, S.801-802]. Gerade letzteres führt aber unmittelbar auf einen weiteren Aspekt der für einen Schülerforschungstag spricht: Wie insbesondere in Kapitel I deutlich wurde, ist die Elektroenzephalographie eine anspruchsvolle und facettenreiche Thematik. Dies impliziert einen nicht zu vernachlässigenden Zeitaufwand, sowie ein hohes Maß an Eigeninteresse und Motivation von Seiten der Schüler, aber auch den Anspruch an die Lehrkraft, sich verstärkt mit den Verständnisproblemen und Lernschwierigkeiten einzelner Schüler zu beschäftigen. Ein Schülerforschungstag, bei dem die Schüler in Kleingruppen zusammenarbeiten und von einem im entsprechenden Themengebiet bewanderten Betreuer begleitet werden, wird diesen soeben genannten Anforderungen offensichtlich besonders gerecht.

Der entscheidende Aspekt, der für einen Schülerforschungstag spricht, bleibt aber wohl die Tatsache, dass es bis dato noch keine geeignete Aufbereitung der Elektroenzephalographie für den Physikunterricht der Sekundarstufe II gibt. In Kapitel I wurden zentrale, aus physikalischer Sicht interessante Teilaspekte der Elektroenzephalographie genannt und erläutert. Ein Schülerforschungstag bietet nun aber die Möglichkeit diese Teilaspekte nicht nur in eine schülergerechte Umgebung einzubetten, sondern insbesondere die bei dieser Einbettung vorgenommenen Elementarisierungen und theoretischen methodischen Überlegungen auf ihre praktische Eignung hin zu überprüfen. Dies liegt vor allem daran, dass ein Schülerforschungstag im allgemeinen eine offener bzw. zwangloser gestaltete Lernumgebung als eine gewöhnliche Unterrichtseinheit ist, da die Schüler während des Schülerforschungstages verstärkt dazu angeregt werden Fragen zu stellen und insbesondere daran, dass der Betreuer in der im Vergleich zu einer ganzen Schulklasse kleinen Schülergruppe, welche er begleitet, einzelne Schüler besser beobachten kann, also auch ob und wie gut einzelne Schüler mit der Darbietung eines bestimmten Sachverhalts bzw. einer Aufgabenstellung zurecht kommen.

Weitere Aspekte, die für einen Schülerforschungstag sprechen, sind natürlich denkbar, alles im allem würden diese aber lediglich untermauern was bereits jetzt schon deutlich wurde, nämlich dass ein Schülerforschungstag eine adäquate Lernumgebung für die Behandlung der Elektroenzephalographie unter Berücksichtigung aktueller Gegebenheiten darstellt.

2 Fachwissenschaftliche Voraussetzungen der Schüler

Die Konzeption des Schülerforschungstages richtet sich an Schüler der Sekundarstufe II, die selbstverständlich Physik oder eine entsprechende Lehrplanalternative (z. B. in Bayern Biophysik) als Fach gewählt haben. Wie in den nachfolgenden Abschnitten noch deutlich wird, wurde in besonderem Maß darauf Wert gelegt, so weit wie möglich die fachwissenschaftlichen Grundlagen, die der Schülerforschungstag von den Schülern fordert, auf fundamentale Zusammenhänge, die bereits im Rahmen des Physikunterrichts der Sekundarstufe I gelegt wurden, zu beschränken. Lediglich einige wenige fachwissenschaftliche Grundlagen sind eher dem Physikunterricht der Sekundarstufe II zuordbar. Im Konkreten sind dies die folgenden physikalischen Begriffe, Gesetzmäßigkeiten, Phänomene und Prinzipien:

1. Der Begriff des elektrischen Feldes und des elektrischen Potentials.
2. Die Quellen eines jeden elektrischen Feldes sind elektrische Ladungen.
3. Die elektrische Spannung ist die Differenz der elektrischen Potentiale zweier Feldpunkte.
4. Die Charakteristika fundamentaler passiver elektrischer Bauelemente, speziell die ohmscher Widerstände und die elektrischer Kondensatoren und insbesondere deren Verhalten in Wechselstromkreisen.
5. Zentrale physikalische Begriffe aus den Gebieten der Schwingungs- und Wellenlehre, wie Amplitude und Frequenz.

Ferner werden die Schüler im Rahmen des Schülerforschungstages an die für sie neue Inhalte, auch jene, die dem typischen Stoffkanon des Physikunterrichts der Sekundarstufe II zuordbar sind, sukzessive im Kontext der Elektroenzephalographie herangeführt, indem sie diese selbständig, in Gruppenarbeit oder unter Anleitung des Schülerworkbooks oder des Betreuers erarbeiten. Hierdurch soll gewährleistet werden, dass alle Schüler einer Gruppe, die den Schülerforschungstag durchlaufen, sich zu jedem Zeitpunkt auf einem vergleichbaren Wissenstand befinden. Dennoch kann und wird es voraussichtlich für den ein oder anderen Schüler von Nutzen sein, wenn er bereits auf das ein oder andere vertiefte Vorwissen zurückgreifen kann.

3 Aufbau des Schülerforschungstages

Im Rahmen des Schülerforschungstages erarbeiten die Schüler in insgesamt acht Etappen, eine Einführung in die theoretischen Grundlagen, sowie sieben Experimentierstationen, zentrale Aspekte und Grundprinzipien der Elektroenzephalographie. Zu Beginn erhalten die Schüler zudem ein speziell für den Forschungstag konzipiertes Workbook, dass sie durchgehend begleiten wird. Auf den genauen Aufbau der acht Etappen, sowie die Struktur des Schülerworkbooks wird in den Abschnitten III.4 bis III.6 noch detailliert eingegangen. Die nachfolgenden Erläuterungen sind daher als eine zusammenfassende Vorausschau dieser Abschnitte mit dem Ziel, die Makrostruktur der Konzeption des Schülerforschungstages sichtbar zu machen, zu verstehen.

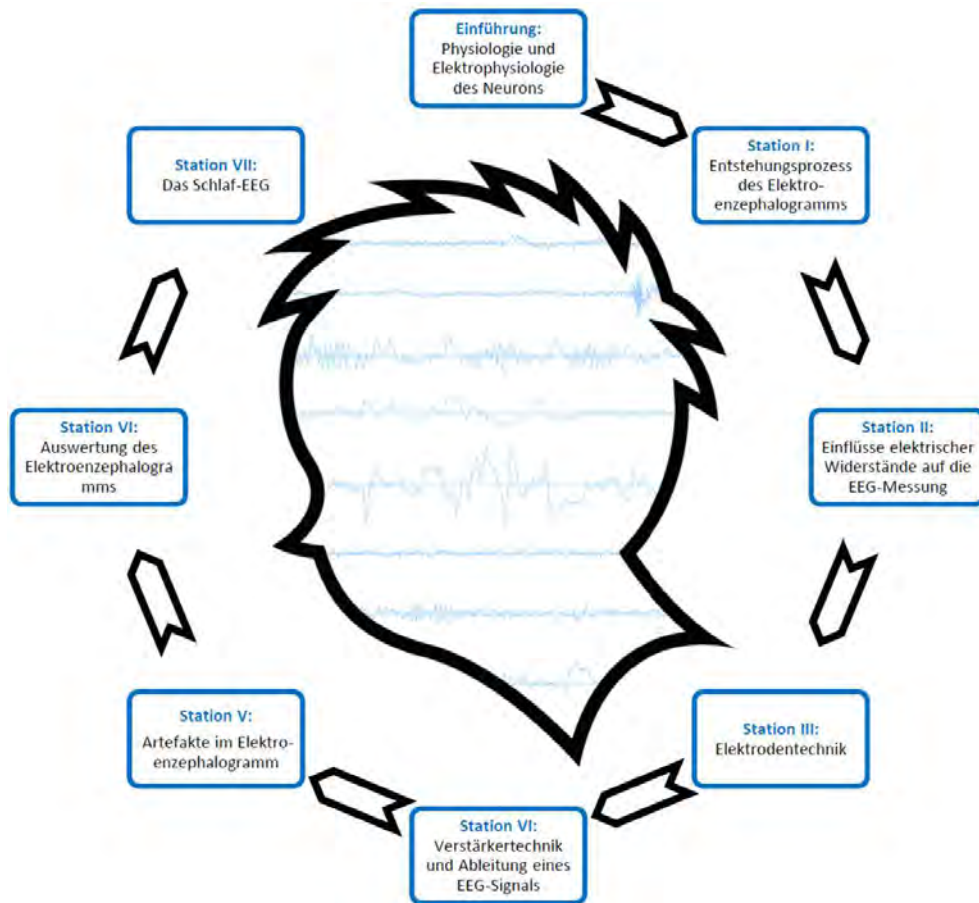


Abbildung 56: Ablaufplan des Schülerforschungstages als Flussdiagramm

Abbildung 56 zeigt die geplante Reihenfolge der acht Etappen des Schülerforschungstages in Form eines Flussdiagrammes. Anders als beispielsweise in einem Lehr-Lern-Labor bauen diese sukzessive aufeinander auf, ihre Reihenfolge ist daher nicht variabel. Zudem ist der inhaltliche Umfang von Etappe zu Etappe unterschiedlich. Grund hierfür ist zum einen die Überlegung den Schülerforschungstag in eine sinnvolle und

angemessene Anzahl von Teilabschnitten zu zerlegen und zum anderen die nüchterne Erkenntnis, dass das zentrale Ziel, den Schülern durch den Forschungstag die Elektroenzephalographie in ihren Grundzügen unter physikalischen Gesichtspunkten näher zu bringen, einen weit verzweigten und ausführlichen Grundkanon von Lerninhalten impliziert, weswegen es als nicht sinnvoll erscheint kleinere Stationen, um sie vom Umfang her den übrigen Stationen anzupassen, um weitere, nicht unbedingt notwendige Inhalte zu erweitern.

Die eben genannte Problematik der ausgedehnten Lerninhalte hat ferner zur Folge, dass die Schüler tatsächlich einen ganzen Tag mit dem Durchlaufen der einzelnen Etappen des Schülerforschungstages beschäftigt sein werden. Es ist deshalb auch denkbar, den Forschungstag auf zwei Vormittagstermine aufzuteilen. Als inhaltlich sinnvoll erscheint hierbei eine Trennung in die Einführung sowie Station I bis Station III, sowie Station IV bis Station VII als jeweils ein Vormittagstermin.

Die Idee hinter dem geplanten Ablauf aus Abbildung 56 lässt sich wie folgt zusammenfassen: Ausgehend von den bioelektrischen Phänomenen an einer Nervenzelle sollen die Schüler die Hirnrinde als komplexes Netzwerk einer Vielzahl von Neuronen, die miteinander auf elektrophysiologischem Weg kommunizieren, verstehen. Diese Kommunikation ist vereinfacht ausgesprochen die Ursache der im Elektroenzephalogramm erfassten Spannungsschwankungen. Der Schülerforschungstag beginnt also damit, dass die Schüler eine aus physikalischer Sicht primäre Fragestellung beantworten, nämlich die Frage danach, was bei der Elektroenzephalographie genau gemessen wird. Anschließend nehmen die Schüler den Eingangsbereich eines EEG-Geräts genauer unter die Lupe. Genauer: Die Schüler sollen die Fragen klären, wie die elektrophysiologisch bedingten Potenzialschwankungen von der Schädeloberfläche abgegriffen werden können und welche Einflüsse die Messtechnik selbst auf eine EEG-Aufzeichnung hat (vgl. Abschnitt I.3). Erst nachdem die notwendigen biophysikalischen und medizintechnischen Grundlagen gelegt sind, beschäftigen sich die Schüler in den letzten drei Stationen des Schülerforschungstages damit, elektroenzephalographische Kurven aufzunehmen und wie sich eine sinnvolle Auswertung dieser gestaltet. Hierzu sollen unter anderem auch die Unterscheidung der eigentlichen EEG-Messkurve von Artefakten, sowie das Schlaf-EEG als konkretes Anwendungsbeispiel aus der medizinisch-diagnostischen Praxis gehören (vgl. Abschnitt I.4 und I.6).

Was in der Konzeption der einzelnen Stationen, sowie dem Aufbau des Schülerworkbooks noch genauer erläutert, aber abschließend noch erwähnt werden soll, ist, dass, um die Schüler im Verlauf des Schülerforschungstages immer wieder zu fördern und zu motivieren, Wert darauf gelegt wurde, den Forschungstag insgesamt

möglichst vielfältig zu gestalten. Hierzu gehören eine Vielfalt im Aufbau der einzelnen Stationen bzw. Experimente, beispielsweise Veranschaulichung durch Analogieexperimente, Experimentieren an Ersatzschaltkreisen, Arbeiten mit Computersimulationen sowie Aufzeichnen eigener elektroenzephalographischer Messkurven, aber auch Abwechslungsreichtum in den Arbeitsaufträgen, speziell in den Auswertungen der Experimente, z. B. Gruppendiskussionen, Multiple-Choice-Fragen, Zuordnung korrekter ikonischer Darstellungen oder Lösen eines Kreuzworträtsels.

4 Das Schülerworkbook

In Abschnitt II.2 wurde festgestellt, dass es bis dato kaum veröffentlichte fachdidaktische Überlegungen, wie die Elektroenzephalographie sinnvoll für Schüler aufzubereiten ist, insbesondere im Kontext des Physikunterrichts gibt. Bei den in Kapitel I zitierten fachwissenschaftlichen Lehrwerken handelt es sich außerdem stets um Hochschultexte, womit es unabdingbar ist, deren Inhalte für Schüler der Sekundarstufe II zunächst in geeigneter Art und Weise zu elementarisieren. Die fachwissenschaftlichen Grundlagen aus Kapitel I sind zudem weit verstreut über verschiedenste Lehrbücher, die sich zum Teil stark in ihrer Stilistik unterscheiden. Dies impliziert, die zusätzliche Notwendigkeit einer stilistischen Vereinheitlichung der Themengebiete, die im Rahmen des Schülerforschungstages zur Elektroenzephalographie behandelt werden sollen. Des weiteren stellt die Elektroenzephalographie eine detail- und umfangreiche Thematik, deren einzelnen Aspekte sich stellenweise stark überlappen, dar. Es erscheint daher nicht sinnvoll, die Schüler im Rahmen des Schülerforschungstages mit einzelnen, voneinander getrennt aufgebauten Arbeitsblättern oder Handouts als Begleitmaterial arbeiten zu lassen. Insbesondere allerdings sollten die Schüler zum Abschluss des Forschungstages etwas in der Hand halten, dass ihren erbrachten Arbeitsaufwand und ihre Erfolge adäquat widerspiegelt und ihnen auch im Nachhinein noch die Möglichkeit gibt, die erarbeiteten Themengebiete noch nachvollziehen bzw. nachschlagen zu können.

All diese Grundüberlegungen führten zur Ausfertigung eines Workbooks als Begleiter der Schüler speziell durch den Schülerforschungstag zur Elektroenzephalographie. Dessen Aufbau bzw. Struktur soll im Folgenden kurz dargestellt werden. Das Schülerworkbook selbst, sowie eine mit Beispiellösungen ausgefüllte Mustervariante des Schülerworkbooks ist zudem in Anhang D.2 bzw. D.3 zu finden:

Anschaulich gesprochen stellt das Schülerworkbook eine chronologische, umfassende und gleichzeitig ineinander verwobene Aneinanderreihung von informativen Texten, Schülerexperimenten und Arbeitsaufträgen gemäß der in Abschnitt III.3 beschriebenen Makrostruktur der Konzeption des Schülerforschungstages dar.



Abbildung 57: Symbole des Schülerworkbooks

Um den Schülern das Arbeiten mit dem Workbook zu erleichtern sind dessen verschiedenen Teilabschnitte mit unterschiedlichen Symbolen, deren Bedeutung den je-

weiligen Abschnittsinhalt charakterisiert, gekennzeichnet (siehe Abbildung 57). Eine detaillierte Erklärung dieser Symbole findet sich auf Seite 2 des Workbooks sowie auf den Folien der organisatorischen Einführung in den Schülerforschungstag (vgl. Anhang D.1).

Sowohl in den informativen Theorieteil, als auch in den Beschreibungen zum Aufbau der Schülerexperimente, sowie deren Durchführung und Auswertung wird durchgehend auf die Verwendung von Fotografien verzichtet. Stattdessen werden entsprechende, in einem einheitlichen zeichnerischen Stil gehaltene ikonische Darstellungen verwendet. Abbildung 58, die eine Skizze des Versuchs I.2 des Schülerforschungstages darstellt (siehe auch Abschnitt III.6.1), ist ein Beispiel einer im Schülerworkbook verwendeten ikonischen Darstellung. Dies hat mehrere Gründe: Zum einen sollen durch die ikonischen Darstellungen die zum Teil komplexen Inhalte der Begleittexte anschaulich untermauert und somit zugänglicher für die Schüler gestaltet werden [12, S.128], beispielsweise die Begriffe Amplitude, Frequenz und Morphologie im Zusammenhang mit der EEG-Auswertung (vgl. Schülerworkbook S. 29 sowie Abschnitt III.6.6). Insbesondere ist es hierdurch aber möglich Zusammenhänge, die in der Realität unsichtbar sind, z. B. Dipolvektoren oder Ionenbewegung im Kortex, für die Schüler sichtbar zu machen. Des weiteren stellen die skizzenhaften Darstellungen der Versuchsaufbauten stets eine Vereinfachung dar, die somit indirekt den Blick auf die zentralen Bestandteile des Versuchs richten [12, S.128]. Zwar wäre das Erreichen dieses Effekt auch durch die Wahl geeigneter Fotografien denkbar, Versuchsskizzen, die möglichst genau dem realen Versuchsaufbau entsprechen und deren zeichnerische Stilistik sich gleichzeitig an der der übrigen ikonischen Darstellungen bzw. der des Workbooks insgesamt orientiert, lassen das Schülerworkbook jedoch zusätzlich insgesamt als ein aus einem Guss gefertigtes Gesamtkonstrukt erscheinen.

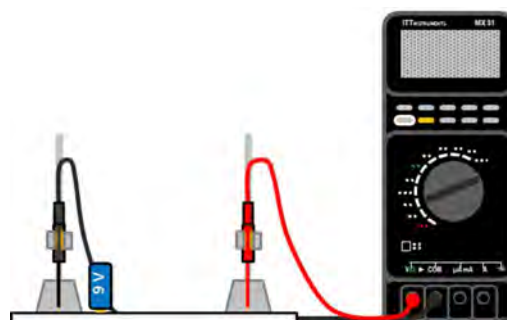


Abbildung 58: Beispiel einer ikonischen Darstellung des Schülerworkbooks

Weiterhin ist es in der fachwissenschaftlichen Literatur oftmals üblich allgemein elektrische aber auch im speziellen Phänomene der Neurobiophysik in Diagrammen, Texten und Skizzen in der Farbe Blau bzw. in Blautönen darzustellen bzw. hervorzuheben. Um hierzu eine gewisse Konsistenz herzustellen ist auch bei der Gestaltung des Schülerworkbooks blaue Farbe in entsprechender Art und Weise bevorzugt eingesetzt worden (vgl. auch [28, S.4]).

Der Aufbau der Textstruktur des Workbooks unterscheidet sich zudem je nach entsprechendem inhaltlichem Kerngehalt, lässt sich allerdings zusammenfassend wie folgt kategorisieren: Informative Texte, die fachwissenschaftliche Inhalte vermitteln sollen, sind als zusammenhängende Fließtexte in Blocksatz formuliert, weiterhin sind sie gekennzeichnet durch das Informationssymbol aus Abbildung 57. Schülerversuche und Computersimulationen hingegen beginnen stets mit einer stichpunktartigen Materialliste, mit deren Hilfe die Schüler das Vorhandensein aller notwendigen Materialien leicht überprüfen können. Dieser folgt eine in möglichst kurz und präzise gehaltene, in ganzen deutschen Sätzen formulierte Arbeitsanweisung zur Durchführung bzw. evtl. zunächst zur Vorbereitung des eigentlichen Versuchs. Diese ist zudem in durchnummerierte und räumlich voneinander getrennte Teilschritte gegliedert. Diese kochbuchartige Struktur soll primär den Schülern ein möglichst zielsicheres Arbeiten ermöglichen und daneben dazu beitragen, dass den Schülern die teilweise komplizierten Versuchsaufbauten und -durchführungen auch gelingen. Die Protokollierung und Auswertung der Versuchsbeobachtungen selbst gestaltet sich abwechslungsreich und zielgerichtet, aber dennoch eher knapp, wie in den didaktischen Kommentaren zu den einzelnen Stationen noch genauer dargestellt wird (vgl. Abschnitt III.6), mit dem Kerngedanken, die von den Schülern gemachten Beobachtungen meist halbquantitativ bis quantitativ zu sichern, wie auch deren gewonnenen Erkenntnisse zu kontrollieren und zu rekapitulieren. Letzteres erfolgt fernerhin auch im Rahmen von Gruppendiskussionen, deren scharf formulierte Fragestellungen im Schülerworkbook durch ein eigenes Symbol besonders hervorgehoben sind. Allgemein nimmt Kommunikation der Schüler untereinander z. B. in Form von Diskussionen ein zentrales Element in der Konzeption des Schülerforschungstages zur Elektroenzephalographie ein.

5 Konzeption und didaktische Kommentare zur Einleitung in den Schülerforschungstag

Die Einleitung in den Schülerforschungstag lässt sich untergliedern in eine organisatorische Einführung in den Schülerforschungstag, sowie eine fachwissenschaftliche Einführung zur Elektroenzephalographie, die im Nachfolgenden unabhängig voneinander genauer erläutert werden. Um einen gewissen Übergang zwischen diesen beiden Sinnabschnitten der einleitenden Phase des Schülerforschungstages herzustellen, spielen die Schüler das Spiel Mindball, ein Spiel bei dem elektroenzephalographische Kurven zweier Personen



Abbildung 59: Zwei Studierende beim Mindball spielen

im Zustand der Entspannung von einem Computer derart digital ausgewertet und verarbeitet wird, dass hierdurch ein Elektromotor angesteuert werden kann, der letztendlich durch einen Magnet eine sich auf dem Tisch befindliche metallische Kugel hin und her bewegt, wie in Abbildung 59 dargestellt [40]. Betrachtet man dieses Spiel genauer¹¹, lassen sich hierin ebenfalls ein Großteil der Inhalte, die die Schüler im Rahmen des Schülerforschungstages erarbeiten wiederfinden. Das Spielen von Mindball soll damit also nicht nur einen passenden Übergang zur Thematik des Schülerforschungstages geben, sondern soll in Form der Fragestellung „Wir wollen heute unter anderem herausfinden wie das Spiel Mindball eigentlich funktioniert“ den Schülern eine zusätzliche Motivation für die Inhalte des Forschungstages bieten.

Organisatorische Einführung in den Schülerforschungstag:

Hierzu gehören neben der Vorstellung der betreuenden Personen, sowie die Klärung des zeitlichen Rahmens und Ablaufplanes des Schülerforschungstages (vgl. Abschnitt III.3) auch die Formulierung der Ziele des Schülerforschungstages sowohl für Schüler selbst (z. B. auch finden eines Themas von persönlichem Interesse für ein Jugendforscht-Projekt) als auch für die betreuenden Personen (Erprobung von neuen Konzepten für den (Bio-)Physikunterricht; vgl. Abschnitt III.1), sowie das Austeilen und Vorstellen des Schülerworkbooks. Hierzu gehört insbesondere auch die Erklärung der verwendeten Symbole im Workbook, die ferner auch auf den Vorstellungsfolien in analoger Weise verwendet werden (siehe Anhang D.1).

¹¹Detaillierte Informationen zum Spiel Mindball sind unter anderem auf der Webpräsenz der Herstellerfirma Novelquest (<http://www.novelquest.com>) einsehbar.

Fachwissenschaftliche Einführung zur Elektroenzephalographie:

Das angestrebte Ziel ist den Schülern im Rahmen dieser Einführung das für die anschließenden Stationen notwendige Grundlagenwissen über die Physiologie und Elektrophysiologie eines Neurons in hinreichendem Detailreichtum und gleichzeitig in angemessener Abstraktheit zu vermitteln (vgl. Abschnitt I.1 sowie Einführung im Schülerworkbook S. 3-5). Anzumerken ist, dass insbesondere hierbei keine begriffliche Unterscheidung zwischen Ruhe- und Aktionspotenzialen erfolgt, sondern stattdessen diese durch den Oberbegriff Membranpotenzial zusammengeführt werden. Grund hierfür ist, dass die Kenntnis der Begriffe Ruhe- und Aktionspotenzial zwar notwendig für das Verständnis der der Elektroenzephalographie zugrundeliegenden biophysikalischen Prozesse ist, aber diese nicht die primären Ursachen der im Elektroenzephalogramm aufgezeichneten Spannungsschwankungen sind (vgl. Abschnitt I.1.2 und I.1.3). Viel mehr soll durch diese Begriffsbildung eventuell auftretenden Verständnis- bzw. Unterscheidungsschwierigkeiten der Schüler zwischen Membran- und synaptischen Potenzialen, die die Schüler in Station I als die eigentlichen Quellen des Elektroenzephalogramms kennen lernen werden, entgegen gewirkt werden.

Vom Aufbau her ähnelt die Einführung stark einem klassischen Frontalunterricht, zumal das primär eingesetzte Medium eine PowerPoint-Präsentation darstellt, in der die vom Betreuer mit den Schülern im Verlauf eines Schüler-Lehrer-Gesprächs erarbeiteten Inhalte noch einmal stichpunktartig zusammengefasst sind und durch zum Teil dynamische Animationen (z. B. beim Ablauf des synaptischen Signalleitungsprozesses, vgl. Anhang D.1) untermauert werden. Die Wahl dieser Form der fachwissenschaftlichen Einführung liegt folgende Überlegung zugrunde: Aufgrund des Aufbaus der gymnasialen Oberstufe, die den Schülern eine vielfältige Wahlmöglichkeit im Bereich der Naturwissenschaften bietet und die Inhalte der fachwissenschaftlichen Einführung in großen Teilen Inhalt des verpflichtenden Stoffcurriculums der elften Jahrgangsstufe z. B. im Fach Biophysik oder Biologie sind, wie z. T. auch aus der Lehrplanrecherche aus Abschnitt II.3 ersichtlich wird, ist zum einen davon auszugehen, dass diese Inhalte einigen Schülern bereits wohl bekannt sind und die Einführung für diese daher mehr oder weniger eine Wiederholung bzw. Auffrischung bereits bekannten Wissens darstellt. Gleichzeitig ist aber auch mit dem gerade umgekehrten Fall zu rechnen, also dass Grundlagen der Physiologie und Elektrophysiologie des Neurons für den ein oder anderen Schüler komplettes Neuland darstellt. Kurz gesagt: Im schlimmsten Fall ist mit einer äußerst inhomogenen Schülergruppe bzgl. ihres Vorwissens zu rechnen, die es gilt möglichst schnell und effektiv auf ein vergleichbares Level zu bringen. Eine der Stärken der frontalen Wissensvermittlung ist aber gerade, dass sich Inhalte effektiv einer größeren Gruppe von Schülern zeitgleich vermitteln lassen [7, S.47-50], also auch die zum Ziel gesetzte Vermittlung

des notwendigen Grundlagenwissens zum Verständnis der Elektroenzephalographie effektiv und ökonomisch bei allen beteiligten Schülern möglich ist.

Des weiteren sind die Textauszüge und Abbildungen auf den Präsentationsfolien der Einführung nicht nur ähnlich, sondern in vielen Teilen deckungsgleich mit den Texten und Zeichnung, die die Schüler in ihrem Workbook finden. Hierdurch soll den Schülern die Möglichkeit gegeben werden, die vermittelten Inhalte der Einführung bei Bedarf auch in ihrem Workbook möglichst schnell wiederzufinden. Viel mehr noch, es soll bei den Schülern bewusst der Eindruck vermittelt werden, Einführung und Workbook sind aufeinander abgestimmt, bzw. aus einem Guss, was darauf hoffen lässt, dass die Schüler das Workbook nicht nur als notwendigen, sondern auch als sinnvollen Begleiter durch den Schülerforschungstag annehmen.

6 Konzeption und didaktische Kommentare zu den einzelnen Stationen

Im Folgenden werden die Stationen des Schülerforschungstages in jener chronologischen Reihenfolge vorgestellt und kommentiert, wie sie auch die Schüler in Anschluss an die fachwissenschaftliche Einführung zur Elektroenzephalographie durchlaufen werden.

6.1 Station I: Entstehungsprozess des Elektroenzephalogramms

Die erste Station steht ganz im Zeichen der Neurobiophysik. Sie schließt inhaltlich unmittelbar an die Theorie aus der Einführungsphase an und spezifiziert diese auf die für die Elektroenzephalographie entscheidenden bioelektrischen Phänomene in der Hirnrinde. Kurz gesagt, die Schüler sollen hier den Entstehungsprozess des Elektroenzephalogramms erkunden. Dies geschieht durch die folgenden zwei Analogieexperimente

Versuch I.1: Entstehung von postsynaptischen Potenzialen und kortikale Feldpotenziale:

Wie der Versuchsname bereits andeutet, sollen die Schüler in diesem Einstiegsversuch eine vereinfachte Vorstellung über die Entstehung postsynaptischer Potenziale und kortikaler Feldpotenziale, also letztendlich über die Ursache der von einem EEG-Gerät erfassten Potenzialschwankungen, erhalten.

Die Elementarisierung besteht hierbei darin, den eine Synapse umgebenden Bereich der Hirnrinde vereinfacht als eine ionenleitende Flüssigkeit zu betrachten, in der sich, aufgrund von synaptischen Leitungsprozessen, lokal Ionenkonzentrationen ändern können, die sich erst allmählich wieder ausgleichen. Hierdurch entsteht zwischen subsynaptischer und postsynaptischer Membran, wie in Abschnitt I.1.3 beschrieben, ein postsynaptisches Potenzial. Die Überlagerung einer Vielzahl synchron auftretender postsynaptischer Potenziale führt in ihrer Fernwirkung zu kortikalen Feldpotenzialen, die bis zur Schädeloberfläche reichen und dort von den Elektroden eines EEG-Geräts erfasst werden können. Auf den genauen und zum Teil sehr komplexen Entstehungsprozess kortikaler Feldpotenziale, gemäß Abschnitt I.2.1, wird hier bewusst verzichtet, stattdessen werden diese elementarisiert als die Fernwirkung überlagerter postsynaptischer Potenziale.

Die ionenleitende Flüssigkeit wird im Versuch durch eine sich in einem Gasaquarium befindliche schwach konzentrierte Kochsalzlösung analogisiert, in der ferner zwei Kohlenstoffstäbchen als Messelektroden eingetaucht sind (siehe Abbildung 61). Die

lokale Änderung der Ionenkonzentration wird durch zusätzliches Einspritzen hochkonzentrierter NaCl-Lösung erreicht (vgl. hierzu Schülerworkbook S. 6). Abbildung 60 zeigt eine zu erwartende Messkurve der Schüler im CASSY Lab 2, welche die Schüler in ihr Workbook übertragen. Das Grundgerüst zu dieser Elementarisierung lieferte eine vermutlich von Schülern entworfene Flash Homepage¹², auf der ein simpler Modellversuch zur Entstehung von Membranpotenzialen beschrieben ist, welcher sich ferner im Lehr-Lern-Labor Biophysik des MIND-Centers der Universität Würzburg (siehe hierzu [28]) als eine für Schüler geeignetes Experiment zur Erkundung membranbiophysikalischer Phänomene bewehrt hat und daher auf den Kontext des Entstehungsprozesses postsynaptischer Potenziale entsprechend angepasst wurde.

Die von den Schülern aufgezeichnete Messkurve ähnelt stark dem Verlauf eines postsynaptischen Potenzials, wie es auch in der einschlägigen Literatur¹³ zu finden ist. Die hochkonzentrierte NaCl-Lösung ist zudem mit Eosin eingefärbt. Hierdurch können die Schüler beobachten, wie sich diese im Glasaquarium verteilt, während die Messkurve allmählich zum ursprünglichen Wert zurückkehrt (vgl. Abbildung 61). Diese zusätzliche Visualisierung lässt hoffen, dass der Entstehungsprozess der Messkurve, und damit der postsynaptischer Potenziale für die Schüler greifbarer wird. Anzumerken ist, dass mit diesem Analogieversuch lediglich die Auslösung eines einzelnen postsynaptischen Potenzials nachempfunden werden kann. Bei der Entwicklung dieses wurde zwar versucht, auch, durch mehrfaches Einspritzen hochkonzentrierter NaCl-Lösung, eine Überlagerung mehrere postsynaptischer Potenziale, analog zu Abbildung I.3 des Schülerworkbooks, zu erzeugen, dies war aber nicht zielführend, da die Ionenkonzentration im Glasaquarium hierdurch insgesamt zu stark erhöht wurde.

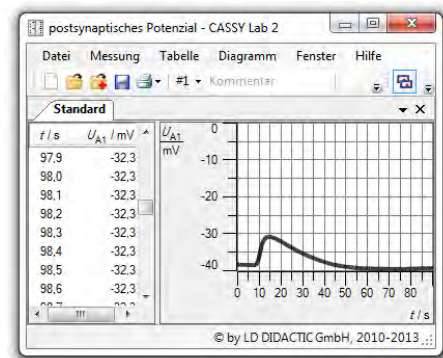


Abbildung 60: Beispielaufnahme von Versuch I.1 mit Cassy Lab 2



Abbildung 61: Verteilung der gefärbten NaCl-Lösung im Glasaquarium

¹²Diese Flash Homepage ist unter der Adresse <http://nervenzelle.wix.com/gehirn#!> zu finden.

¹³Vgl. hierzu z. B. [9, S.3], sowie Schülerworkbook S. 7.

Da die Analogie zwischen dem Versuch und den neuronalen Prozessen im Kortex nicht trivial ist und ferner zu befürchten ist, dass ein radikaler Methodenwechsel in unmittelbarem Anschluss an die rein theorieorientierte Einführung für das Verständnis der Schüler für die zentralen Inhalte des Versuchs eher kontraproduktiv als förderlich wirkt, finden die Schüler als Auswertung des Versuchs in ihrem Workbook einen erklärenden Theorietext, der durch geeignete ikonische Darstellungen ergänzt ist. Diesen lesen die Schüler gemeinsam in der Gruppe. Der Betreuer lässt einzelne Schüler anschließend in eigenen Worten die Begriffe wie postsynaptisches Potenzial oder kortikales Feldpotenzial noch einmal erklären. gegebenenfalls ist hier ein zusätzlicher mündlicher Input durch den Betreuer notwendig, dies hängt aber stark davon ab, wie gut bzw. wie schlecht die einzelnen Schüler den Inhalt des Textes, bzw. die Thematik des Versuchs insgesamt verstanden haben. Dieses noch stark an der frontal konzipierten Einleitung angelehnte Vorgehen soll zum einen als Kontrolle dienen, ob die Schüler den Inhalt des Textes tatsächlich verstanden haben, zum anderen soll dies den Schüler noch einmal die Möglichkeit geben, die zentralen Aspekte des ersten Versuchs in anderer, für sie möglicherweise verständlicherer Formulierung dargeboten zu bekommen.

Bevor die Schüler sich dem Versuch I.2 widmen, folgt eine erneute, allerdings kurze Theoriephase, in der der Begriff des kortikale Dipols eingeführt wird. Die Schüler sollen hierbei den kortikalen Dipol als eine weitere und vor allem im Vergleich zur vorherigen rein membranphysiologischen Betrachtung anschaulicherer Modellierung der bioelektrischen Phänomene im Kortex kennenlernen. Den zugehörigen Text im Workbook lesen die Schüler dabei nicht selbständig, dieser soll ihnen lediglich die Möglichkeit geben, auch nach dem Schülerforschungstag, die erarbeitete Theorie noch nachvollziehen zu können. Stattdessen wird der Sachverhalt durch den Betreuer den Schülern mündlich erklärt, die ikonischen Darstellungen im Workbook dienen dem Betreuer dabei als Hilfestellung. Zudem wird besonders darauf Wert gelegt, dass den Schülern bewusst wird, dass ein biophysikalischer Dipolvektor, bzgl. des klassischen physikalischen Dipolvektors, in die genau entgegengesetzte Richtung zeigt. Zudem zeigen in Abbildung I.4 c) des Schülerworkbooks die Feldlinien des kortikalen Dipolvektors ebenfalls in die genau umgekehrte Richtung, um eine gewisse Konsistenz zum physikalischen Dipolvektor herzustellen. In der einschlägigen Literatur findet sich allerdings kein expliziter Verweis zur Richtung dieser Feldlinien, implizit lässt sich diese allerdings aus verschiedenen Abbildungen, wie Abbildung 4, 5 oder 8 erschließen.

Versuch I.2: Modellversuch zum Dipolfeld in der Hirnrinde:

Beim zweiten Versuch von Station I, handelt es sich ebenfalls um einen Modellversuch. Die Grundidee dieses Versuchs, mit Hilfe einer Blockbatterie das Verhalten eines biophysikalischen Dipolvektors zu untersuchen, wurde aus der Lehr-Lern-Labor-Station zur Elektrokardiographie die von Herrn Markus Elsholz, Frau Friederike Appold, und Herrn Thomas Trefzger im Rahmen der DPG-Frühjahrstagung 2011 in Mainz vorgestellt wurde (vgl. [27, S.3]), übernommen und in geeigneter Art und Weise adaptiert. Damit die Schüler den Sinn ihres Vorgehens im Versuch I.2 überhaupt begreifen, ist es allerdings vorab unabdingbar, dass geklärt wird, warum eine Blockbatterie ein geeignetes Modell für einen kortikalen Dipolvektor darstellt und was ein geeignetes Modell für die Gewebestrukturen im Gehirn¹⁴ ist. Aus diesem Grund ist die zugehörige Erklärung im Workbook der eigentlichen Versuchsanleitung vorangestellt.

Im Gegensatz zum oben genannten Modellversuch zum Elektrokardiogramm, werden die Elektroden, welche mit einem gewöhnlichen Multimeter verbunden sind, an Stativen fixiert. Diese werden dann auf einer laminierten Skizze der Hirnrinde (siehe Anhang D.4), über die ein mit Kochsalzlösung getränktes Papierhandtuch gelegt ist, an zwei möglichst weit auseinander liegenden Punkten der „Haut“ platziert (vgl. Abbildung 62).

Die Schüler positionieren nun in verschiedener Art und Weise eine oder mehrere Blockbatterien auf der Skizze und protokollieren dabei die vom Multimeter gemessene Spannung, wie in Abbildung 62 beispielhaft dargestellt. Um den Schülern das Experimentieren hierbei zu erleichtern sind auf die Rückseite der Blockbatterien, analog zu den Skizzen im Workbook, kleine Pfeile eingezeichnet, die die Richtung des Modelldipols angeben. Zunächst betrachten die Schüler dabei die Auswirkungen kortikaler Dipole, die sich an Pyramidenzellen in verschiedenen Tiefen, sowie den Furchen der Hirnrinde ausbilden. Anschließend betrachten sie noch den Effekt von Dipolen die sich an Sternzellen ausbilden. Dabei sollen die Schüler erkennen, dass kortikale Dipole, die sich senkrecht und möglichst nahe der Kopfoberfläche ausbilden, den maßgebenden Anteil an der EEG-Messkurve



Abbildung 62: Beispielhafte Batteriepositionierungen in Versuch I.2

¹⁴Im Modellversuch: Zellstoff getränkt mit Kochsalzlösung.

haben, wohingegen Dipole die sich an Pyramidenzellen und Dipole, die sich an Sternzellen in den Furchen der Hirnrinde ausbilden nur eine untergeordnete Rolle spielen (vgl. Abschnitt I.2.2). Dieses Ergebnis sichern die Schüler selbständig in ihrem Workbook, indem sie gemeinsam einen kurzen Lückentext, der als Hilfestellung einen Wörterpool besitzt, ausfüllen.

Die Richtungen der Dipole in der ikonischen Darstellung der Dipole an Sternzellen im Schülerworkbook ist zudem bewusst so gewählt, dass sie sich nicht exakt zu einem Nullvektor addieren lassen (siehe Schülerworkbook S. 10). Hierdurch soll indirekt den Schülern bewusst gemacht werden, dass der Summendipol an Sternzellen zwar sehr klein ist und daher in oftmals guter erster Näherung vernachlässigt werden kann, die Einzeldipole sich aber eher in Ausnahmefällen exakt auslöschen. Dieses Ergebnis erhalten die Schüler zudem auch, wenn sie das Ergebnis des zugehörigen Teilmodellversuchs korrekt interpretieren. Kurz gesagt, die Schülern sollen hier indirekt auch dazu angeregt werden im Rahmen einer Näherung, kleine Messgrößen als vernachlässigbar zu erkennen, also ein Grundprinzip physikalischer Modellbildung anzuwenden.

Es ist geplant, dass bei der Durchführung und Auswertung des Versuchs die Arbeitsweise der Schüler, als Einzelpersonen sowie als Gruppe, mehr und mehr selbständig mit Hilfe ihres Workbooks und immer weniger durch direkte Aufforderung und Anleitung durch den Betreuer erfolgt. Dazu wird sich der Betreuer im Vergleich zum vorherigen Ablauf bewusst allmählich aus dem Geschehen zurückziehen, und letztendlich mehr die Rolle eines hilfestellenden Begleiters, anstatt einer inputgebenden Lehrkraft einnehmen.

6.2 Station II: Einflüsse elektrischer Widerstände auf die EEG-Messung

Station II beschäftigt sich einzig und allein mit den Einflüssen elektrischer Widerstände auf die EEG-Messung. In dieser, mit Abstand kürzesten Station, sollen die Schüler zu einem ersten vereinfachten Überblick über das Messprinzip der Elektroenzephalographie erhalten, zum anderen soll den Schülern bewusst gemacht werden, dass ohmsche Widerstände, sowohl im Körper, wie auch in der EEG-Messtechnik eine für den Messvorgang nicht zu vernachlässigende physikalische Größe darstellen, bei der eine genauere Betrachtung sowohl sinnvoll als auch notwendig ist.

Bevor sich die Schüler dem einzigen Versuch der Station widmen, finden sie in ihrem Workbook zunächst das Ersatzschaltbild einer EEG-Messung, welches in Abschnitt I.3.1 bereits diskutiert wurde. Der zugehörige Begleittext erklärt ihnen ferner die

Bedeutung der einzelnen Widerstände R_{Gewebe} , R_A , R_B und R_{EEG} , sowie der Wechselspannungsquelle U . Auf die Tatsache, dass ein Kanal eines EEG-Geräts stets zwei Eingänge besitzt, werden die Schüler an dieser Stelle zum ersten Mal hingewiesen, von Bedeutung wird dies aber erst wieder in Station V, bei der Betrachtung des Differenzverstärkers sein.

Versuch II: Einfluss des Widerstands vom Elektroden-Haut-Übergang und von R_{EEG} :

Nachdem die Schüler die Bedeutung der Bauteile im Ersatzschaltbild kennen, besteht ihre Aufgabe in Versuch II nun darin, deren genaue Einflüsse selbst zu erkunden. Hierzu finden sie am Arbeitsplatz die zuvor kennengelernte Ersatzschaltung auf einem Steckbrett vorgefertigt (vgl. Abbildung 63). Die Startwerte der einzelnen Steckwiderstände sind $R_A = R_B = 200 \Omega$, $R_{\text{Gewebe}} = 10 k\Omega$ und $R_{\text{EEG}} = 500 k\Omega$. Als Wechselspannungsquelle dient der Audiogenerator AG-761 der Firma Belco. Dieser wurde zum einen aus dem Grund für den Aufbau von Versuch II gewählt, da er sich durch seine, im Vergleich zu modernen Digitalgeräten, einfache, auch für Schüler schnell verständliche Bedienung auszeichnet und zum anderen beträgt dessen Ausgangsspannung, wie Messungen gezeigt haben, maximal $5,0 V$, einem also für die Schüler ungefährlichen Spannungsbereich, selbst wenn sie während der Versuchsdurchführung grob fahrlässig handeln sollten. Dennoch werden die Schüler im Workbook betont darauf hingewiesen, dass beim Experimentieren in elektrischen Stromkreisen besondere Vorsicht geboten ist. Die Intention dahinter besteht darin, die Schüler allgemein für mögliche Gefahrenquellen eines Experiments zu sensibilisieren, was gerade im naturwissenschaftlichen Unterricht ein nicht zu vernachlässigendes Lernziel ist (vgl. [12, S.90]).

Während der eigentlichen Versuchsdurchführung messen die Schüler zunächst die Spannung, die zwischen den Polen der Wechselspannungsquelle abfällt, was in der Realität den Potentialschwankungen im Kortex entspricht. Hierfür verwenden sie das ihnen bereits aus Versuch I.2 vertraute Multimeter. Anschließend vergrößern sie den Widerstand des Elektroden-Haut-Übergangs $R_A + R_B$, indem sie die entsprechenden Widerstände auf dem Steckbrett durch um eine Zehnerpotenz größere Widerstände ersetzen, also $R_A + R_B = 4,0 k\Omega$ bzw. $R_A + R_B = 40 k\Omega$), wohingegen R_{EEG} festgehalten wird. Dabei messen und protokollieren sie jeweils die Spannung, die an R_{EEG} anliegt, im übertragenen Sinn also die Spannung das am EEG-Messgerät ausgibt. Ist die Messreihe vollständig, berechnen die Schüler die prozentuale Abweichung f , mit Hilfe eines Taschenrechners und der ihnen hierfür im Schülerworkbook gegebenen Formel. Der Begriff Abweichung ist im Schülerworkbook besonders hervorgehoben, um die Schüler anzuregen, sich bewusst zu machen,

dass ein hoher Prozentwert für f eine große Verfälschung des Messwerts, eine für die EEG-Messung also ungünstige Situation darstellt (vgl. Schülerworkbook S. 13). Der Betreuer gibt an dieser Stelle gegebenenfalls einen geeigneten Hinweis. In analoger Art und Weise verfahren die Schüler nun mit dem Innenwiderstand des Messgeräts. R_A und R_B nehmen dabei wieder ihre Startwerte von $200\ \Omega$ an und R_{EEG} variiert von $5,0\ k\Omega$ bis $500\ k\Omega$ (Startwert) ebenfalls in Zehnerpotenzschritten.

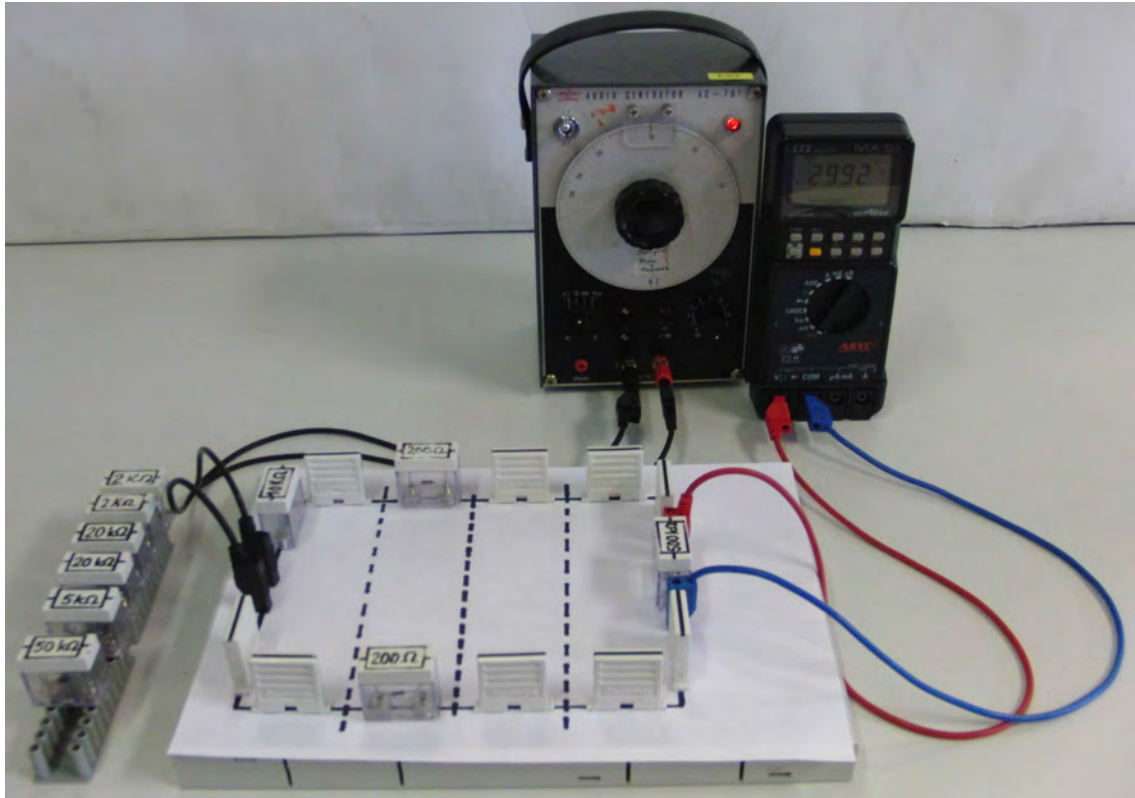


Abbildung 63: Versuch II mit Ausgangskonfiguration der Steckwiderstände

Der Zusammenhang zwischen der prozentualen Abweichung in Abhängigkeit von Widerständen $R_A + R_B$ bzw. R_{EEG} ist in einer logarithmischen Auftragung besonders gut erkennbar. Hierfür müssten die Schüler eine deutliche größere Anzahl von Messwerten aufnehmen, was zum einen allerdings deutlich zeitaufwändiger wäre und zum anderen besteht die Gefahr, dass die Schüler aufgrund des sich doch relativ monotonen gestaltenden Messvorgangs, das Interesse an dem Versuch verlieren. Des weiteren ist nicht davon auszugehen, dass die Schüler bereits in einem anderen Zusammenhang im Rahmen des Physikunterrichts selbst eine logarithmische Auftragung vorgenommen haben bzw. mit einfachlogarithmischen Papier gearbeitet haben; evtl. haben sie eine derartige Auftragung in einem ihrer Physikschulbücher schon einmal gesehen. Die Auswertung des Versuchs ist daher diesen Umständen entsprechend sinnvoll angepasst worden. Die Schüler finden im Workbook drei für sie vorgefertigte logarithmisch skalierte und idealisierte Messkurven. Nur zwei die-

ser Kurven entsprechen dem tatsächlichen $f(R)$ -Verlauf, den die Schüler gemessen haben. Kurve 3 entspricht dem $f(R_A + R_B)$ - und Kurve 1 dem $f(R_{EEG})$ -Verlauf (siehe Schülerworkbook S. 13-14). Diese Zuordnung sollen die Schüler selbstständig mit Hilfe ihrer zuvor ermittelten Werte für die prozentuale Abweichung vornehmen. Kurve 2 hingegen ist eine rein zufällig gewählte Messkurve, von der zu erwarten ist, dass sie in keinsten Art und Weise mit den Messwerten der Schüler zu vereinbaren ist, sie hat also lediglich den Sinn, den Schülern die Auswertung nicht zu einfach zu gestalten. Der Zuordnung der Graphen folgt eine qualitative Interpretation dieser mit Hilfe von insgesamt drei Multiple-Choice-Fragen. Die Fragen sind dabei derart formuliert, dass die Schüler mit Hilfe ihrer bisherigen Ergebnisse schlussfolgern können, welche Konfiguration der Widerstände R_A , R_B und R_{EEG} für die Messung insgesamt optimal ist. Bewusst werden hier Begriffe wie „minimiert“ und „kaum“ verwendet, um den Schülern deutlich zu machen, dass Abweichungen der EEG-Messkurve aufgrund der Eigenarten der Messanordnung in der Praxis niemals komplett ausgelöscht, sondern lediglich auf ein vernachlässigbar kleines Maß reduziert werden können.

Auf der sich im Schülerworkbook der Auswertung von Versuch II anschließenden Seite, finden die Schüler eine erweiterte und vertiefte theoretische Betrachtung des Ersatzschaltbildes. Hier wird ihnen der vollständige quantitative Formelzusammenhang für die prozentuale Abweichung f gegeben ohne, dass die zugehörige Rechnung (siehe auch Abschnitt I.3.1) durchgeführt wird. Die Schüler werden lediglich darauf hingewiesen, dass sie diesen Zusammenhang selbst mit Hilfe des ersten Kirchhoffschen Gesetzes herleiten können. Bei einer besonders interessierten Schülergruppe kann der Betreuer allerdings diese Rechnung live, gemeinsam mit den Schülern durchführen. Der eigentliche Grund, warum den Schülern diese Formel gegeben wird, ist, dass sie erkennen sollen, dass der, bis dahin stillschweigend nicht beachtete Gewebewiderstand eine ebenfalls nicht zu vernachlässigende Rolle spielt, sich jedoch kaum beeinflussen lässt. Ebenso wird hier den Schülern, anhand einer zusammengefassten Tabelle über die spezifischen elektrischen Widerstände verschiedenen Gewebestrukturen verdeutlicht, dass der Gewebewiderstand vom Hautwiderstand dominiert wird. In der sich anschließenden ersten Gruppendiskussion des Schülerforschungstages sollen die Schüler nun abschließend darüber diskutieren warum es für EEG-Messungen sinnvoll ist, diesen Widerstand zu verringern. Der Betreuer nimmt in dieser Diskussion eine moderierende Rolle ein, evtl. muss er, da es sich um die erste Gruppendiskussion handelt, hier gezielt Anregungen geben, um die Diskussion in Gang zu bringen oder am Laufen zu halten.

6.3 Station III: Elektrodentechnik

Aus der vorherigen Station ist den Schülern bereits bekannt, dass die Elektroden eines der wichtigsten Bauelemente der EEG-Technik darstellen. Da diese aber auch extrem empfindlich gegenüber Störungen, bzw. sehr verwundbar sind, sollen die Schüler in den nachfolgenden zwei Versuchen erarbeiten. Hierzu beschäftigen sie sich in Station III erneut mit einem Ersatzschaltbild. Hierbei handelt es sich um das Elektrodenersatzschaltbild aus Abschnitt I.3.2. Konsistent zum Aufbau von Station II wird den Schüler zunächst das Ersatzschaltbild vorgestellt und die einzelnen Bauteile benannt. In den Versuchen III.1 und III.2 erkunden nun die Schüler das Verhalten der hinter den Widerstand des Elektrodengels R_S parallel verlaufenden Stromzweige, beginnend bei dem, der die elektrische Doppelschicht repräsentiert.

Versuch III.1: Elektrische Doppelschicht und Elektrodenpotenzial:

Ziel dieses Versuches ist zum einen, den Schülern begreiflich zu machen, warum die Betrachtung der elektrischen Doppelschicht als geladener elektrischer Kondensator eine sinnvolle Modellierung des gegebenen Sachverhaltes darstellt und zum anderen sollen die Schüler erkennen, dass die Ausbildung dieser Doppelschicht stark vom Elektrodenmaterial abhängig ist, woraus sich unmittelbare Folgen für die EEG-Messtechnik ergeben.

Aufgrund seines sehr simplen und schnellen Aufbaus, wie in Abbildung 64 zu sehen, handelt es sich bei dem Versuch de facto um ein physikalisches Freihandexperiment. Als Elektroden dienen hierbei Kohlenstoffstäbchen und/oder Eisennägel, die mit Hilfe von Krokodilklemmen und Verbindungskabeln mit einem Handmultimeter (erneut jenes Modell, das den Schülern bereits vertraut ist) verbunden werden. Die Schüler halten diese nun in ein Wasserbad und protokollieren die am Multimeter angezeigte Spannung zwischen den beiden Elektroden. Dabei untersuchen sie das Verhalten von zwei Eisenelektroden, das zweier Kohlenstoffelektroden, sowie jenes einer Eisen- und einer Kohlenstoffelektrode. Dabei sollen die Schüler erkennen, dass die gemessene Spannung minimal wird, wenn Elektroden gleichen Materials verwendet werden, ein für die EEG-Messung günstiger Zustand (vgl. Abschnitt I.3.2). Dies diskutieren sie allerdings noch in ei-

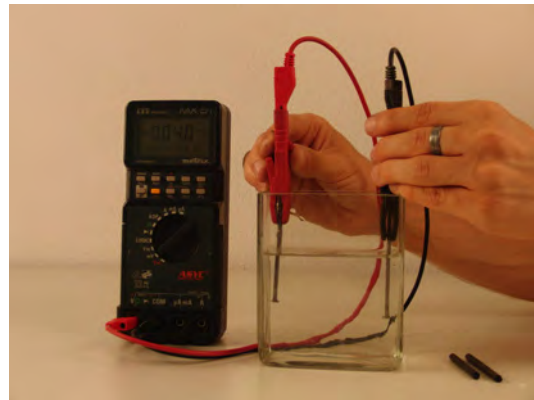


Abbildung 64: Durchführung von Versuch III.1 mit zwei Eisennägeln

ner Gruppendiskussion am Ende der Versuchsauswertung. Für den weiteren Verlauf, genügt es, dass den Schüler bewusst geworden ist, dass sich bei einer EEG-Messung zwischen Elektrode und Elektrodengel eine elektrische Doppelschicht ausbildet und sich diese vereinfacht als geladener elektrischer Kondensator beschreiben lässt. Eine detaillierte Betrachtung dieses Phänomens wäre zwar durchaus interessant, würde sich aber zu weit vom eigentlichen Thema des Schülerforschungstages entfernen. Daher wird in der Auswertung der Entstehungsprozess der elektrischen Doppelschicht nur qualitativ geklärt, und hiermit ihre Modellierung im Ersatzschaltbild als geladener elektrischer Kondensator begründet. Hierzu befindet sich im Schülerworkbook ein kurzer, stark elementarisierte Text, sowie eine dem Textinhalt angepasste ikonische Darstellung (siehe Schülerworkbook S. 19). Der Vollständigkeit halber wird hier zudem der Begriff Elektrodenpotenzial definiert. Im Anschluss darauf besteht die Aufgabe der Schüler darin, die soeben kennen gelernte, aber allgemein gehaltene Theorie auf den Kontext ihres Versuches zu übertragen. Hierzu haben sie vier Skizzen zur Auswahl, in denen jeweils zwei (unterschiedlich stark) geladene Kondensatoren mit einem Voltmeter verbunden sind, das einen geringen oder einen merklichen Ausschlag zeigt. Unter diesen Skizzen befinden sich genau zwei, in denen die beiden Fälle einer Messung mit Elektroden gleichen Materials (Skizze 3) bzw. verschiedenen Materials (Skizze 1) korrekt dargestellt werden. Die übrigen beiden sind mit der zuvor kennengelernten Theorie nicht vereinbar bzw. machen bei genauere Betrachtung physikalisch keinen Sinn. Die Entscheidung, welche beiden Skizzen korrekt sind sollen die Schüler selbst treffen und ihre Begründungen zusätzlich im Workbook festgehalten. Anzumerken ist, dass in Skizze 3 der Zeiger des Multimeters bewusst nicht exakt auf Null gestellt wurde, da auch im Experiment, bedingt durch kleinste Verunreinigung der Elektroden, die Spannung nie genau auf Null abfällt, die Skizze also hierdurch mehr den tatsächlichen Beobachtungen der Schüler entspricht. Den Abschluss der Versuchsauswertung bildet wie bereits oben erwähnt, eine Gruppendiskussion. Der Betreuer ist hierbei erneut der Moderator dieser Diskussion.

Allgemein ist geplant, dass die Schüler bis zu diesem Zeitpunkt die Station weitgehend selbständig bearbeitet haben, der Betreuer sich also fast vollständig aus dem Arbeitsprozess der Schüler herausgehalten hat. Dies ändert sich allerdings nun im zweiten Versuch der Station.

Versuch III.2: Metall- vs. Nichtmetallelektroden:

In diesem Versuch arbeiten die Schüler, ähnlich wie in Versuch II, mit einer auf einem Steckbrett aufgebauten Version des Elektrodenersatzschaltbildes, in zweifacher Ausführung. In einer wurde die Warburg-Impedanz ersetzt durch einen ohmschen Widerstand ($R = 50\ \Omega$) und in der anderen durch eine Reihenschaltung eines Kon-

condensators und einem ohmschen Widerstand ($C = 0,33 \mu F$ und $R = 50 \Omega$). Zudem wurde der Widerstand des Elektrodengels mit 220Ω , der Faraday-Widerstand mit 100Ω und die Kapazität der elektrischen Doppelschicht mit $1 \mu F$ gewählt (vgl. Abbildung 65). Auf die Streukapazität wurde, aufgrund ihrer Vernachlässigbarkeit, verzichtet. Nach der in Abschnitt I.3.2 erörterten Theorie, verhalten sich diese Ersatzschaltkreise annähernd wie eine Metall- bzw. eine Metall-Salz-Legierungselektrode. Das Steckbrett ist auf einem Stativ befestigt und mit dem Wechselspannungsgenerator, den die Schüler bereits aus Station II kennen, verbunden. Hinter den Elektrodenersatzschaltungen befindet sich ein 470Ω großer Messwiderstand, an dem die, die Elektroden passierende Wechselspannung, also das Ausgangssignal, gemessen wird. Dies geschieht mit einem Sensor-CASSY in Verbindung mit einem CASSY-Display, da hierdurch, die Effektivwerte beider Ausgangssignale zeitgleich gemessen werden können, der Versuchsaufbau aber dennoch übersichtlich bleibt.

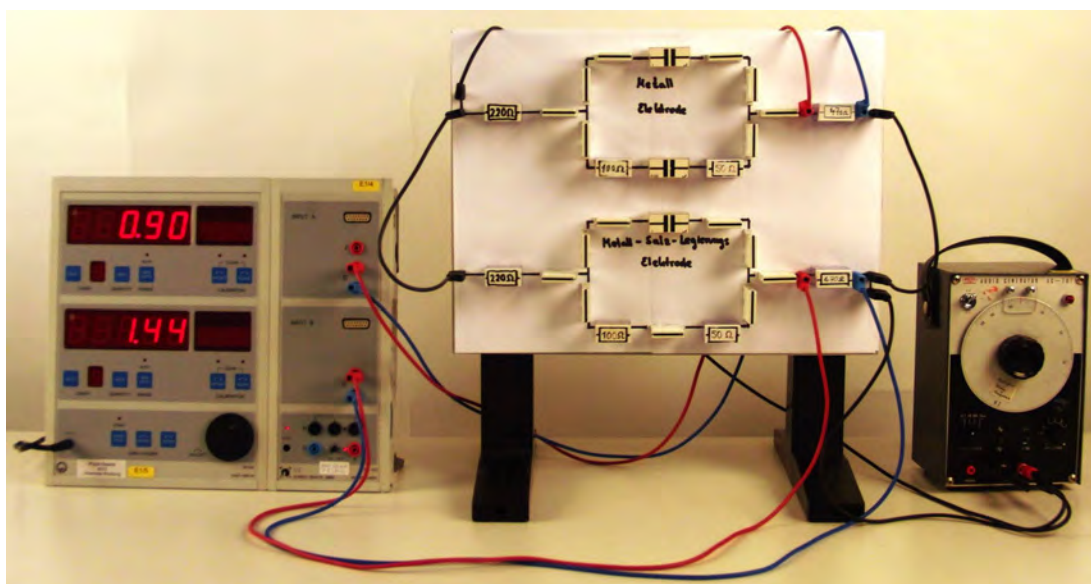


Abbildung 65: Aufbau des Versuchs III.2

Es ist davon auszugehen, dass (wenn überhaupt) die Schüler bisher nur sehr selten eine elektrische Schaltung selbst aufgebaut haben. Daher ist damit zu rechnen, dass die Schüler mit dem Aufbau dieser vergleichsweise komplizierten Schaltung überfordert wären. Zudem steht in diesem Versuch das Experimentieren an der Schaltung und nicht deren Aufbauvorgang an sich im Fokus. Die Schaltung wird, aufgrund dieser soeben genannten Aspekte, für die Schüler bereits vorgefertigt. Allerdings ist es nun unabdingbar, dass der Betreuer den Schülern den Versuchsaufbau detailliert erklärt, indem er das Ersatzschaltbild gemeinsam mit den Schülern noch einmal wiederholt, die im Versuchsaufbau verwendeten Bauteile korrekt zuordnet und auf Anpassungen, wie die Ergänzungen des Messwiderstandes und den auf den Verzicht der Streukapazität hinweist. Ferner finden die Schüler diese Informationen auch in ih-

rem Workbook. Vor allem benötigen die Schüler aber eine Instruktion in den korrekten Umgang mit dem Wechselspannungsgenerator, sowie mit dem CASSY-Display durch den Betreuer, damit der Versuch für sie ohne größere Probleme durchführbar ist. Dies impliziert auch eine sorgsame Beobachtung der Schüler während der Versuchsdurchführung seitens des Betreuers, um einerseits möglichen Fehler der Schüler rechtzeitig entgegen zu wirken, andererseits um den Schülern auch ein Gefühl von Sicherheit zu geben, dass sie mit dem für sie vermutlich sehr anspruchsvoll wirkenden Versuchsaufbau nicht alleine gelassen werden.

Wie bereits z. T. angedeutet, erstellen die Schüler im Rahmen von Versuch III.2 eine Messreihe, in dem sie die Effektivwerte der Ausgangsspannungen beider Modellelektroden in Abhängigkeit der vom Wechselspannungsgenerator erzeugten Frequenz, welche sie beginnend bei 2000 Hz in immer kleiner werdenden Intervallen bis auf 20 Hz verringern. Eine hierfür vorgesehene Protokolltabelle befindet sich im Schülerworkbook auf Seite 19. Die Schüler sollen dabei erkennen, dass der Effektivwert des Ausgangssignals der Metallelektrode mit sinkender Frequenz erkennbar abnimmt, während, die der Metall-Salz-Legierungs-Elektrode weitgehend unverändert bleibt. Der Begriff Hochpassfilter wird zudem, da er den Schüler vermutlich nicht bekannt ist, erst in der Auswertung des Versuchs fallen. Beide Ersatzschaltkreise sind ferner insgesamt derart dimensioniert, dass deren $U(f)$ -Verhalten dem einer EEG-Messelektrode grob genähert im Verhältnis zehn zu eins übereinstimmt. Des Weiteren erzeugt der Wechselspannungsgenerator keine sinus- sondern eine rechteckförmige Spannung, da hierdurch, wie sich während der Entwicklung des Versuchs zeigte, die Filterwirkung der Metallelektrode besser erkennbar wird. Dies wird den Schülern allerdings nicht mitgeteilt, da für sie die Form des Wechselspannungssignals keine Rolle spielt.

Der Aufnahme der Messreihe folgt zunächst, ähnlich wie in Versuch III.1, eine qualitative Aufklärung der Schüler über die Bedeutung von Faraday-Widerstand und Warburg-Impedanz, insbesondere werden sie darauf hingewiesen, dass die Warburg-Impedanz quantitativ erst mit Hilfe der für die Schüler unbekannten komplexen Zahlen möglich ist, was gleichzeitig als Begründung dafür dient, warum auf die hier auftretenden physikalischen Effekte nicht weiter eingegangen werden kann. Anhand ihrer protokollierten Messreihe ist es den Schülern jedoch möglich, sich die Bedeutung beider Bauelement im Ersatzschaltbildes zu erschließen. Genauer gesagt besteht gerade hierin ihre Aufgabe in der Versuchsauswertung. Um den Schülern dies zu erleichtert erfolgt dies nicht in einer offenen Fragestellung oder in Form einer Gruppendiskussion, sondern bewusst mit Hilfe eines Lückentextes. Der zugehörige Wörterpool besteht aus insgesamt vier, in ihrer Bedeutung gegensätzlichen Wort-

paaren (z. B. isolieren und überbrücken), sodass die Schüler den Lückentext nicht nur dadurch korrekt ausfüllen können, indem sie die unvollständigen Sätze grammatikalisch sinnvoll ergänzen, sondern sich auch tatsächlich Gedanken über den Inhalt des Textes machen müssen.

6.4 Station IV: Verstärkertechnik und Ableitung eines EEG-Signals

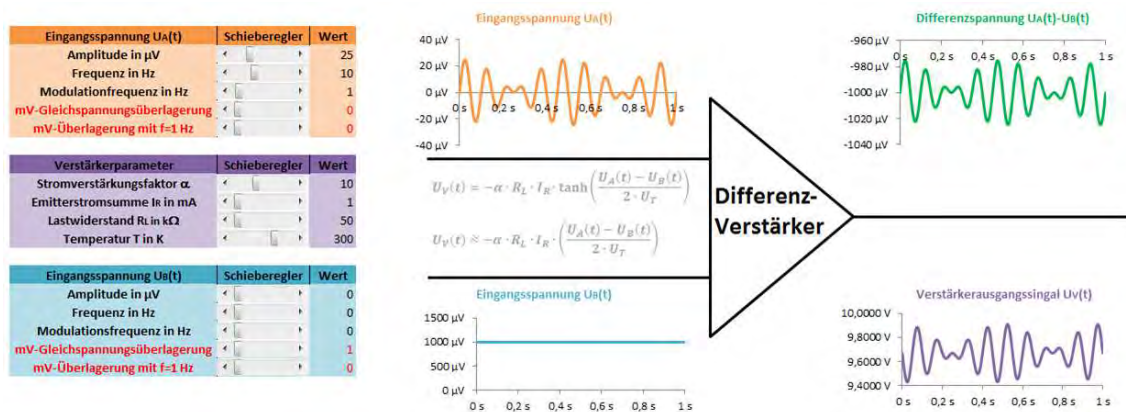


Abbildung 66: Computersimulation des Differenzverstärkers

Station IV, die letzte Station, die sich direkt mit der der Elektroenzephalographie zugrundeliegenden Messtechnik beschäftigt, unterscheidet sich deutlich von den vorangegangenen Stationen. Die Schüler sollen hier die Grundprinzipien der Differenzverstärkung kennenlernen. Dazu führen sie nicht, wie vielleicht zu erwarten, verschiedene physikalische Experimente durch, sondern arbeiten mit einer für sie entwickelten Computersimulation des Differenzverstärkers, die in Abbildung 66 zu sehen und ferner in Anhang D.5 zu finden ist. Dass die Wahl auf ein derartiges Vorgehen gefallen ist, hat mehrere Gründe:

Erstens bietet Station IV den Schülern unter dem Aspekt, dass sowohl in Station II, wie auch in Station III die Schüler jeweils eine Ersatzschaltung untersucht haben, das Vorgehen hier aber grundlegend anders ist, eine gewisse Abwechslung. Es wäre durchaus auch möglich gewesen die Grundschaltung des Differenzverstärkers aus Abbildung 15 auf einem Steckbrett aufzubauen und die Schüler mit dieser arbeiten zu lassen. Allerdings hätte sich der Stationenaufbau dann sehr ähnlich zu den vorangegangenen Stationen angelehnt, was befürchten lässt, dass die Schüler mit weniger Interesse und Neugier an die Bearbeitung der Station herangehen. Des weiteren wäre es für den Aufbau eines Modelldifferenzverstärkers nach Abschnitt I.3.3 unumgänglich hierfür Transistoren oder alternativ auch Röhrentrioden zu verwenden. Sowohl Halbleiter und Mikroelektronik, wie auch Röhrentechnik spielen in vielen

aktuellen Physiklehrplänen des Gymnasiums jedoch eine eher untergeordnete Rolle, es ist daher davon auszugehen dass den wenigsten Schülern der Transistor bzw. die Röhrentriode bekannt ist, noch weniger, dass dieser\ diese ihnen wirklich vertraut sind. Außerdem erscheint eine selbständige Erarbeitung der Funktionsweise dieser Bauelemente im Rahmen eines Versuchs zur Differenzverstärkung durch die Schüler unter dem Aspekt, dass den Schülern im Allgemeinen ein grundlegendes Wissen hierzu fehlt, wenig praktikabel.

In der Elektroenzephalographie interessiert man sich zudem für Wechselspannungssignale mit einer Frequenz von oftmals wenigen Hertz. Solche vergleichsweise langsamen Signalschwankungen lassen sich mit dem den Schülern aus den vorangegangenen Stationen bekannten Funktionsgenerator allerdings nur schwer erzeugen, da dieser dafür ausgelegt ist, hochfrequente Audiosignale zu generieren. Die Schüler müssten folglich zunächst in den Umgang mit einem anderen, in seiner Funktionalität komplizierteren Generator geschult werden, bevor sie mit dem eigentlichen Versuch beginnen könnten. Dies würde allerdings zu viel Zeit in Anspruch nehmen, die den Schülern während der eigentlichen Stationsbearbeitung letztendlich fehlen würde. Zudem scheint es ebenfalls nicht praktikabel zu sein, eine derartige Unterweisung der Schüler für lediglich eine der sieben Stationen durchzuführen, zumal dies nur schwer mit einer weiteren Grundüberlegung, die bei der Konzeption des Schülerforschungstages mit berücksichtigt wurde, nämlich die Schüler möglichst oft mit den gleichen Experimentiergeräten arbeiten zu lassen, vereinbar wäre. Des Weiteren bewegen sich die im Elektroenzephalogramm erfassten Potenzialschwankungen im Bereich von maximal $100\,\mu V$. Eine künstliche Erzeugung solcher Signale mit einem handelsüblichen Funktionsgenerator stellt eine unüberwindbare Herausforderung dar. Folglich müsste auch hier, ähnlich wie dies in Station III mit der Frequenz geschehen ist, die Amplitude der künstlichen Signale im Experiment in Relation zu der Größenordnung der Amplitude in der Realität gesetzt werden, wobei hier ein deutlich größeres Verhältnis als zehn zu eins erforderlich wäre. Diese Situation kann allerdings mit Hilfe einer Simulation umgangen werden.

Der aber wohl entscheidende Punkt, warum die Entscheidung auf eine Computersimulation und nicht auf ein reales Experiment gefallen ist, ist die Tatsache, dass diese die Möglichkeit bietet ohne größeren zeitlichen Aufwand eine Vielzahl von unterschiedlichen Situationen der Signalverstärkung darzustellen und es sogar möglich ist, auch eine Übersteuerung des Differenzverstärkers zu beobachten, ohne dabei Gefahr zu laufen, die in der Regel empfindliche Halbleiter- bzw. Röhrentechnik zu beschädigen. Gerade in der Gefahr einer möglichen Übersteuerung, die das Ausgangssignal verzerren würde, liegt aber die Begründung, warum Gleichspannungs-

bzw. hochamplitudige langsame Wechselspannungskomponenten aus einem EEG-Signal herausgefiltert werden, ein Aspekt, der den Schülern nicht vorenthalten werden sollte. Viel mehr noch, er sollte in der Station über die Verstärkung des EEG-Signals einen hohen Stellenwert einnehmen, weswegen den Schülern am Ende der Station nicht nur bewusst sein soll, dass die EEG-Eingangs-Signale vor der eigentlichen Differenzverstärkung gleichspannungsgefiltert werden müssen, sondern diese hierfür auch eine Begründung liefern können.

Die Simulation der Funktionsweise des Differenzverstärkers selbst ist kurz gesagt eine Visualisierung des in Abschnitt I.3.3 hergeleiteten Formelzusammenhangs zwischen den Eingangssignalen U_A und U_B und dem Ausgangssignal U_{ad} in der Grundschaltung eines Differenzverstärkers mit Hilfe von Microsoft Excel. Die Anregung hierfür lieferte der E-Learning-Kurs von Gerhard Rath von der Universität Graz und dessen Publikation zum Computereinsatz im Physikunterricht (siehe. [33] sowie [32]). Die Möglichkeit der „Visualisierung von Formeln und Möglichkeiten zur Interaktion mit einfachsten Mitteln“ [33], die dieses Tabellenkalkulationsprogramm bietet, waren dabei das entscheidende Auswahlkriterium. Daneben spielte auch eine Rolle, dass eine Simulation in Form einer Excel-Tabelle zum einen die Möglichkeit bietet, auch im Nachhinein einfach und schnell Modifikationen, z. B. Verbesserungen, Anpassung auf andere Sachzusammenhänge oder Fehlereliminierung, möglich sind. Zum anderen sind höchst wahrscheinlich Microsoft Excel und\oder ein ähnliches Tabellenkalkulationsprogramm den Schülern bereits, z. B. aus dem Informatik- oder Mathematikunterricht, bekannt, wodurch sich hoffen lässt, dass die Einarbeitung den Umgang mit der Simulation den Schülern deutlich einfacher fällt.

Wie in Abbildung 66 zu sehen ist, besteht der für die Schüler sichtbare Teil der Simulation aus einem großen, symbolischen Differenzverstärker, umrandet von insgesamt vier $U(t)$ -Diagrammen, in denen $U_A(t)$, $U_B(t)$, $U_A(t) - U_B(t)$ sowie und das Ausgangssignal des Differenzverstärkers, das hier mit $U_V(t)$ bezeichnet wird, dargestellt werden. Die Eingangssignale werden gemäß dem Formelzusammenhang

$$U_{A/B} = U_1 \cdot \sin(2\pi \cdot f_1 \cdot t) \cdot \cos(2\pi \cdot f_2 \cdot t) + U_2 + U_3 \cdot \sin(2\pi \cdot 1 \text{ Hz} \cdot t)$$

erzeugt, wobei sich die Parameter U_1 , die Amplitude in μV , f_1 und f_2 , die Frequenz bzw. die Modulationsfrequenz jeweils in Hz , U_2 , die mV-Gleichspannungsüberlagerung und U_3 , die mV-Wechselspannungsüberlagerung mit $f = 1 \text{ Hz}$, in den in Abbildung 66 links zu sehenden orangen bzw. blauen Kästen durch Verwendung der hier implementierten Schieberegler oder durch direkte Tastatureingabe verändern lassen.

Für die Zeit t wurde das Intervall von 0 bis 1 Sekunde gewählt, wobei das Tabellenkalkulationsprogramm im Abstand von je $0,5\text{ ms}$ den Momentanwert von $U_A(t)$ bzw. $U_B(t)$, und daraufhin von $U_A(t) - U_B(t)$ und $U_V(t)$ berechnet. Dies findet auf einem Tabellenblatt statt, das für die Schüler verdeckt gehalten wird (siehe Abbildung 67). Die in den Diagrammen dargestellten $U(t)$ -

t	UA	UB	UA-UB	Ausgangssignal
0	0,0005	0,782051	1000	-999,781551
1	0,001	1,569732	1000	-998,568732
2	0,0015	2,357413	1000	-997,355913
3	0,002	3,145094	1000	-996,143094
4	0,0025	3,932775	1000	-994,930275
5	0,003	4,720456	1000	-993,717456
6	0,0035	5,508137	1000	-992,504637
7	0,004	6,295818	1000	-991,291818
8	0,0045	7,083499	1000	-990,078999
9	0,005	7,871180	1000	-988,866180
10	0,0055	8,658861	1000	-987,653361
11	0,006	9,446542	1000	-986,440542
12	0,0065	10,234223	1000	-985,227723
13	0,007	11,021904	1000	-984,014904
14	0,0075	11,809585	1000	-982,802085
15	0,008	12,597266	1000	-981,589266
16	0,0085	13,384947	1000	-980,376447
17	0,009	14,172628	1000	-979,163628
18	0,0095	14,960309	1000	-977,950809
19	0,01	15,747990	1000	-976,737990
20	0,0105	16,535671	1000	-975,525171
21	0,011	17,323352	1000	-974,312352
22	0,0115	18,111033	1000	-973,100033

Abbildung 67: Verdecktes Tabellenblatt der Differenzverstärkersimulation

Graphen werden dann durch Interpolation dieser Punkte vom Programm erzeugt. Der zusätzlich vorhandene violette Kasten dient dazu, die Parameter des Differenzverstärkers zu verändern. Diese werden allerdings vorab für die Schüler bereits optimal eingestellt und werden während die Schüler die Station durchlaufen auch nicht mehr verändert. Sein Zweck bestand bzw. besteht zum einen darin, während der Konzeption der Station für die Arbeitsaufträge der Schüler geeignete und gleichzeitig realistische Konfiguration des Differenzverstärkers zu finden und zum anderen darin dem Betreuer die Möglichkeit zu geben bei evtl. weiterführenden Fragen der Schüler die Simulation schnell und komfortabel anpassen zu können, um mit deren Hilfe seine Antwort den Schülern zusätzlich veranschaulichen zu können.

Ferner ist der Formelzusammenhang für das Ausgangssignal $U_V(t)$ des Differenzverstärkers und seine Approximation für kleine Spannungswerte aus Abschnitt I.3.3 auf dem für die Schüler sichtbaren Tabellenblatt dargestellt. Dieser ist allerdings bewusst nur schwach hervorgehoben, da es in der Station nicht darum gehen soll, diese Formel herzuleiten oder sie in ihre Einzelbestandteile zu zerlegen, da dies wohl kaum möglich wäre, denn der Tangens Hyperbolicus stellt eine für die Schüler unbekannte mathematische Funktion dar. Viel mehr sollen die Schüler durch verschiedene simulierte Szenarien einen Überblick über den Verstärkungsprozess in einem EEG-Gerät erhalten, kurz gesagt, exemplarisches Lernen soll in dieser Station mehr im Vordergrund stehen als zuvor.

Bevor die Schüler mit der Arbeit mit der Simulation beginnen, finden sie einen kurzen Absatz im Workbook, indem für sie die wichtigsten Eckdaten der Funktionsweise des Differenzverstärkers zusammengefasst sind (vgl. Schülerwork S. 21). Diesem folgt eine knapp gehaltene Anleitung der Simulation, wobei der Text an den wichtigsten Stellen in den verwendeten Farben für $U_A(t)$, $U_B(t)$, $U_A(t) - U_B(t)$ und $U_V(t)$ hervorgehoben ist, was die Schüler auch in einem vorangestellten Screenshot sehen können, um ihnen die entsprechende Zuordnung zu erleichtern. Der Betreuer

kann hierbei, falls erforderlich, zusätzliche Hilfestellung leisten, indem er gemeinsam mit den Schüler ein Beispielszenario in der Simulation erzeugt. Zudem werden die Schüler eher am Rande darauf hingewiesen, dass in einer quantitativen Betrachtung der Differenzverstärkung die für sie unbekannte Tangens Hyperbolicus Funktion auftaucht.

Simulation IV.1: Grundlagen der Differenzverstärkung:

Der Titel der Simulation IV.1 ist selbsterklärend. Die Schüler sollen hier Grundlagen der Differenzverstärkung, genauer die Polaritätskonvention und Übersteuerungseffekte bei einer Differenzverstärkung, kennenlernen. Hierzu erzeugen sie zwei unterschiedliche, einfach gehaltene Szenarien, wobei die Konfiguration der Simulation ihnen, analog zu den bisherigen Versuchsdurchführungen, im Stil eines Kochrezepts gegeben ist. Abbildung 68 zeigt das $U_A(t) - U_B(t)$ - sowie $U_V(t)$ -Diagramm für das Übersteuerungseffekte simulierende Szenario. Zusätzlich befindet sich im Schülerworkbook jeweils ein Screenshot, indem die Schüler ebenfalls die Einstellungen der Schieberegler ablesen können. Das Verstärkerausgangssignal $U_V(t)$ wurde in diesen Screenshots entfernt und der Arbeitsauftrag der Schüler besteht darin, diesen per Hand zu ergänzen (vgl. hierzu Schülerworkbook S. 22). Beobachtung und Ergebnis der Simulation werden anschließend in einem Lückentext zusammengefasst. Dieser besitzt jedoch, im Gegensatz zu den vorangegangenen Lückentexten, keinen unterstützenden Wörterpool, da die Schüler hier selbst zu ihren gemachten Beobachtungen charakterisierende Satzbausteine bzw. Wörter finden sollen. Zudem sollen sie eigenständig die Schlussfolgerung ziehen, dass große Spannungen vor der eigentlichen Differenzverstärkung herausgefiltert werden müssen, um Übersteuerungseffekte zu vermeiden. Dennoch kann der Betreuer hier gegebenenfalls unterstützend eingreifen.

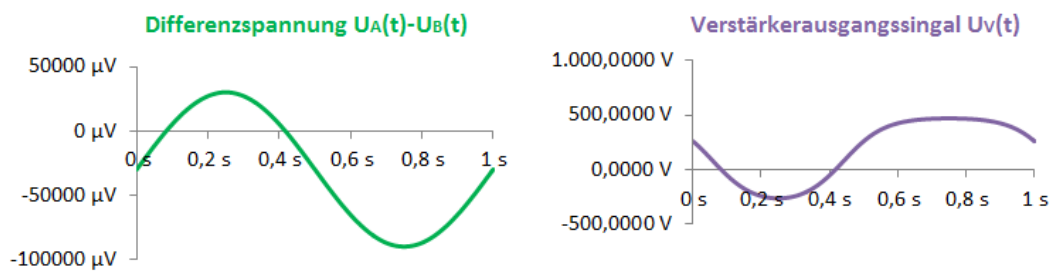


Abbildung 68: Simulierter Differenzverstärker bei Übersteuerung

Die Polaritätskonvention ist den Schülern nun bekannt. Was ihnen noch unbekannt ist, ist die Notwendigkeit, dass dem Eingang A des Differenzverstärkers Vorrang gewährt wird sowie die Begriffe Bezugspunkt bzw. Referenz. Hierzu befindet sich ein erklärender Text im Schülerworkbook, der ferner aus Gründen der Vollständigkeit auch eine kurze Vorstellung des 10-20-Systems als Beispiel eines Systems der Elek-

trodenpositionierung an der Kopfoberfläche, enthält. Auf eine exakte Konstruktionsvorschrift dieses, wie in Abschnitt I.3.5 beschrieben, wird hier verzichtet, sondern stattdessen lediglich die dem 10-20-System zugrundeliegende Idee, die Elektrodenpositionen in Relativabständen zu vier (bzw. fünf) Standardpunkten des Kopfes zu definieren, erläutert. Zusätzlich ist geplant, dass der Betreuer die Schüler an dieser Stelle dazu auffordert, an sich selbst diese vier Punkte zu ertasten. Dies ist relativ einfach möglich, und soll verdeutlichen, dass es sinnvoll ist, diese markanten Punkte des Schädels als Ausgangspunkte für das 10-20-System zu wählen. Da die charakteristische Bezeichnung für den weiteren Verlauf für die Schüler eine unbedeutende Rolle spielt, ist diese im Text lediglich beispielhaft für den Fp2-Punkt aufgeführt. Der Betreuer kann allerdings, bei weiterführendem Interesse der Schüler hierauf auch vertieft eingehen, indem er beispielsweise weitere Punkte des 10-20-Systems benennt.

Simulation IV.2: Referenz- und bipolare Ableitung:

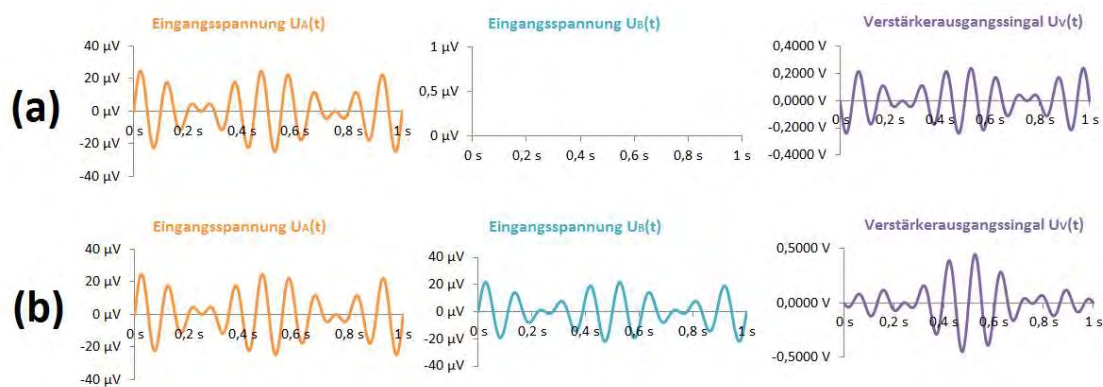


Abbildung 69: Eingangssignale und Verstärkerausgangssignal bei Referenz- (a) und bipolare Ableitung (b) in der Differenzverstärkersimulation

In der zweiten Simulation beschäftigen sich die Schüler mit den beiden Grundtypen der Elektrodenverschaltung, der Referenz- und der bipolaren Ableitung, reduziert auf das Beispiel eines 1-Kanal-EEG-Geräts. In der Durchführung wird ihnen zunächst das Grundprinzip der Referenzableitung allgemein beschrieben, untermauert mit einer ikonischen Darstellung, in Anlehnung an jene aus Abschnitt I.3.4 (vgl. Schülerworkbook S. 23). Daraufhin erzeugen die Schüler in der Simulation ein Beispielszenario, dass einer idealen Referenzableitung entspricht (siehe Abbildung 69 (a)). Die zugehörige Beobachtung, dass das Potenzial am Eingang A (also das Potenzial von Interesse) unverfälscht unter Berücksichtigung der Polaritätskonvention verstärkt wird, halten die Schüler in einem selbständig formulierten Satz bzw. in Stichpunkten fest. Analog verfahren sie bei der bipolaren Ableitung (vgl. Abbildung 69 (b)). Der Arbeitsauftrag ist hier jedoch so formuliert, dass die Schüler

insbesondere auf die für die bipolare Ableitung typischen Phänomene Verringerung, Auslöschung und Umkehrung aufmerksam gemacht werden. Für den Fall einer Auslöschung finden sie die hierfür in der Simulation notwendige Konfiguration im Workbook, ihre Aufgabe besteht lediglich darin, dieses Szenario als Beispiel für eine Auslöschung zu erkennen. Da davon auszugehen ist, dass die Schüler inzwischen geübt im Umgang mit der Simulation sind, und um eine gewisse Abwechslung in die Form der Arbeitsaufträge zu bringen, sollen die Schüler anschließend für die verbleibenden beiden Fälle (Verringerung und Umkehrung) selbst geeignete Schieberegler-einstellungen in der Simulation finden. Der Betreuer kontrolliert diese Ergebnisse und gibt zusätzliche Hinweise, wie z. B. einen Verweis auf die Potenzialverläufe in Abbildung IV.7 im Schülerworkbook, sollten die Schüler diese zur Lösung der Aufgabe benötigen.

Zum Abschluss der Station bzw. als vertiefender Ausblick zur Ableitungsthematik folgt nun noch eine ausführlicher angelegte Gruppendiskussionsphase. Die Schüler erhalten hierzu drei Fragen, die sie gemeinsam mit dem Betreuer diskutieren. Die erste Frage über die Vor- und Nachteile von Referenz- und bipolarer Ableitung ist dabei sehr allgemein formuliert. Als Antworten der Schüler sind einige der in Abschnitt I.3.4 hierzu genannten Aspekte denkbar. Bei der zweiten Frage ist eventuell damit zu rechnen, dass die Schüler nur mit Hilfestellung des Betreuers eine korrekte Begründung dafür zu finden, warum es nicht sinnvoll ist zwei weit entfernte Punkte des 10-20-Systems für eine bipolare Ableitung zu verwenden¹⁵. Ebenso ist zu erwarten, dass die Interpretation des Schaltschemas einer Quellen-Ableitung, als eine Synthese aus Referenz und bipolarer Ableitung, eine für die Schüler schwierige Aufgabe darstellt. Aus diesem Grund finden die Schüler bereits einen ersten Hinweis in der Aufgabenstellung. Eventuell wird es aber notwendig sein, dass der Betreuer die Lösung dieser Aufgabe gemeinsam mit den Schülern entwickelt, indem er das Schaltschema, wie der Lösungshinweis es vorschlägt, gedanklich in Teilstücke zerlegt und den Schülern dabei Fragen, wie z. B. „Welche Form der Ableitung bildet jeweils eine schwarze Elektrode mit der Elektrode Q?“ oder „Wie sieht das Signal aus, das den Eingang B des großen Differenzverstärkers?“ stellt. Die dritte Fragestellung der Gruppendiskussion hat allerdings große Wichtigkeit, da die Ableittechnik des 1-Kanal-EEG-Geräts, mit dem sie noch in Station VII arbeiten werden (der Zeo Personal Sleep Coach, vgl. Abschnitt II.4.2) gerade auf dem Prinzip der Quellenableitung beruht und den Schülern ein fundamentaler Bestandteil der Messtechnik dieses Geräts nicht vorenthalten werden sollte. Auf der anderen Seite arbeiten die Schüler vergleichsweise wenig mit diesem EEG-Gerät, eine detailliertere Betrachtung der Quellenableitung, würde daher zu weit führen. Die eher kurze Betrachtung dieser

¹⁵Da nur lokal die Aktivitäten in der Hirnrinde gut synchronisiert sind; vgl. auch Abschnitt I.3.4.

im Rahmen der abschließenden Gruppendiskussion stellt daher eine für den weiteren Verlauf des Schülerforschungstages angemessene bzw. ausreichende Thematisierung der Quellenableitung dar.

6.5 Station V: Artefakte im Elektroenzephalogramm

Bevor die Schüler sich in Station VI mit der Auswertung einer elektroenzephalographischen Kurve beschäftigen, ist es notwendig, dass diese einen Überblick über die wichtigsten Artefakttypen bekommen und sie in der Lage sind, diese von der eigentlichen EEG-Messkurve unterscheiden zu können. Dies geschieht in Station V auf eher phänomenologische Art und Weise. Die Schüler arbeiten hierbei mit dem 1-Kanal-EEG-Gerät Mindwave, dass sie auch in Station VI verwenden werden (siehe auch Abschnitt II.4.1) und erzeugen in Versuch V nacheinander künstlich Artefakte verschiedenen Typs, genauer Artefakte durch Ausfall der Referenzelektrode und durch Berührung der Elektrode (messtechnisch bedingte Artefakte), sowie Augen-, glossokinetische, Muskel- und Pulsartefakte.

Versuch V: Artefakte im Elektroenzephalogramm:

Da sich die Kalibrierung des 1-Kanal-EEG-Geräts zum Teil problematisch gestalten kann, wird diese für die Schüler bereits im Voraus durch den Betreuer vorgenommen. Die Schüler bestimmen nun in ihrer Gruppe eine Versuchsperson, die das EEG-Headset anlegt, sowie einen Schüler, der das Messprogramm OpenViBE bedient. Beide finden in der Vorbereitung zur eigentlichen Versuchsdurchführung eine separate Anleitung, wie das Headset anzulegen ist bzw. wie das Messprogramm zu bedienen ist (vgl. Schülerworkbook S. 25-26). Die Versuchsperson wird dabei explizit aufgefordert, sich von einem

Mitschüler oder dem Betreuer beim Anlegen des Headset helfen zu lassen, der Betreuer sollte dies in jedem Fall kontrollieren, um zu gewährleisten, dass die Schüler ohne weitere Verzögerung mit der Durchführung beginnen können. Ebenso sollte das Vorgehen des Schülers, der den Laptop bedient, überwacht werden um hier eventuell auftretenden Fehlern entgegen wirken zu können.

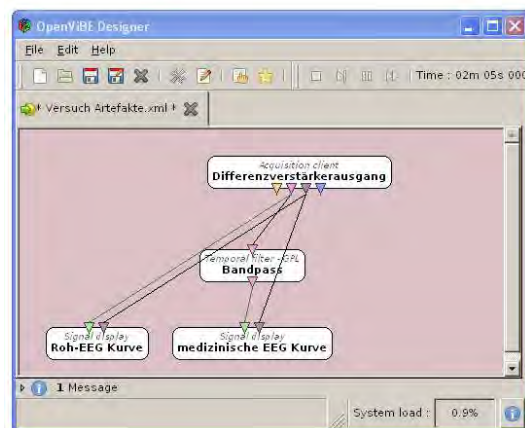


Abbildung 70: OpenViBE Versuchsdesign zu Versuch V

Anzumerken ist, dass die Schüler das Versuchsdesign in OpenViBE, das sowohl die Roh-EEG-Kurve, als auch eine auf einen Frequenzbereich von 1 bis 30 Hz gefilterte, für die Schüler als medizinische EEG-Kurve bezeichnete Elektroenzephalogramm ausgibt nicht selbst erstellen, sondern dieses für sie, wie in Abbildung 70 dargestellt, bereits vorgefertigt ist, da im Rahmen von Versuch V nicht der Aufbau eines Versuchsdesigns in OpenViBE, sondern verschiedene mögliche Artefakterscheinungen in einer elektroenzephalographischen Messkurve im Vordergrund stehen sollen.

In der Versuchsdurchführungen erzeugen die Schüler nun nacheinander die genannten Artefakttypen in der Reihenfolge, wie sie soeben aufgelistet wurden, z. B. durch Abklemmen der Referenzelektrode vom Ohrläppchen oder durch Herausstrecken der Zunge. Die übrigen Schüler, also jene, die nicht Versuchsperson sind oder den Auftrag haben, den Laptop zu bedienen, beobachten dabei die entstehenden Messkurven. Abbildung 71 zeigt drei Beispielmesskurven, die mit OpenViBE mit dem Versuchsdesign für Versuch V aufgenommen wurden. Mit Hilfe dieser ordnen sie auf der nachfolgenden Seite im Workbook die verschiedenen Artefakttypen entsprechenden Beispielmesskurvenverläufen zu, die identisch sind mit den Abbildungen aus Abschnitt I.4, wobei die EEG-Messkurve zu EKG-Artefakten übrig bleiben wird (siehe Schülerworkbook S. 27). Diese Zuordnung ist zudem bereits beispielhaft für die Pulsartefakte geschehen, da diese in der Messanordnung der Schüler mitunter am schwierigsten zu erkennen sind und nicht auszuschließen ist, dass gerade der Teilversuch, in dem die Schüler diesen Artefakttyp erzeugen sollen, misslingt. Zu den biologischen Artefakten finden die Schüler in der Durchführung jeweils einen deren Ursache qualitativ erklärenden Text. Insbesondere wird hierbei Wert auf die Tatsache gelegt, dass der Ursprung von Augen- und glossokinetische Artefakte in der Existenz sich beispielsweise durch Bewegung ändernde elektrischer Dipole der Augen bzw. der Zunge zu finden ist. Die hierzu erklärenden Texte werden mit ikonischen Darstellungen, in denen diese Dipole und deren Änderung durch Bewegung skizzenhaft dargestellt sind im Schülerworkbook zusätzlich veranschaulicht (vgl. Schülerworkbook S. 26). Ferner soll den Schülern hierbei auffallen, dass Augen- und Zungendipolvektor entgegengesetzt gerichtet sind.

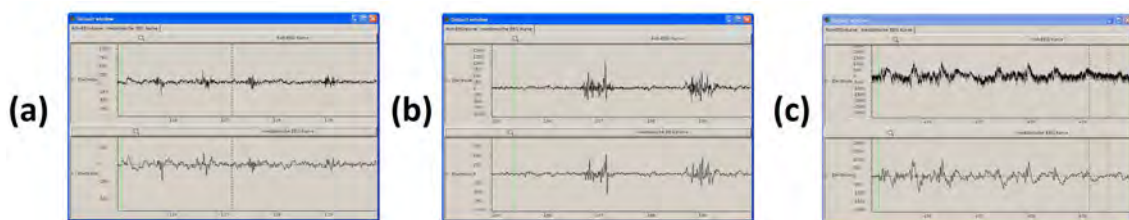


Abbildung 71: Erzeugung glossokinetischer (a), Muskel- (b) und Pulsartefakte (c) in Versuch V

Mit den zur Verfügung stehenden Mitteln lassen sich Herzschlag-, sowie EKG-Artefakte nur sehr schwer sichtbar machen. Hierzu muss neben der EEG-Messung zeitgleich eine EKG-Messung, z. B. mit dem EKG-Sensor der Firma Pasco, stattfinden und entsprechenden Messkurven aus der zugehörigen Messsoftware exportiert und übereinander gelegt werden, wie dies in Abbildung V.3 im Schülerworkbook bzw. Abbildung 27 geschehen ist. Im Rahmen von Station V soll auf diesen nicht unerheblichen Zeitaufwand verzichtet werden. Stattdessen finden die Schüler auf Seite 28 des Schülerworkbook, noch einmal die Messkurve, die aus ihrer Zuordnung übrig geblieben und scheinbar frei von Artefakten ist, ergänzt durch die gleichzeitig aufgezeichnete EKG-Kurve. Sie sollen nun gemeinsam beide Kurven betrachten und dabei im Rahmen einer Gruppendiskussion erkennen, dass diese nur schwer identifizierbare EKG-Artefakte enthält. Sowohl als Hilfestellung hierfür, wie auch als weiterführenden Ausblick gedacht, wird die Station V mit einem über Herzschlagartefakte informierenden Text abgeschlossen. Dieser enthält eine elementarisierte und rein qualitative Erklärung des Herzdipols, dessen sich ändernde elektrisches Feld in einer elektrokardiographischen Messkurve erfasst wird bzw. das sich in Herzschlagartefakten im Elektroenzephalogramm zeigt. Die zentralen Aussagen, die die Schüler unter anderem beim lesen dieses Textes erkennen sollen, sind, dass EKG-Artefakte, nur schwer von der eigentlichen EEG-Messkurve unterscheidbar sind, weswegen es in der medizinischen Praxis üblich ist, bei einer EEG-Aufzeichnung auch stets eine EKG-Messung vorzunehmen und dass wenn EKG-Artefakte deutlich im EEG erkennbar sind, dies auch ein Hinweis auf eine Erkrankung des Herzens sein kann (vgl. Abschnitt I.4.4). Je nach Interesse der Schüler kann der Betreuer hier auf weitere Details zum Elektrokardiogramm eingehen, sowie auf Besonderheiten des elektrischen Dipol des Herzens, z. B. dass dieser auf einer bestimmten Bahn innerhalb des Brustkorbes rotiert, hinweisen. Wie ausführlich allerdings der Abschluss von Station V insgesamt gehalten wird, sollte allerdings auch davon abhängen, wie viel Zeit den Schülern für die verbleibenden beiden Stationen des Schülerforschungstages noch zur Verfügung steht. Da dieser von eher additiver Natur ist, kann hier, um gegebenenfalls Zeit einzusparen, auf einige Teilaspekte verzichtet werden.

6.6 Station VI: Auswertung des Elektroenzephalogramms

Alle notwendigen Aspekte, um die Elektroenzephalographie als elektrophysiologische Messmethode begreifen zu können, haben die Schüler bereits in den Stationen I bis V erarbeitet. Die Frage nach einer sinnvollen Auswertung einer EEG-Kurve wurde allerdings noch nicht beantwortet. Mit diesem Thema beschäftigt sich Station VI. Hierbei stehen, wie in Abschnitt I.5 bereits erläutert, analog-visuelle und nicht die modernen, durch Computer automatisierten Auswerteverfahren im Vordergrund.

Bevor die Schüler sich damit befassen, das Elektroenzephalogramm eines ihrer Mitschüler auszuwerten, ist es notwendig, einige neue Begriffe einzuführen (siehe Schülerworkbook S. 29). Zunächst werden hierbei Amplitude, Morphologie und Frequenz als die eine EEG-Kurve charakterisierenden Parameter in Stichpunktform definiert. Besonderheiten, wie dass beispielsweise die Amplitude als „peak to peak“-Wert gemessen wird oder die üblichen Bezeichnungen wie z. B. dreiecks- oder trapezförmig für die Morphologie einer EEG-Kurve werden hier genannt. Insbesondere wird die Bezeichnungskollision zwischen den Begriffen EEG-Welle und physikalische Welle als Warnhinweis besonders hervorgehoben, um einer Verwechslungsgefahr entgegenzuwirken. Jede dieser Definitionen ist im Text der Schüler eine eigene Farbe zugewiesen, die in einer dargestellten Beispiel EEG-Kurve, in der Abschnitte der Kurve durch Pfeile bzw. geometrische Formen ergänzt bzw. hervorgehoben sind, um die Definitionen zusätzlich zu veranschaulichen, ebenfalls verwendet wurden. Bewusst wurde hierfür eine Roh-EEG-Kurve verwendet, da dieses eher an ein chaotisches Rauschen erinnert und sich somit nur schwer nach den oben genannten Kriterien auswerten lässt. Die Schüler sollen hierdurch eine für sie einsichtige Erklärung erhalten, warum es sinnvoll ist, in der Auswertung eine Roh-EEG-Kurve auf bestimmte Frequenzintervalle, also EEG-Bänder zu filtern. Die üblichen EEG-Bänder sind den Schüler tabellarisch in bzgl. ihrer Frequenzintervalle ansteigender Reihenfolge, analog zu jener aus Abschnitt I.5.2 angegeben, deren Charakteristika sollen sie im ersten Versuch der Station VI erarbeiten:

Versuch VI.1: EEG-Bänder:

Ebenso wie in Versuch V, arbeiten die Schüler hier mit dem Mindwave 1-Kanal-EEG-Gerät, die Vorbereitung des Versuchs gestaltet sich daher in analoger Art und Weise. Lediglich das Versuchsdesign in OpenViBE hat sich verändert. Dieses ist nun so aufgebaut, dass es die Roh-EEG-Kurve und das α -EEG, das β -EEG und das γ -EEG, sowie das δ -EEG und das θ -EEG jeweils in einem gemeinsamen Ausgabebildschirm dargestellt werden. Wie in Abbildung 72 zu erkennen ist, ist das

Versuchsdesign hier deutlich komplizierter als in Versuch V, daher wird den Schülern auch hier das Versuchsdesign bereits vorgefertigt, sie können also unmittelbar an das eigentliche Experimentieren herangehen.

Die Schüler beginnen zunächst mit einer Betrachtung des α -Bandes. Sie beobachten dabei auf dem Computerbildschirm das α -EEG des zuvor als Versuchsperson ausgewählten Schülers und kreuzen in einer vorgefertigten Tabelle ihre gemachten Beobachtungen an (vgl. Schülerworkbook S. 30). Diese Tabelle besitzt zwei Spalten, eine für die Amplitude und eine für die Morphologie, in der die in der Literatur üblichen qualitativen Charakterisierung dieser Parameter verwendet werden (vgl. Abschnitt I.5.2). Im Anschluss an die Untersuchung des α -EEGs verfahren die Schüler in analoger Art und Weise mit dem β -EEG, dem δ -EEG und dem θ -EEG. In der Versuchsanleitung werden sie zudem besonders darauf hingewiesen, dass sich deren Charakterisierung jeweils auf den zuvor ermittelten Amplitudenwert im α -EEG bezieht. Der Betreuer sollte hierauf allerdings ebenfalls zusätzlich hinweisen, insbesondere darauf, dass beispielsweise ein Unterschied zwischen einer mittelhohe β -Welle und einer mittelhohe δ -Welle besteht (vgl. Schülerworkbook S. 31), um zu vermeiden, dass die Schüler dies versehentlich überlesen. Das γ -EEG wird abschließend von den Schülern nur noch bzgl. seiner Morphologie untersucht. Sie sollen dabei erkennen, dass sich für dieses, im Gegensatz zu den übrigen EEG-Bändern kein einheitlicher (qualitativer) geometrischer Begriff finden lässt bzw. dass der Begriff „chaotisch“ diese am besten beschreibt.

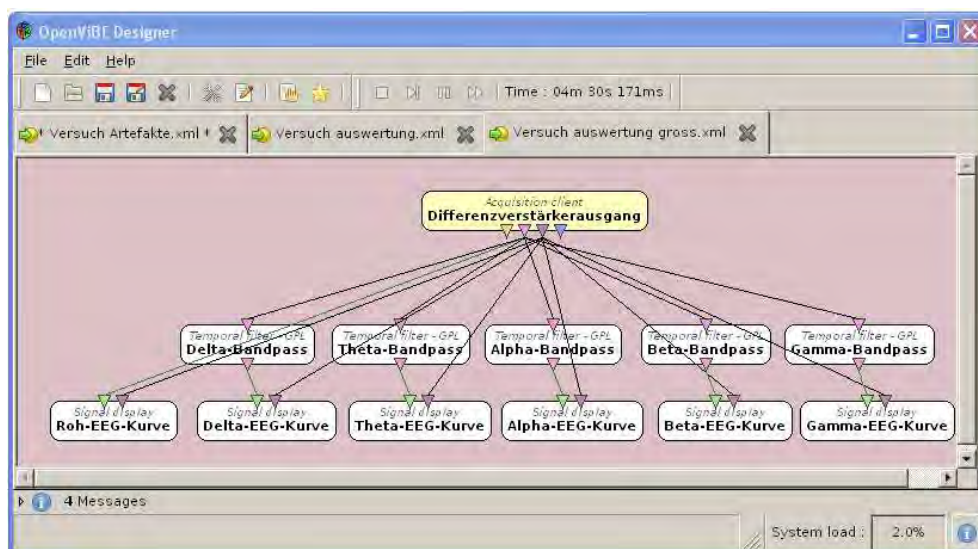


Abbildung 72: OpenViBE Versuchsdesign zu Versuch VI.1 und VI.2

Auf eine explizite Auswertung des Versuches wird an dieser Stelle unter anderem deshalb verzichtet, da die Schüler bereits während der Durchführung die wesentlichen Charakteristiken der verschiedenen EEG-Bänder sammeln. Die im Workbook pro-

tokollierten Beobachtungen sollten allerdings vom Betreuer kontrolliert werden und die Schüler auf eventuell auftretenden Abweichungen dieser von den in der Literatur üblichen Angaben hingewiesen werden. Die primäre Aufgabe der Schüler in Versuch VI.1 besteht allerdings nicht darin, die in Lehrbüchern als typisch deklarierten Charakteristiken der verschiedenen EEG-Bänder zu finden, sondern eine von ihnen selbst durchgeführte EEG-Messung in einem sinnvollen Auswertungsschemata zu protokollieren. Die im Workbook festgehaltenen Schülerbeobachtungen sollten deshalb nicht korrigiert werden, möglich ist aber gemeinsam mit den Schülern Abweichungen ihrer Beobachtungen mit der Literatur im Protokoll besonders hervorzuheben, z. B. in dem der typische Amplitudenwert und\oder die typische Morphologie mit einem Farbstift ergänzt wird.

Im an die Durchführung anschließenden Absatz wird der Begriff medizinische EEG-Kurve, den die Schüler bereits aus Station V kennen, genauer erklärt, als eine EEG-Kurve in der das γ -EEG, sowie Gleichspannungsanteile herausgefiltert wurden, da sich diese nur sehr schwer auswerten lassen und es insbesondere für diese EEG-Komponenten noch keine Anwendung in der diagnostischen Praxis gibt. Es ist geplant, dass der Betreuer den Inhalt dieses Textes den Schülern zusammengefasst erklärt und mit Hilfe der Abbildung VI.4 im Workbook darauf hinweist, dass hierdurch die EEG-Kurve, die in der medizinischen Praxis oftmals als Rohkurve verwendet wird (medizinisches EEG), in Wahrheit eine durch Filterung bereits deutlich geglättete bzw. vereinfachte Kurve darstellt. Grund dafür, warum die Schüler den Text zum einen nicht selber lesen sollen, sowie ferner auch auf eine genauere Auswertung des Versuchs verzichtet wird, ist, dass der Schüler, der als Versuchsperson ausgewählt wurde noch immer das EEG-Headset trägt, um möglichst ohne Verzögerung mit dem zweiten Versuch von Station VI fortfahren zu können, dieser auf der anderen Seite aber auch nicht länger als unbedingt notwendig mit dem EEG-Gerät verbunden bleiben sollte.

Versuch VI.2: α -EEG:

Nachdem die Schüler die wichtigsten EEG-Bänder kennengelernt haben, sollen sie in Versuch VI.2 einen Einblick in deren Bedeutung bekommen. Dazu betrachten sie exemplarisch die Änderung des α -EEGs in unterschiedlichen körperlichen bzw. geistigen Zuständen:

In einer neuen EEG-Messung schließt der Schüler, der als Versuchsperson ausgewählt worden ist, die Augen. Der Anteil der deutlich sichtbaren α -Wellen wird dabei im Vergleich zu vorher, also dem Fall dass die Augen der Versuchsperson geöffnet sind, deutlich zunehmen, wie dies in einer Beispielmessung in Abbildung 73 zu sehen ist. Diese qualitative Beobachtung halten die Schüler analog zu Versuch

VI.1 fest, indem sie unter drei ihnen in Multiple-Choice-Form vorgegeben Beobachtungsmöglichkeiten die korrekte auswählen (vgl. Schülerworkbook S. 32-33). Die bisherigen Durchführungsschritte werden im zweiten Teil des Versuchs wiederholt. Der Versuchsperson, deren Augen erneut geschlossen sind, werden nun aber von einem weiteren Schüler mehrere Kopfrechenaufgaben gestellt. Diese Aufgaben, zusammen mit ihrer Lösung finden die Schüler in ihrem Workbook. Hierdurch nimmt der zuvor angestiegene Anteil an α -Wellen wieder deutlich ab. Grund hierfür ist, dass die Versuchsperson, durch das Kopfrechnen deutlich weniger entspannt ist als vorher (vgl. Abschnitt I.5.2). Das halb qualitative, halb quantitative Gesamtergebnis beider Teilversuche, dass der Anteil der α -Wellen am Elektroenzephalogramm umso höher ist, je entspannter eine Person ist, sollen die Schüler sich abschließend selbst erschließen, indem sie die Lücke in einem ihnen vorgegebenen Satz im Workbook entsprechend sinnvoll ergänzen.

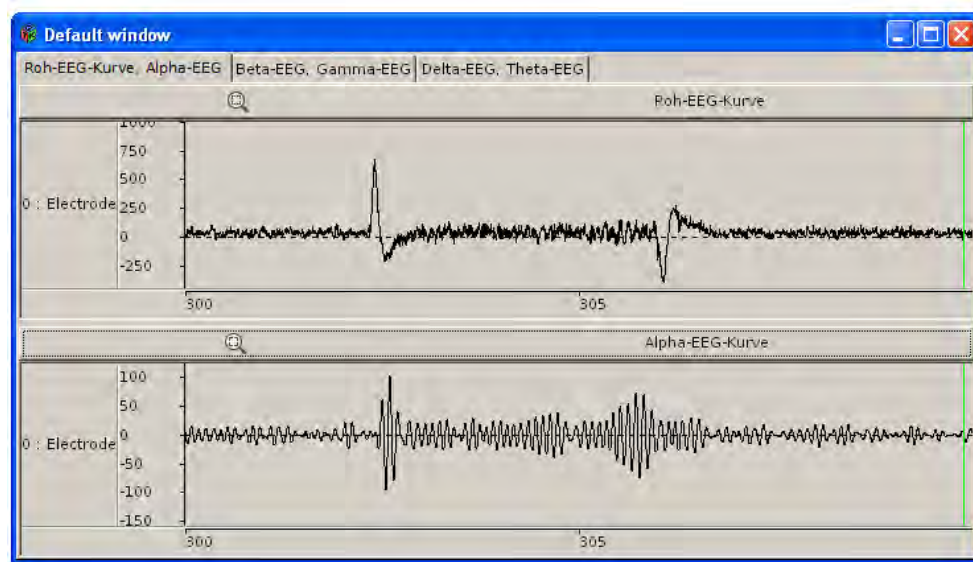


Abbildung 73: Roh-EEG-Kurve und α -EEG bei offenen bzw. geschlossenen Augen mit entsprechenden, zu erwartenden Augenartefakten

Um Station VI quantitativ abzurunden wird abschließend die Ausprägung als Maß für den Anteil bzw. die Häufigkeit des Auftretens bestimmter EEG-Wellen, vorgestellt. Die Definition der Ausprägung und des Index erfolgt entsprechend dem manuellen Bestimmungsverfahren über eine sinnvoll gewählte Amplitudenschwelle, hier am Beispiel des α -EEGs $\pm 5 \mu V$ bzw. als „peak to peak“-Wert $10 \mu V$, das in Abschnitt I.5.3 vorgestellt wurde. Indem die Schüler ein Lineal an die auf dem Laptopbildschirm noch angezeigte α -EEG der Versuchsperson halten und die entsprechenden Längen ausmessen, sollen sie nun noch die zugehörige Ausprägung selbst bestimmen. Die notwendigen Nebenrechnungen werden dabei im dafür vorgesehenen Bereich im Workbook festgehalten und als Hilfsmittel liegt ein Taschenrechner an

der Station für die Schüler bereit (vgl. Schülerworkbook S. 34). Diese Berechnungen sollten vom Betreuer kontrolliert werden, vor allem sollte darauf geachtet werden, dass die Schüler die Begriffe Index und Ausprägung als numerischer bzw. verbaler Auswertungsparameter voneinander korrekt unterscheiden.

6.7 Station VII: Das Schlaf-EEG

Die abschließende Station des Schülerforschungstages beschäftigt sich mit dem Schlaf-EEG. Wie in Abschnitt I.6 erläutert stellt dieses eines der bedeutendsten und gleichzeitig alltagsnahsten Anwendungsbeispiele der Elektroenzephalographie dar. Infolgedessen hat Station VI mehrere Zielsetzungen:

Zum einen sollen die Schüler einen vertieften Ausblick in die Bedeutung der Elektroenzephalographie für die Medizin bekommen. Im letzten Versuch von Station VI haben die Schüler zwar bereits kennengelernt, dass sich unterschiedliche körperliche und geistige Zustände im Erscheinungsbild einer geeignet gefilterten EEG-Kurve widerspiegeln können. Diese Betrachtung war jedoch durch die Beschränkung auf das α -EEG sehr spezifisch, was zwar unter dem Aspekt, dass die Schüler hier exemplarisch die Bedeutung der wichtigsten EEG-Bänder kennenlernen sollten sinnvoll erscheint, dadurch konnte jedoch nicht vermittelt werden, dass bei der Auswertung eines Elektroenzephalogramms stets die Gesamtkurve und nicht nur einzelne Teilaspekte zu betrachten sind. Des Weiteren haben die Schüler Änderungen im Elektroenzephalogramm bis jetzt als ein eher kurzzeitiges und künstlich erzeugtes (provozierte) Phänomen kennengelernt. Dass solche Änderungen sich aber auch in Langzeit-EEG-Messungen zeigen und dass diese ihren Ursprung oftmals in normalen bzw. gesunden Prozessen des eigenen Körpers liegt, ist bis jetzt noch nicht thematisiert worden. Für beide soeben genannte Aspekte liefert das Schlaf-EEG ein adäquates Beispiel. Weiterhin war die Analyse der Bedeutung des Elektroenzephalogramms in Station VI mehr von halbquantitativer Natur. Es wäre allerdings nicht sinnvoll, wenn die Schüler mit der Vorstellung aus dem Schülerforschungstag herausgehen würden, dass mit dem Elektroenzephalogramm eher wenig quantitative bzw. eher qualitative Aussagen möglich sind, da dies in keinsten Weise der Realität entspricht. Durch die Betrachtung des Schlaf-EEGs, speziell durch die Auswertung dessen in Form eines Hypnogramms und die dadurch mögliche Zuordnung einer Versuchsperson in die Kategorien Kurz-, Normal- oder Langschläfer, die durch die empirisch ermittelten prozentualen Anteile der verschiedenen Schlafphasen (vgl. Tabelle in Abschnitt I.6.2 bzw. Schülerworkbook S. 40) sehr genau bzw. quantitativ definiert sind, soll genau dieser möglichen Fehlvorstellung der Schülern entgegen gewirkt werden.

Zum anderen lassen sich bei der Betrachtung des Schlaf-EEGs die Potenzialkomplexe, wie sie in Abschnitt I.6.3 vorgestellt wurden, beobachten - ein Aspekt der Elektroenzephalographie, der im Verlauf des Schülerforschungstages ebenfalls noch keine Beachtung fand. Ferner haben die Schüler Artefakte zwar bereits kennengelernt. Der Aspekt, dass der Begriff Artefakt nicht mit dem Begriff Messfehler gleichzusetzen ist, ist in Station V allerdings eher untergegangen. Genau hierfür sollen die Schüler allerdings in Station VII sensibilisiert werden. Wie in Abschnitt I.6.1 dargestellt, spielen bei der Charakterisierung der sechs verschiedenen Schlafphasen, Artefakte eine zentrale Rolle, beispielsweise in der REM-Phase. Anders ausgedrückt heißt dies, dass es gerade bei der Auswertung des Schlaf-EEGs es unabdingbar ist, Artefakte nicht als bloße Messfehler, sondern als weiteren für die Auswertung nützlichen physiologischen bzw. elektrophysiologischen Parameter aufzufassen.

Allerdings ergaben sich bei der Konzeption von Station VII auch mehrere Problematiken, die wie folgt gelöst wurden:

Ersten ist es nicht möglich im Rahmen des Schülerforschungstages eine Schlaf-EEG-Messung in Echtzeit durchzuführen, da dies wie bereits erwähnt eine Langzeitmessung ist. Selbst wenn die Zeit hierfür vorhanden wäre, würden dennoch hierfür geeigneten Räumlichkeiten, in die sich die Versuchsperson zum Schlafen begibt, fehlen und es erscheint auch nicht sinnvoll, die Schüler mehrere Stunden auf ihr Messergebnis warten zu lassen bzw. sie stundenlang den Verlauf der Schlaf-EEG-Kurve einer Versuchsperson beobachten zu lassen. Des Weiteren kann, selbst wenn die Aufzeichnung des Schlaf-EEGs fehlerfrei ablaufen sollte nicht garantiert werden, dass alle interessanten Aspekte wirklich sichtbar wurden. Beispielsweise können in der REM-Phase Sägezahnwellen auftreten, müssen es aber nicht. Aus diesen soeben genannten Gründen wurde sich dazu entschlossen für die Schüler vorab eine geeignete Messkurve auszuwählen, und diese von diesen untersuchen zu lassen.

Was als zweiter Punkt mit zu berücksichtigen war, ist die Tatsache, dass nicht auszuschließen ist, dass die Schüler für die Bearbeitung vorangegangenen Stationen, aufgrund deren teilweise doch sehr großen inhaltlichen Umfangs, deutlich mehr Zeit benötigt haben, als zunächst angenommen bzw. dass die Konzentration und Motivation der Schüler am Ende des Schülerforschungstages bereits deutlich nachgelassen hat und sie deshalb eigentlich mehr Zeit zur Bearbeitung von Station VI bräuchten, als ihnen noch zur Verfügung steht. Kurzum: Es kann nicht garantiert werden, dass die verbleibende Zeit des Schülerforschungstages dazu ausreicht, dass die Schüler Station VII noch vollständig bearbeiten können. Andererseits wäre es wünschenswert, wenn die Schüler ihr Workbook noch im Nachhinein vervollständigen können bzw. sich die in Station VII thematisierten Inhalte, auch wenn sie während des

Schülerforschungstages nicht mehr besprochen werden können, bei Interesse auch zu Hause selbst erarbeiten können. Deshalb wurde Station VII so aufgebaut, dass die Aufgabenstellung der Schüler darin besteht, ein Kreuzworträtsel mit Hilfe der für sie ausgewählten Schlaf-EEG Messkurve zu lösen. Die Lösungsworte des Rätsels, die in der Literatur gebräuchliche Fachbegriffe bzw. Bezeichnungen sind, sind eingebettet in einen das Schlaf-EEG bzw. den Schlaf des Menschen allgemein erklärenden Text, der auf den Erläuterungen aus Abschnitt I.6 basiert und für die Schüler entsprechend vereinfacht bzw. zusammengefasst wurde (vgl. Schülerworkbook S. 37-40). In diesem Text werden die Schüler zudem dazu aufgefordert, bestimmte Zeitintervalle in der für sie ausgewählten Beispielmesskurve aufzurufen, in denen die im Text erläuterten Zusammenhänge deutlich werden. Beispielsweise betrachten die Schüler die Erscheinungsform der Roh-EEG-Kurve in den verschiedenen NREM-Schlafphasen oder das Auftreten von Sägezahnwellen und Augenartefakten in der REM-Phase. Weiterhin sind Ausschnitte dieser Zeitintervalle auch im Schülerworkbook abgebildet¹⁶. Hierdurch soll dem Anspruch gerecht werden, dass die Schüler notfalls das Kreuzworträtsel auch zu Hause, wo ihnen die Beispielmesskurve nicht mehr zur Verfügung steht, lösen können.

Betrachtet wird die Messkurve von den Schülern in der in II.4.2 vorgestellten Messwerterfassungssoftware Zeoscope. Mit dieser haben die Schüler bis jetzt noch nicht gearbeitet, daher enthält das Schülerworkbook eine kurze Anleitung dieser, die ihnen insbesondere die Bedeutung der drei Ausgabefenster EEG, Frequency und Stage erklärt. Es ist allerdings geplant, dass diese Unterweisung vom Betreuer vorgenommen wird, indem er den Schülern die einzelnen Funktionen des Programms direkt am Bildschirm zeigt. Die Erklärung im Workbook soll den Schülern daher mehr die Möglichkeit bieten gegebenenfalls selbst noch einmal bestimmte Funktionalitäten nachschlagen zu können.

¹⁶Diese Abbildungen sind identisch mit jenen aus Abschnitt I.6.1.

7 Abschluss des Schülerforschungstages

Um den Schülern, nachdem sie alle Etappen des Schülerforschungstages durchlaufen haben, zu ermöglichen noch einmal den Schülerforschungstag als Gesamtes zu rekapitulieren, aber auch um ihnen die Möglichkeit zu geben Kritik zu äußern, scheint es sinnvoll zu sein, dass sich Betreuer und Schüler am Ende des Forschungstages zu einer gemeinsamen Abschlussrunde zusammenfinden. Der zeitliche Umfang dieser Runde sollte sich klar am Erschöpfungsgrad der Schüler orientieren, d. h. also sie sollte nur dann umfangreicher gestaltet werden, wenn die verbleibenden Kapazitäten der Schüler dies auch zulassen würden.

Konkret ist es vorstellbar, dass der Betreuer die Abschlussrunde moderiert und dabei gemeinsam mit den Schülern, z. B. an einer Tafel oder einem Whiteboard, stichpunktartig zentrale Inhalte sammelt, die die Schüler im Rahmen des Schülerforschungstages kennengelernt bzw. erarbeitet haben, und diese z. B. in Form einer Mindmap miteinander in Beziehung setzt. Der Ablaufplan aus Abbildung 56 kann hierzu als Orientierungshilfe für den Betreuer dienen. Ferner hat es sich in den Lehr-Lern-Laboren des M!ND-Centers bewährt, Kritik, seitens der Schüler, in einer Kommentarrunde zu sammeln. Dabei formuliert jeder Schüler, aber auch der Betreuer, einen Satz, in dem er zusammenfasst, was ihm am heutigen Tag besonders gut, oder weniger gut gefallen hat. Dieser Satz wird von den übrigen Rundenteilnehmern ausdrücklich nicht kommentiert. Dieses Vorgehen hat sich deshalb als besonders vorteilhaft erwiesen, da die Schüler, aufgrund der Tatsache, dass sie ihre Meinung an dieser Stelle frei äußern können, ohne befürchten zu müssen, selbst kritisiert zu werden, meist ehrliche sowie wenig beschönigte Kritik äußern. Gerade derartige Schülerkritik kann aber auch für eine Rekapitulation des Schülerforschungstages seitens des Betreuers überaus wertvoll sein. Es erscheint daher sinnvoll eine derartige Kommentarrunde auch in den Abschlussrunde des Schülerforschungstages zu integrieren.

C Fazit und abschließende Bemerkungen

In der zurückliegenden Arbeit wurde ein Überblick über die Elektroenzephalographie sowohl unter physikalisch-fachwissenschaftlichen, als auch unter physikdidaktischen Gesichtspunkten dargestellt. Der dabei vorgestellte Schülerforschungstag bietet erstmals die Möglichkeit durch geeignete (Analogie-)Experimente und Elementarisierungen die Elektroenzephalographie in einer für Schüler der Sekundarstufe II geeigneten und gleichzeitig interessanten Art und Weise darzustellen. Eine vollständige Durchführung des Schülerforschungstages am M!ND-Center der Universität Würzburg hat allerdings noch nicht stattgefunden. Dies ist jedoch im Rahmen weiterer fachdidaktischer Forschungsarbeit, die sowohl Durchführung und Evaluation als auch Verbesserung des soeben vorgestellten Konzepts beinhalten soll, für die Zukunft fest geplant.

Aufgrund der Tatsache, dass die Elektroenzephalographie bis dato kaum didaktisch aufbereitet worden ist, ist es notwendig gewesen, neue Konzepte zur Thematisierung dieser zu entwickeln bzw. Konzepte zu verwandten Thematiken, wie z. B. dem Batteriedipolmodell zur Elektrokardiographie, in geeigneter Art und Weise auf den Kontext der Elektroenzephalographie zu übertragen. Im Umkehrschluss ist es daher auch vorstellbar, die vorgestellten Analogien, Elementarisierungen und Experimente im Rahmen anderer Themengebiete als der Elektroenzephalographie einzusetzen. Ein Beispiel hierfür wären die dargestellten Aspekte zur Elektroden- und Verstärkertechnik, die, mit entsprechenden Modifikationen, generell für die Betrachtung jeglicher elektrophysiologischer Messprozesse, also z. B. der Elektrokardiographie, der Elektromyographie, der Elektroneurographie oder der Elektrookulographie herangezogen werden können.

Abschließend sei erwähnt, dass sich ferner zeigte, dass die Elektroenzephalographie nicht nur im Unterricht der Biologie, wie man es zu Beginn der Arbeit vielleicht noch angenommen hat, sondern auch im Physikunterricht einen berechtigten Platz einnehmen kann. Auch wenn der vorgestellte Schülerforschungstag offensichtlich zu umfangreich ausgelegt ist, um diesen vollständig in den gewöhnlichen Schulphysikunterricht einzubetten, ist es dennoch vorstellbar ausgewählte Teilaspekte, wie den Entstehungsprozess des Elektroenzephalogramms oder Details der Auswertung typischer EEG-Kurven, zu thematisieren. Die in Abschnitt II.3 dargestellte Lehrplanrecherche kann in diesem Zusammenhang eine als zusätzliche Anregung bzw. Hilfestellung unabhängig vom entsprechenden Bundesland herangezogen werden.

D Anhang

D.1 Präsentationsfolien der Einführungsphase des Schülerforschungstages





Einführung

Organisatorisches

Markus Feser
Universität Würzburg
Lehrstuhl für Physik und ihre Didaktik



Lehrstuhl für Physik
und ihre Didaktik

Wer? Warum?

- **Markus Feser**
Student am Lehrstuhl für Physik und ihre Didaktik, Universität Würzburg
- Zulassungsarbeit „Physik der Elektroenzephalographie“

Wann? Wie lange?

- Heute den ganzen Tag
- **Dazwischen immer wieder Pause und eine längere Mittagspause.**

Ziele?

- Beantwortung aus physikalischer Sicht interessanter Fragestellung zur Elektroenzephalographie (z.B. Was misst überhaupt das EEG?).
- Möglichkeit selbst zu experimentieren, z.B. eigene EEG-Kurven aufnehmen und auswerten.
- Anregung für Ideen oder eigene Fragestellungen für die Seminararbeit/ ein Referat/Jugend forscht/... sammeln.
- Erprobung von Konzepten für den (Bio-)Physikunterricht. (positives und negatives Feedback sind daher erwünscht)



100µV

0,15s

Beta-EEG-Kurve

alpha-EEG-Kurve

Wer? Warum?

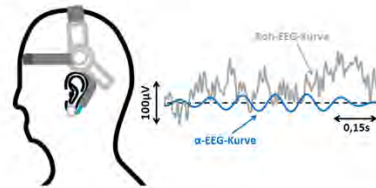
- **Markus Feser**
Student am Lehrstuhl für Physik und ihre Didaktik, Universität Würzburg
- Zulassungsarbeit „Physik der Elektroenzephalographie“

Wann? Wie lange?

- Heute den ganzen Tag
- **Dazwischen immer wieder Pause und eine längere Mittagspause.**

Ziele?

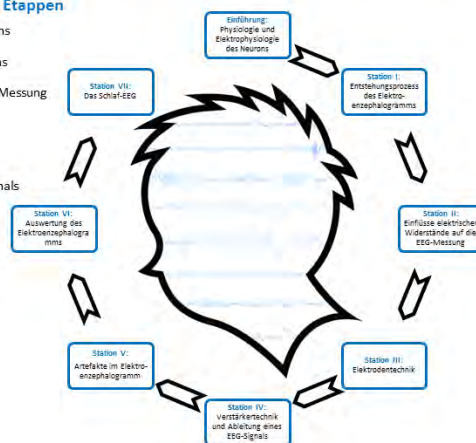
- Beantwortung aus physikalischer Sicht interessanter Fragestellung zur Elektroenzephalographie (z.B. Was misst überhaupt das EEG?).
- Möglichkeit selbst zu experimentieren, z.B. eigene EEG-Kurven aufnehmen und auswerten.
- Anregung für Ideen oder eigene Fragestellungen für die Seminararbeit/ ein Referat/Jugend forscht/... sammeln.
- Erprobung von Konzepten für den (Bio-)Physikunterricht. (positives und negatives Feedback sind daher erwünscht)



„Warm-up“: Wir spielen MindBall® !!

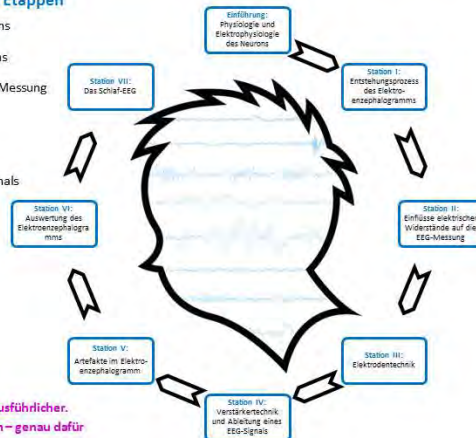
Der Schülerforschungstag besteht aus insgesamt 8 Etappen

- **Einführung:** Physiologie und Elektrophysiologie des Neurons
- **Station I:** Entstehungsprozess des Elektroenzephalogramms
- **Station II:** Einflüsse elektrischer Widerstände auf die EEG-Messung
- **Pause (30 min)**
- **Station III:** Elektrodentechnik
- **Station IV:** Verstärkertechnik und Ableitung eines EEG-Signals
- **Station V:** Artefakte im Elektroenzephalogramm
- **Pause (30 min)**
- **Station VI:** Auswertung des Elektroenzephalogramms
- **Station VII:** Das Schlaf-EEG



Der Schülerforschungstag besteht aus insgesamt 8 Etappen

- **Einführung:** Physiologie und Elektrophysiologie des Neurons
- **Station I:** Entstehungsprozess des Elektroenzephalogramms
- **Station II:** Einflüsse elektrischer Widerstände auf die EEG-Messung
- **Pause (30 min)**
- **Station III:** Elektrodentechnik
- **Station IV:** Verstärkertechnik und Ableitung eines EEG-Signals
- **Station V:** Artefakte im Elektroenzephalogramm
- **Pause (30 min)**
- **Station VI:** Auswertung des Elektroenzephalogramms
- **Station VII:** Das Schlaf-EEG



Manche Stationen sind sehr kurz, manche dafür ausführlicher.
Stellen Sie Fragen, wenn Sie etwas nicht verstehen – genau dafür
ist der Schülerforschungstag gedacht!

Allgemein

- Das Workbook wird Sie heute den ganzen Tag begleiten und durch den Schülerforschungstag führen.
- Sehen Sie **nicht abgeschreckt** von dem Umfang dieses Arbeitsheftes (ca. 40 Seiten), insbesondere von den zum Teil sehr langen Theorieabschnitten. Ein Großteil dieser Texte wird im Verlauf zusammen in der Gruppe erarbeitet, sie müssen also nicht alle Texte selbst lesen.
- Viel mehr soll Ihnen dieses Heft unter anderem die Möglichkeit geben, die heute erarbeiteten Themen auch im Nachhinein noch nachvollziehen bzw. nachschlagen zu können, weswegen dessen inhaltlicher Umfang etwas umfangreicher ausgefallen.

Seite 12

Station II Einflüsse elektrischer Widerstände auf eine EEG-Messung

Nachdem wir die biologischen Grundlagen der Elektroenzephalographie geklärt haben, wollen wir uns nun ähnlich der eigentlichen EEG-Messung anschauen. Es erklärt sich von selbst, dass ein EEG-Messgerät zentrale Teilkomponente möglichst vereinfacht erfasst: elektrische Widerstände. Dies stellt im menschlichen Körper, wie auch ein EEG-Gerät selbst auftrifft, spielen dabei eine große Rolle. Dies wird besonders auf folgenden Einheitsbild deutlich:

Einheitsbild einer EEG-Messung

Grundsätzlich besteht ein Kanal eines EEG-Geräts aus zwei Eingängen, die üblicherweise mit **Eingang A** und **Eingang B** bezeichnet werden. An jedem dieser Eingänge befindet sich eine Elektrode, die auf der Haut platziert werden. Der Elektroden-Haut-Übergang ist dabei vereinfacht ein elektrischer Widerstand (R_E und R_A). Natürlich besitzt auch das EEG-Gerät, so wie jede elektronische Messgerät, einen inneren Widerstand R_V , der im Widerstand vom Widerstand des Verstärkers bestimmt wird. An diesem fällt die Spannung U_{AB} ab, die hinsichtlich der vom EEG-Gerät registrierte elektrische Spannung darstellt. Die Differenz der korrekten Teilspannen, die die beiden Elektroden auf der Schädeloberfläche erfassen (also die elektrische Spannung) modellieren wir in unserem Einheitsbild als Reihenschaltung eines Wechselspannungsquells U und dem Widerstand des Körpergewebes (Haut, Schädelknochen, Blut,...) R_K .

In diesem Einheitsbild sollen wir nun verschiedene Messungen durchführen, um mehr über die genauen Einflüsse elektrischer Widerstände auf die EEG-Messung zu erfahren:

Vorbereitung des Einheitsbilds:

- 1. Wechselstrom mit Einheitschaltung
- 2. Wechselspannungsgenerator
- 3. Wechselstrommeter
- 4. verschiedene Stücklisten
- 5. Verbindungskabel
- 6. Testmessgerät

Abbildung 12.1 Einheitsbild



Workbook-Symbole

Markus Feser
Universität Würzburg
Lehrstuhl für Physik und ihre Didaktik



Erscheint dieses Symbol am Seitenrand, bedeutet es, dass im nachfolgenden Abschnitt Informationen für das Verständnis des aktuellen Themengebietes stehen.



Workbook-Symbole

Markus Feser
Universität Würzburg
Lehrstuhl für Physik und ihre Didaktik



Erscheint dieses Symbol am Seitenrand, bedeutet es, dass im nachfolgenden Abschnitt Informationen für das Verständnis des aktuellen Themengebietes stehen.



Dieses Symbol kündigt einen Versuch an. Das heißt insbesondere, dass hier von Ihnen aktive Mitarbeit erforderlich ist.



Workbook-Symbole

Markus Feser
Universität Würzburg
Lehrstuhl für Physik und ihre Didaktik



Erscheint dieses Symbol am Seitenrand, bedeutet es, dass im nachfolgenden Abschnitt Informationen für das Verständnis des aktuellen Themengebietes stehen.



Dieses Symbol kündigt einen Versuch an. Das heißt insbesondere, dass hier von Ihnen aktive Mitarbeit erforderlich ist.



Dieses Symbol kündigt an, dass Sie hier besonders aufpassen müssen. Beispielsweise wird dadurch auf eventuelle Gefahrenquellen eines Versuches hingewiesen. Die zugehörigen Textabschnitte sind zudem in **pink** hervorgehoben.



Workbook-Symbole

Markus Feser
Universität Würzburg
Lehrstuhl für Physik und ihre Didaktik



Erscheint dieses Symbol am Seitenrand, bedeutet es, dass im nachfolgenden Abschnitt Informationen für das Verständnis des aktuellen Themengebietes stehen.



Dieses Symbol kündigt einen Versuch an. Das heißt insbesondere, dass hier von Ihnen aktive Mitarbeit erforderlich ist.



Dieses Symbol kündigt an, dass Sie hier besonders aufpassen müssen. Beispielsweise wird dadurch auf eventuelle Gefahrenquellen eines Versuches hingewiesen. Die zugehörigen Textabschnitte sind zudem in **pink** hervorgehoben.



Hier müssen Sie etwas aufschreiben, d. h. einen Versuch protokollieren oder auswerten. Oftmals handelt es sich hierbei um das Ausfüllen von Lücken in einem Text oder um Multiple-Choice Fragen.



Einführung

Workbook-Symbole

Markus Feser
Universität Würzburg
Lehrstuhl für Physik und ihre Didaktik



Erscheint dieses Symbol am Seitenrand, bedeutet es, dass im nachfolgenden Abschnitt Informationen für das Verständnis des aktuellen Themengebietes stehen.



Dieses Symbol kündigt einen Versuch an. Das heißt insbesondere, dass hier von Ihnen aktive Mitarbeit erforderlich ist.



Dieses Symbol kündigt an, dass Sie hier besonders aufpassen müssen. Beispielsweise wird dadurch auf eventuelle Gefahrenquellen eines Versuches hingewiesen. Die zugehörigen Textabschnitte sind zudem in **pink** hervorgehoben.



Hier müssen Sie etwas aufschreiben, d. h. einen Versuch protokollieren oder auswerten. Oftmals handelt es sich hierbei um das Ausfüllen von Lücken in einem Text oder um Multiple-Choice Fragen.



Forschungsarbeit bedeutet insbesondere auch Gruppenarbeit. Sie werden daher heute mehrmals in der Gruppe über bestimmte Sachzusammenhänge diskutieren. Das nebenstehende Symbol kündigt dabei einen solchen Diskussionsarbeitsauftrag an.



Einführung

Workbook-Symbole

Markus Feser
Universität Würzburg
Lehrstuhl für Physik und ihre Didaktik



Erscheint dieses Symbol am Seitenrand, bedeutet es, dass im nachfolgenden Abschnitt Informationen für das Verständnis des aktuellen Themengebietes stehen.



Dieses Symbol kündigt einen Versuch an. Das heißt insbesondere, dass hier von Ihnen aktive Mitarbeit erforderlich ist.



Dieses Symbol kündigt an, dass Sie hier besonders aufpassen müssen. Beispielsweise wird dadurch auf eventuelle Gefahrenquellen eines Versuches hingewiesen. Die zugehörigen Textabschnitte sind zudem in **pink** hervorgehoben.



Hier müssen Sie etwas aufschreiben, d. h. einen Versuch protokollieren oder auswerten. Oftmals handelt es sich hierbei um das Ausfüllen von Lücken in einem Text oder um Multiple-Choice Fragen.



Forschungsarbeit bedeutet insbesondere auch Gruppenarbeit. Sie werden daher heute mehrmals in der Gruppe über bestimmte Sachzusammenhänge diskutieren. Das nebenstehende Symbol kündigt dabei einen solchen Diskussionsarbeitsauftrag an.



Leider können im Rahmen dieses Forschungstages nicht alle Themengebiete mit Liveversuchen veranschaulicht werden. Das nebenstehende Symbol kündigt daher an, dass Sie im Nachfolgenden mit Hilfe von Computersimulationen arbeiten oder auf bereits vorgefertigte Messkurven zurückgreifen.



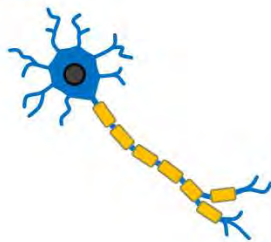
Einführung

Das Neuron

Markus Feser
Universität Würzburg
Lehrstuhl für Physik und ihre Didaktik



Aufbau:

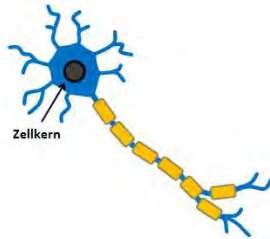


Eigenschaften:

- Neuronen sind die Basiseinheiten des Nervengewebes im Gehirn.
- Sie sind in der Lage, elektrische Signale weiterzuleiten.



Aufbau:

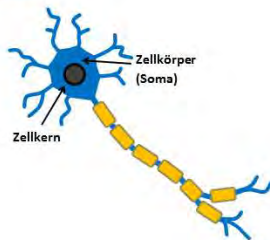


Eigenschaften:

- Neuronen sind die Basiseinheiten des Nervengewebes im Gehirn.
- Sie sind in der Lage, elektrische Signale weiterzuleiten.



Aufbau:

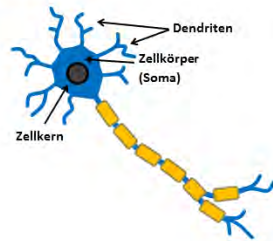


Eigenschaften:

- Neuronen sind die Basiseinheiten des Nervengewebes im Gehirn.
- Sie sind in der Lage, elektrische Signale weiterzuleiten.



Aufbau:

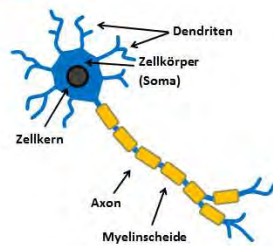


Eigenschaften:

- Neuronen sind die Basiseinheiten des Nervengewebes im Gehirn.
- Sie sind in der Lage, elektrische Signale weiterzuleiten.



Aufbau:

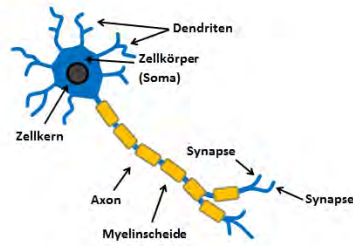


Eigenschaften:

- Neuronen sind die Basiseinheiten des Nervengewebes im Gehirn.
- Sie sind in der Lage, elektrische Signale weiterzuleiten.



Aufbau:

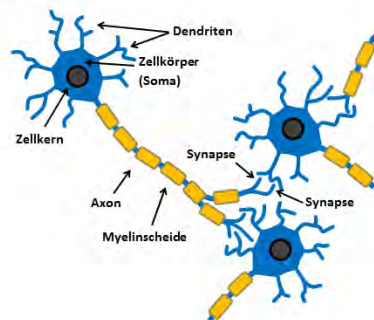


Eigenschaften:

- Neuronen sind die Basiseinheiten des Nervengewebes im Gehirn.
- Sie sind in der Lage, elektrische Signale weiterzuleiten.



Aufbau:



Eigenschaften:

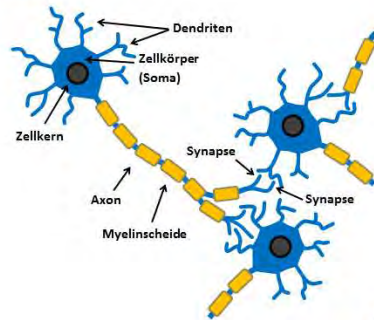
- Neuronen sind die Basiseinheiten des Nervengewebes im Gehirn.
- Sie sind in der Lage, elektrische Signale weiterzuleiten.

Ablauf der Kommunikation zwischen Neuronen:

- (1) Ein neuronales Signal erreicht den Zellkörper des Neurons.
- (2) Das Axon leitet dieses vom Zellkörper fort.
- (3) Das Signal erreicht die Synapsen. Diese übertragen das Signal an die Dendriten eines sich anschließenden Neurons.
- (4) Dort angekommen wird das Signal erneut an das Axon dieses Neurons übergeben. Der Signalfortleitungsprozess beginnt von vorne.



Aufbau:



Eigenschaften:

- Neuronen sind die Basiseinheiten des Nervengewebes im Gehirn.
- Sie sind in der Lage, elektrische Signale weiterzuleiten.

Ablauf der Kommunikation zwischen Neuronen:

- (1) Ein neuronales Signal erreicht den Zellkörper des Neurons.
- (2) Das Axon leitet dieses vom Zellkörper fort.
- (3) Das Signal erreicht die Synapsen. Diese übertragen das Signal an die Dendriten eines sich anschließenden Neurons.
- (4) Dort angekommen wird das Signal erneut an das Axon dieses Neurons übergeben. Der Signalfortleitungsprozess beginnt von vorne.



Das Axon eines Neurons kann sich verzweigen und so ein Signal an mehrere Nachbarneuronen gleichzeitig weitergeben. Ebenso können Einzelneuronen durch synaptische Verbindungen Signale von mehreren Nachbarneuronen empfangen. Insgesamt entsteht so ein neuronales Netzwerk.

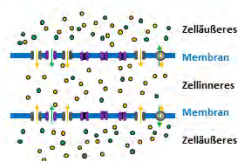


Ein neuronales Netzwerk darf man sich **nicht** als miteinander verbundene Kabel vorstellen, in denen ein elektrischer Strom in eine bestimmte Richtung fließt. Der eigentliche Signalleitungsprozess beruht hier auf einem anderen Grundprinzip, bei dem die Zellmembran der Neuronen eine entscheidende Rolle spielt.



Die **Neuronenmembran** ist eine dünne Schicht, die durchzogen ist von sich öffnenden (↑) und schließenden (↓) Kanälen und Pumpen (⚡). Hierdurch ist ein Austausch bestimmter Ionen zwischen Intra- und extrazellulärem Raum möglich.

Neuronenmembran im Ruhezustand (keine Signalleitung):





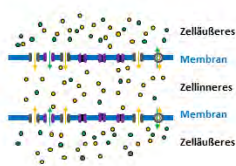
Signalleitungsprozess an der Neuronenmembran

Markus Feser
Universität Würzburg
Lehrstuhl für Physik und ihre Didaktik



Die **Neuronenmembran** ist eine dünne Schicht, die durchzogen ist von sich öffnenden (H) und schließenden (■) Kanälen und Pumpen (P). Hierdurch ist ein Austausch bestimmter Ionen zwischen intra- und extrazellulärem Raum möglich.

Neuronenmembran im Ruhezustand (keine Signalleitung):



- Es sind vorwiegend solche Kanäle geöffnet, durch die **K⁺-Ionen** ins Zellinnere wandern können.



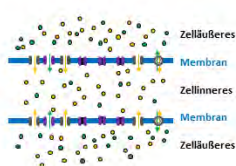
Signalleitungsprozess an der Neuronenmembran

Markus Feser
Universität Würzburg
Lehrstuhl für Physik und ihre Didaktik



Die **Neuronenmembran** ist eine dünne Schicht, die durchzogen ist von sich öffnenden (H) und schließenden (■) Kanälen und Pumpen (P). Hierdurch ist ein Austausch bestimmter Ionen zwischen intra- und extrazellulärem Raum möglich.

Neuronenmembran im Ruhezustand (keine Signalleitung):

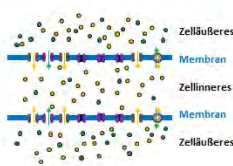


- Es sind vorwiegend solche Kanäle geöffnet, durch die **K⁺-Ionen** ins Zellinnere wandern können.
- Der Strom durch die wenigen geöffneten **Na⁺-Ionenkanäle** wird durch Pumpen, die **Na⁺** wieder aus dem Neuron heraus und dafür **K⁺** hineintransportieren ausgeglichen.



Die **Neuronenmembran** ist eine dünne Schicht, die durchzogen ist von sich öffnenden (H) und schließenden (M) Kanälen und Pumpen (P). Hierdurch ist ein Austausch bestimmter Ionen zwischen intra- und extrazellulärem Raum möglich.

Neuronenmembran im Ruhezustand (keine Signalleitung):

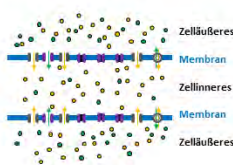


- Es sind vorwiegend solche Kanäle geöffnet, durch die **K⁺-Ionen** ins Zellinnere wandern können.
- Der Strom durch die wenigen geöffneten **Na⁺-Ionenkanäle** wird durch Pumpen, die **Na⁺** wieder aus dem Neuron heraus und dafür **K⁺** hineintransportieren ausgeglichen.
- Insgesamt entsteht ein gleichbleibender Konzentrationsunterschied von **K⁺-Ionen** zwischen intra- und extrazellulärem Raum. Dadurch erscheint das Zellinnere im Vergleich zum Zellenäußeren **weniger** positiv.

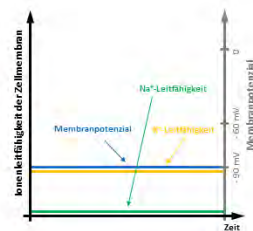


Die **Neuronenmembran** ist eine dünne Schicht, die durchzogen ist von sich öffnenden (H) und schließenden (M) Kanälen und Pumpen (P). Hierdurch ist ein Austausch bestimmter Ionen zwischen intra- und extrazellulärem Raum möglich.

Neuronenmembran im Ruhezustand (keine Signalleitung):



- Es sind vorwiegend solche Kanäle geöffnet, durch die **K⁺-Ionen** ins Zellinnere wandern können.
- Der Strom durch die wenigen geöffneten **Na⁺-Ionenkanäle** wird durch Pumpen, die **Na⁺** wieder aus dem Neuron heraus und dafür **K⁺** hineintransportieren ausgeglichen.
- Insgesamt entsteht ein gleichbleibender Konzentrationsunterschied von **K⁺-Ionen** zwischen intra- und extrazellulärem Raum. Dadurch erscheint das Zellinnere im Vergleich zum Zellenäußeren **weniger** positiv.



Folge:

Zwischen Zellinnerem und Zellenäußeren baut sich eine konstante negative elektrische Spannung auf (ca. -90 mV). Allgemein nennt man diese Spannung **Membranpotenzial**, da die Zellmembran den intra- und extrazellulären Raum, also die beiden Bereiche, an denen die Spannung abgegriffen wird, voneinander trennt.



Einführung

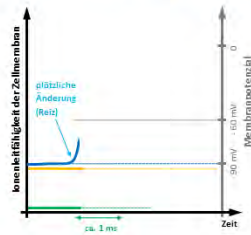
Signalleitungsprozess an der Neuronenmembran

Markus Feser
Universität Würzburg
Lehrstuhl für Physik und ihre Didaktik



Lehrstuhl für Physik
und ihre Didaktik

Neuronenmembran bei Signalleitung



- Ein ankommendes neuronales Signal (z. B. ein **Reiz**) kann das Membranpotential eines Zellmembranabschnitts verändern.



Einführung

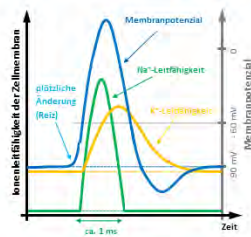
Signalleitungsprozess an der Neuronenmembran

Markus Feser
Universität Würzburg
Lehrstuhl für Physik und ihre Didaktik

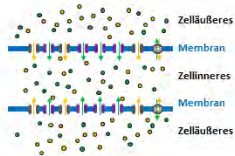


Lehrstuhl für Physik
und ihre Didaktik

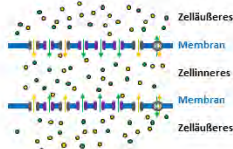
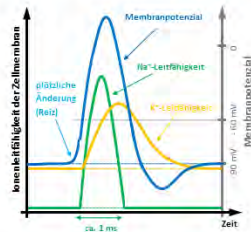
Neuronenmembran bei Signalleitung



- Ein ankommendes neuronales Signal (z. B. ein **Reiz**) kann das Membranpotential eines Zellmembranabschnitts verändern.
- Wird es dabei auf einen Wert von ca. -10 mV erhöht, dann (**und nur dann!**) öffnen sich schlagartig eine Vielzahl von **Na⁺-Ionenkanälen**. Die Folge ist ein Einstrom von **Na⁺-Ionen** in das Innere des Neurons, der die elektrische Spannung zwischen intra- und extrazellulärem Raum weiter erhöht.

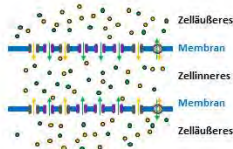
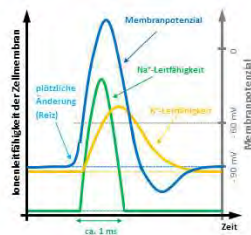


Neuronenmembran bei Signalleitung



- Ein ankommendes neuronales Signal (z. B. ein **Reiz**) kann das Membranpotential eines Zellmembranabschnitts verändern.
- Wird es dabei auf einen Wert von ca. -60 mV erhöht, dann (**und nur dann!**) öffnen sich schlagartig eine Vielzahl von **Na⁺-Ionenkanälen**. Die Folge ist ein Einstrom von **Na⁺-Ionen** in das Innere des Neurons, der die elektrische Spannung zwischen intra- und extrazellulärem Raum weiter erhöht.
- Nach kurzer Zeit verschließen sich die zusätzlich geöffneten **Na⁺-Ionenkanälen** wieder, wobei sich zeitgleich die Leitfähigkeit der Zellmembran für **K⁺-Ionen** erhöht. Dies bewirkt eine Rückkehr zum ursprünglichen Konzentrationsunterschied zwischen intra- und extrazellulärem Raum; das Membranpotential kehrt zum ursprünglichen konstanten Wert zurück.

Neuronenmembran bei Signalleitung

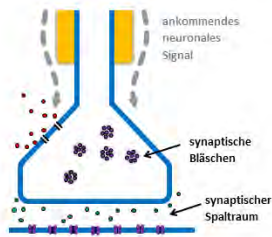


Allerdings wird durch den Gesamtprozess das Membranpotential des nächsten Zellmembranabschnitts ebenfalls erhöht. Folglich kann es auch hier zu einer schlagartigen und kurzzeitigen Veränderung des Membranpotentials kommen, und damit auch im übernächsten Membranabschnitt, usw. **Das empfangene neuronale Signal wird also weitergeleitet, indem die Membranpotenziale aufeinanderfolgender Neuronenabschnitte nacheinander verändert werden.**



Im Gegensatz zum Leitungsprozess im Neuron, beruht die Übertragung eines Signals zwischen zwei Neuronen über eine **Synapse** in den meisten Fällen auf folgendem **rein chemischen** Prozess:

Synapse bei Signalweiterleitung:

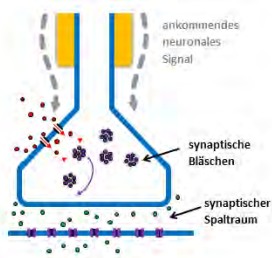


- Erreicht ein neuronales Signal eine Synapse, öffnen sich in der Neuronenmembran **Ca²⁺-Ionenkanäle**.



Im Gegensatz zum Leitungsprozess im Neuron, beruht die Übertragung eines Signals zwischen zwei Neuronen über eine **Synapse** in den meisten Fällen auf folgendem **rein chemischen** Prozess:

Synapse bei Signalweiterleitung:

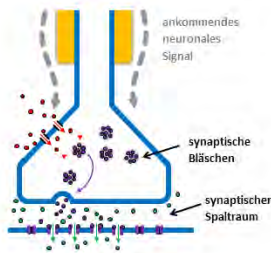


- Erreicht ein neuronales Signal eine Synapse, öffnen sich in der Neuronenmembran **Ca²⁺-Ionenkanäle**.
- Der Einstrom von **Ca²⁺** in das Synapseninnere hat zur Folge, dass sich die dort befindlichen **synaptischen Bläschen** in Richtung des **synaptischen Spaltraums** bewegen.
- Der Einstrom von **Ca²⁺** in das Synapseninnere hat zur Folge, dass sich die dort befindlichen **synaptischen Bläschen** in Richtung des **synaptischen Spaltraums** bewegen.



Im Gegensatz zum Leitungsprozess im Neuron, beruht die Übertragung eines Signals zwischen zwei Neuronen über eine **Synapse** in den meisten Fällen auf folgendem **rein chemischen** Prozess:

Synapse bei Signalweiterleitung:

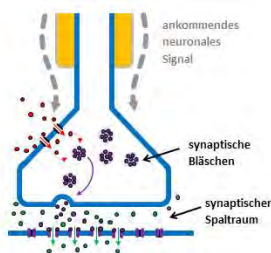


- Erreicht ein neuronales Signal eine Synapse, öffnen sich in der Neuronenmembran **Ca²⁺-Ionenkanäle**.
- Der Einstrom von **Ca²⁺** in das Synapseninnere hat zur Folge, dass sich die dort befindlichen **synaptischen Bläschen** in Richtung des **synaptischen Spaltraums** bewegen.
- Der Einstrom von **Ca²⁺** in das Synapseninnere hat zur Folge, dass sich die dort befindlichen **synaptischen Bläschen** in Richtung des **synaptischen Spaltraums** bewegen.
- Beim Erreichen der Zellmembran setzen die synaptischen Bläschen **Transmittermoleküle** in den Spaltraum frei. Diese **Transmitter** sorgen dafür, dass sich die **Na⁺-Ionenkanäle** in der Membran des sich anschließenden Neurons öffnen. Hierdurch erhöht sich dessen Membranpotenzial.
- Wird dabei der kritische Wert von -60 mV erreicht, wird auch im Anschlussneuron ein Signalleitungsprozess in Gang gesetzt. Man sagt daher die Synaptische hat eine **erregende Wirkung**.



Im Gegensatz zum Leitungsprozess im Neuron, beruht die Übertragung eines Signals zwischen zwei Neuronen über eine **Synapse** in den meisten Fällen auf folgendem **rein chemischen** Prozess:

Synapse bei Signalweiterleitung:



- Erreicht ein neuronales Signal eine Synapse, öffnen sich in der Neuronenmembran **Ca²⁺-Ionenkanäle**.
- Der Einstrom von **Ca²⁺** in das Synapseninnere hat zur Folge, dass sich die dort befindlichen **synaptischen Bläschen** in Richtung des **synaptischen Spaltraums** bewegen.
- Der Einstrom von **Ca²⁺** in das Synapseninnere hat zur Folge, dass sich die dort befindlichen **synaptischen Bläschen** in Richtung des **synaptischen Spaltraums** bewegen.
- Beim Erreichen der Zellmembran setzen die synaptischen Bläschen **Transmittermoleküle** in den Spaltraum frei. Diese **Transmitter** sorgen dafür, dass sich die **Na⁺-Ionenkanäle** in der Membran des sich anschließenden Neurons öffnen. Hierdurch erhöht sich dessen Membranpotenzial.
- Wird dabei der kritische Wert von -60 mV erreicht, wird auch im Anschlussneuron ein Signalleitungsprozess in Gang gesetzt. Man sagt daher die Synaptische hat eine **erregende Wirkung**.

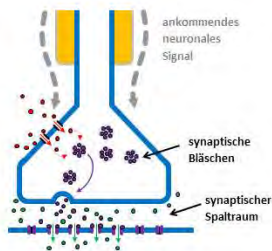


Neben erregend wirkenden Synapsen gibt es auch Synapsen, die das Membranpotenzial des anschließenden Neurons vermindern. Sie haben daher eine **hemmende Wirkung**. Ob eine Synapse erregend oder hemmend wirkt, hängt im Wesentlichen von der Art der Transmittermoleküle ab (im Großhirn vorwiegend **Glutamat** ($C_5H_9NO_4$) bzw. **Gamma-Aminobuttersäure** ($C_4H_9NO_2$)).



Im Gegensatz zum Leitungsprozess im Neuron, beruht die Übertragung eines Signals zwischen zwei Neuronen über eine **Synapse** in den meisten Fällen auf folgendem **rein chemischen** Prozess:

Synapse bei Signalweiterleitung:



- Erreicht ein neuronales Signal eine Synapse, öffnen sich in der Neuronenmembran **Ca²⁺-Ionenkanäle**.
- Der Einstrom von **Ca²⁺** in das Synapseninnere hat zur Folge, dass sich die dort befindlichen **synaptischen Bläschen** in Richtung des **synaptischen Spaltraums** bewegen.
- Der Einstrom von **Ca²⁺** in das Synapseninnere hat zur Folge, dass sich die dort befindlichen **synaptischen Bläschen** in Richtung des **synaptischen Spaltraums** bewegen.
- Beim Erreichen der Zellmembran setzen die synaptischen Bläschen **Transmittermoleküle** in den Spaltraum frei. Diese **Transmitter** sorgen dafür, dass sich die **Na⁺-Ionenkanäle** in der Membran des sich anschließenden Neurons öffnen. Hierdurch erhöht sich dessen Membranpotenzial.
- Wird dabei der kritische Wert von -60 mV erreicht, wird auch im Anschlussneuron ein Signalleitungsprozess in Gang gesetzt. Man sagt daher die Synapsische hat eine **erregende Wirkung**.






Neben erregend wirkenden Synapsen gibt es auch Synapsen, die das Membranpotenzial des anschließenden Neurons vermindern. Sie haben daher eine **hemmende Wirkung**. Ob eine Synapse erregend oder hemmend wirkt, hängt im Wesentlichen von der Art der Transmittermoleküle ab (im Großhirn vorwiegend **Glutamat** ($C_4H_9NO_4$) bzw. **Gamma-Aminobuttersäure** ($C_4H_9NO_2$)).



Der Signalübertrag zwischen zwei Neuronen über eine Synapse ist letztendlich die Ursache für die im EEG gemessenen Spannungsschwankungen. Dies sollen sie nun selbst in Station I genauer untersuchen.

D.2 Das Schülerworkbook als Blankovariante

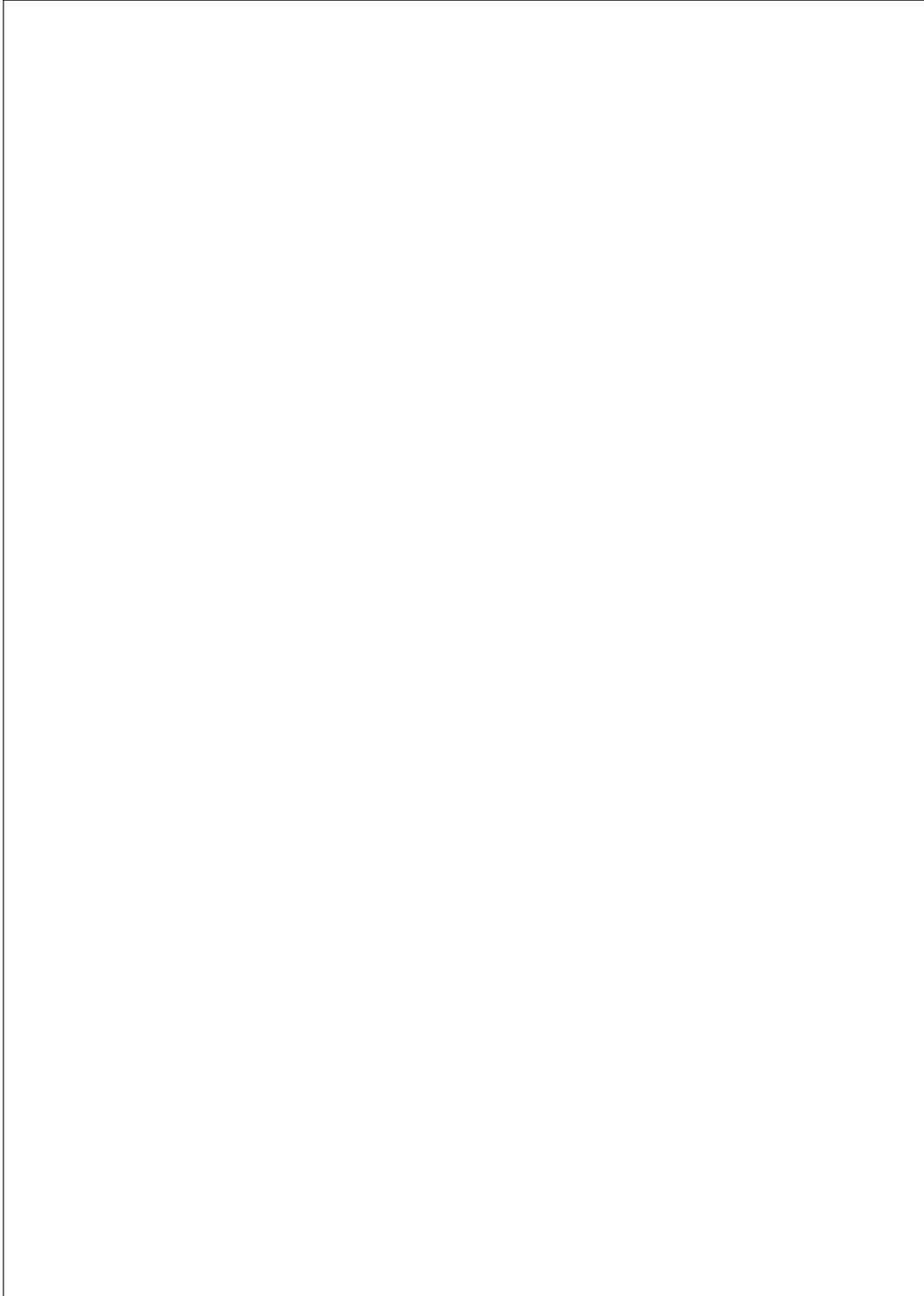




Elektrisierende Hirnkurven

Schülerforschungstag zur
Elektroenzephalographie

Name	<input type="text"/>
Datum	<input type="text"/>



Inhaltsverzeichnis

Aufbau dieses Workbooks	2	Station IV: Verstärkertechnik und Ableitung eines EEG-Signals.....	20
Einführung: Physiologie und Elektrophysiologie des Neurons	3	Der Differenzverstärker	20
Das Neuron	3	Simulation IV.1: Grundlagen der Differenzverstärkung	21
Signalleitungsprozess an der Neuronenmembran	4	Vorrang des Eingangs A und 10-20-System	22
Synaptischer Signalübertrag	4	Bezugspunktwahl und Arten der Ableitung beim 1-Kanal-EEG	22
Station I: Entstehungsprozess des Elektroenzephalogramms.....	5	Simulation IV.2: Referenz- und bipolare Ableitung	22
Versuch I.1: Entstehung von postsynaptischen Potenzialen und kortikalen Feldpotenzialen	5	Station V: Artefakte im Elektroenzephalogramm	24
Kortikale Dipole.....	7	Versuch V: Artefakte im Elektroenzephalogramm ..	24
Versuch I.2: Modellversuch zum Dipolfeld in der Hirnrinde	7	Herzschlag und EKG-Artefakte	27
Station II: Einflüsse elektrischer Widerstände auf eine EEG-Messung	11	Station VI: Auswertung des Elektroenzephalogramms.....	28
Ersatzschaltbild einer EEG-Messung	11	Parameter einer EEG-Kurve und EEG-Bänder	28
Versuch II: Einfluss des Widerstandes vom Elektroden-Haut-Übergang und von R_{EEG}	11	Versuch VI.1: EEG-Bänder	29
Theoretische Betrachtung des Ersatzschaltbildes	14	Medizinische EEG-Kurve.....	31
Station III: Elektrodentechnik	15	Versuch VI.2: Das α -EEG.....	31
Elektrodenersatzschaltbild	15	Ausprägung einer EEG-Kurve	32
Versuch III.1: Elektrische Doppelschicht und Elektrodenpotenzial	15	Station VII: Das Schlaf-EEG.....	32
Materialabhängigkeit des Elektrodenverhaltens.....	17	Kreuzworträtsel	32
Versuch III.2: Metall- vs. Nichtmetallelektroden	17	Schlafphasen des Menschen	36
		Zeitlicher Verlauf des Schlafes	39



Aufbau dieses Workbooks

Herzlich Willkommen zum Schülerforschungstag zur Elektroenzephalographie. Dieses Workbook wird Sie und ihre Mitschüler¹ heute den gesamten Tag begleiten.

Wie Sie dem Inhaltsverzeichnis entnehmen können, ist der Forschungstag in einen **theoretischen Einführungsteil** und insgesamt **sieben** daran anschließende **Stationen** gegliedert. Seien Sie nicht abgeschreckt von dem Umfang dieses Arbeitsheftes, insbesondere auf die zum Teil sehr langen Theorieabschnitte. Ein Großteil dieser Texte wird im Verlauf des Schülerforschungstages gemeinsam in der Gruppe erarbeitet, sie müssen also **nicht** alle Texte selbst lesen. Viel mehr soll Ihnen dieses Heft unter anderem die Möglichkeit geben, die heute erarbeiteten Themen auch im Nachhinein noch nachvollziehen bzw. nachschlagen zu können, weswegen dessen inhaltlicher Umfang etwas umfangreicher ausgefallen.

Um Ihnen das Arbeiten mit dem Workbook zu erleichtern, sind die verschiedenen Teilabschnitte mit **Symbolen** am Seitenrand versehen. Diese sollen nun noch in ihrer Bedeutung erklärt werden:



Erscheint dieses Symbol am Seitenrand, bedeutet es, dass im nachfolgenden Abschnitt Informationen für das Verständnis des aktuellen Themengebietes stehen.



Dieses Symbol kündigt einen Versuch an. Das heißt insbesondere, dass hier von Ihnen aktive Mitarbeit erforderlich ist.



Dieses Symbol kündigt an, dass Sie hier besonders aufpassen müssen. Beispielsweise wird dadurch auf eventuelle Gefahrenquellen eines Versuches hingewiesen. Die zugehörigen Textabschnitte sind zudem in **pink** hervorgehoben.



Hier müssen Sie etwas aufschreiben, d. h. einen Versuch protokollieren oder auswerten. Oftmals handelt es sich hierbei um das Ausfüllen von Lücken in einem Text oder um Multiple-Choice Fragen.



Forschungsarbeit bedeutet insbesondere auch Gruppenarbeit. Sie werden daher heute mehrmals in der Gruppe über bestimmte Sachzusammenhänge diskutieren. Das nebenstehende Symbol kündigt dabei einen solchen Diskussionsauftrag an.



Leider können im Rahmen dieses Forschungstages nicht alle Themengebiete mit Liveversuchen veranschaulicht werden. Das nebenstehende Symbol kündigt daher an, dass Sie im Nachfolgenden mit Hilfe von Computersimulationen arbeiten oder auf bereits vorgefertigte Messkurven zurückgreifen.

¹ Aus Gründen der besseren Lesbarkeit wird auf die gleichzeitige Verwendung männlicher und weiblicher Sprachformen verzichtet. Sämtliche Personenbezeichnungen gelten gleichwohl für beiderlei Geschlecht.



Physiologie und Elektrophysiologie des Neurons

„Was genau wird bei der Elektroenzephalographie gemessen?“ Eine eher unbefriedigende Antwort auf diese Frage wäre „die Summe der elektrischen Aktivitäten im Gehirn“. Da wir dies genauer begreifen wollen, bedarf es zunächst eines neurowissenschaftlichen Grundwissens, speziell aus dem Bereich der Neurobiophysik.

Das Neuron

Basiseinheit des Nervengewebes des Gehirns sind Zellen besonderen Zelltyps, die sog. **Neuronen**. Ihr zentrales, sie von vielen anderen Zelltypen unterscheidende Merkmal, ist die Fähigkeit des Neurons elektrische Signale weiterleiten zu können.

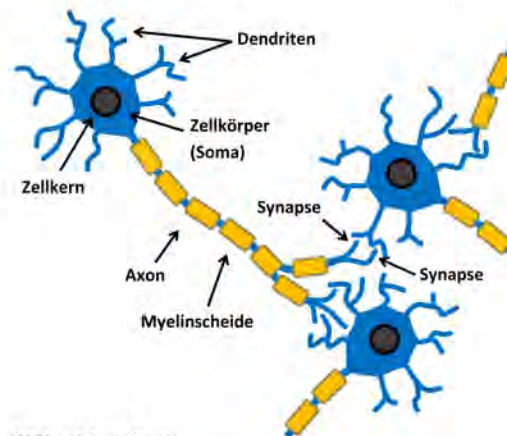


Abbildung E.1: Das Neuron

Abbildung E.1 zeigt den typischen Aufbau eines Neurons. Es besteht aus dem Zellkörper (Soma) mit Zellkern von dem mehrere kurze Fortsätze, die **Dendriten** und ein langer Fortsatz, das sog. **Axon**, ausgehen. Das Axon leitet ein elektrisches neuronales Signal vom Zellkörper zu den **Synapsen** weiter, diese wiederum leiten das Signal an die Dendriten eines sich anschließenden Neurons. Dort angekommen wird das Signal wiederum an das Axon übergeben.

Über eine synaptische Verbindung können zwei Neuronen also miteinander kommunizieren. Wie in Abbildung E.1 dargestellt, können Neuronen, durch Verzweigung ihres Axons, ein neuronales Signal gleichzeitig an mehrere Nachbarneuronen weitergeben bzw. Einzelneuronen können durch synaptische Verbindungen Signale von verschiedenen vorgeschalteten Neuronen empfangen.

Ein solches Netzwerk von Neuronen darf man sich allerdings **nicht** wie miteinander verbundene Kabel vorstellen, durch die ein elektrischer Strom in eine bestimmte Richtung fließt. Der eigentliche Signalleitungsprozess beruht hier auf anderen Grundprinzipien, bei denen insbesondere die Zellmembran der Neuronen eine entscheidende Rolle spielt:



Signalleitungsprozess an der Neuronenmembran

Die **Neuronenmembran** ist eine dünne Schicht, die durchzogen ist von sich öffnenden und schließenden Kanälen und Pumpen (vgl. Abbildung E.2 und E.3). Hierdurch ist ein Austausch bestimmter Ionen zwischen intra- und extrazellulärem Raum möglich.

Ist ein Neuron im Ruhezustand, so sind, wie in Abbildung E.2 dargestellt, vorwiegend solche Kanäle geöffnet, durch die **K⁺-Ionen** ins Zellinnere wandern können. Der Strom durch die wenigen **Na⁺-Ionenkanäle**, die ebenfalls geöffnet sind, wird durch Pumpen, die **Na⁺** wieder aus dem Neuron heraus und dafür **K⁺** hineintransportieren, ausgeglichen. Insgesamt entsteht dadurch ein gleichbleibender Konzentrationsunterschied von **K⁺-Ionen** zwischen intra- und extrazellulärem Raum. Hierdurch erscheint das Zellinnere im Vergleich zum Zelläußeren weniger positiv, was eine konstante negative elektrische Spannung (ca. -90 mV, siehe auch Abbildung E.4) zwischen diesen beiden Orten zur Folge hat. Allgemein nennt man diese elektrische Spannung **Membranpotenzial**, da die Neuronenmembran den intra- und extrazellulären Raum, also die beiden Bereiche, an denen die Spannung abgegriffen wird, voneinander trennt.

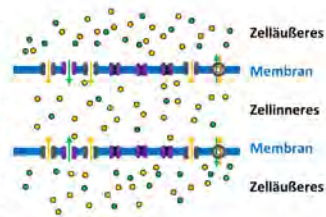


Abbildung E.2: Neuronenmembran im Ruhezustand

Ein ankommendes neuronales Signal (z. B. ein **Reiz**) kann nun das Membranpotenzial eines Zellmembranabschnitts verändern. Wird es dabei auf einen Wert von ca. -60 mV erhöht, dann (**und nur dann!**) öffnen sich schlagartig eine Vielzahl von **Na⁺-Ionenkanälen**. Die Folge ist ein Einstrom von **Na⁺-Ionen** in das Innere des Neurons (Abbildung E.3), der die elektrische Spannung zwischen intra- und extrazellulärem Raum weiter erhöht. Nach kurzer Zeit verschließen sich die zusätzlich geöffneten **Na⁺-Ionenkanäle** wieder, wobei sich zeitgleich die Leitfähigkeit der Zellmembran für **K⁺-Ionen** erhöht (vgl. Abbildung E.4). Dies bewirkt eine Rückkehr zum ursprünglichen Konzentrationsunterschied zwischen intra- und extrazellulärem Raum, das Membranpotenzial kehrt also zum ursprünglichen konstanten Wert zurück. Die veränderten Konzentrationsverhältnisse werden dabei durch **Na⁺-K⁺-Pumpen** ausgeglichen. Allerdings wird durch den Gesamtprozess das Membranpotenzial des nächsten Zellmembranabschnitts ebenfalls erhöht. Folglich kann es auch hier zu einer schlagartigen und kurzzeitigen Veränderung des Membranpotenzials kommen, und damit auch im übernächsten Membranabschnitt, usw. Das empfangene neuronale Signal wird also weitergeleitet, indem die Membranpotenziale aufeinanderfolgender Neuronenabschnitte nacheinander verändert werden.

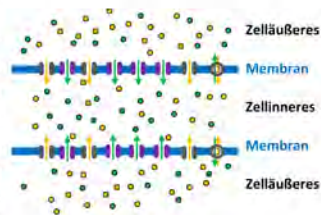


Abbildung E.3: Neuronenmembran bei Signalleitung

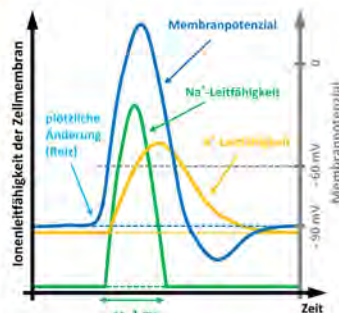


Abbildung E.4: Zeitlicher Verlauf von Ionenleitfähigkeit und Membranpotenzial bei Signalleitung



Synaptischer Signalübertrag

Im Gegensatz zum Leitungsprozess im Neuron, beruht die Übertragung eines Signals zwischen zwei Neuronen über eine Synapse in den meisten Fällen auf folgendem **rein chemischen** Prozess (**Anmerkung:** Es gibt zwar auch elektrische Synapsen, diese sind im menschlichen Körper aber in der Unterzahl und sollen deshalb hier vernachlässigt werden):

Erreicht ein neuronales Signal eine Synapse, öffnen sich in der Neuronenmembran **Ca^{2+} -Ionenkanäle**. Der Einstrom von **Ca^{2+}** in das Synapseninnere hat zur Folge, dass sich die dort befindlichen synaptischen Bläschen in Richtung des synaptischen Spaltraums bewegen. Beim Erreichen der Zellmembran setzen diese **Transmittermoleküle** in den Spaltraum frei. In Abbildung E.5 sorgen diese **Transmitter** dafür, dass sich die **Na^+ -Ionenkanäle** in der Membran des sich anschließenden Neurons öffnen, wodurch sich schließlich das Membranpotenzial erhöht. Es gibt aber ebenso Synapsen, die das Membranpotenzial des Nachbarneurons vermindern, dieses also weiter von der für die Signalleitung kritischen Marke von

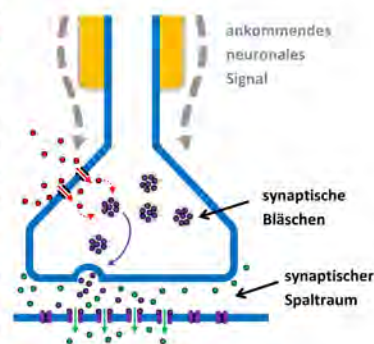


Abbildung E.5: Synaptischer Signalübertrag

-60 mV entfernen. Synapsen können daher eine **erregende**, also eine für die Signalleitung förderliche oder eine **hemmende Wirkung** haben (der Biologe spricht auch exzitatorischer bzw. inhibitorischer Wirkung). Dies hängt im Wesentlichen davon ab, welche Art von Transmittermolekülen durch die synaptischen Bläschen freigesetzt wird. Im Großhirn sind diese vorwiegend **Glutamat** ($\text{C}_5\text{H}_9\text{NO}_4$) bei erregend und **Gamma-Aminobuttersäure** ($\text{C}_4\text{H}_9\text{NO}_2$) hemmend wirkenden Synapsen.



Entstehungsprozess des Elektroenzephalogramms

Der Signalübertrag zwischen zwei Neuronen über eine Synapse ist letztendlich die Ursache für die im EEG gemessenen Spannungsschwankungen. Dies wollen wir in den folgenden zwei Versuchen herausfinden.



Versuch I.1: Entstehung von postsynaptischen Potenzialen und kortikalen Feldpotenzialen

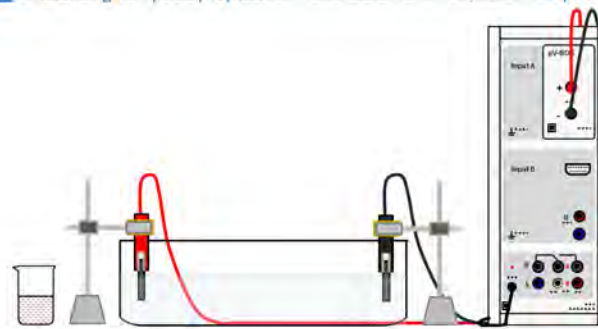


Abbildung I.1: Versuchsaufbau

Material am Arbeitsplatz:

- Glasaquarium
- zwei Elektroden mit Stativ
- Sensor-CASSY mit μ V-BOX
- Laptop
- Becherglas mit Kochsalz-Eosin-Lösung
- Teelöffel
- Einwegspritze
- Einweghandschuhe

Vorbereitung:



In diesem Versuch arbeiten Sie mit **einer stark färbenden Lösung**. Tragen Sie deshalb **Schutzhandschuhe** und achten Sie darauf, dass Ihre Kleidung nicht in Berührung mit der Lösung kommt!

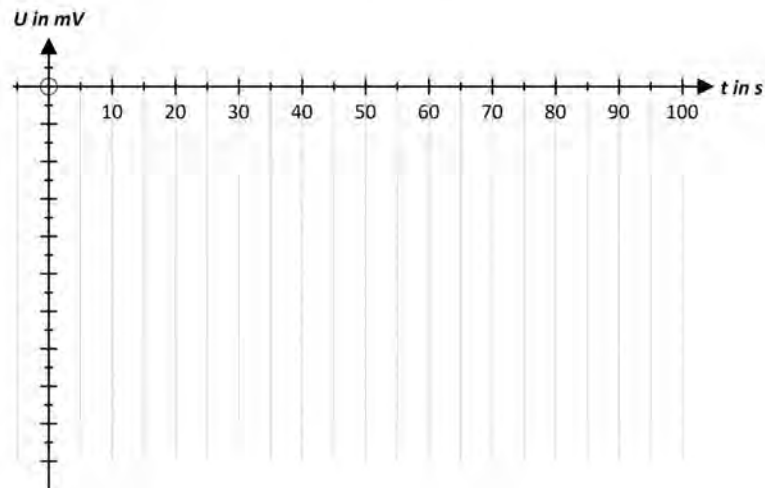
- [1] Platzieren Sie die rote und die schwarze Elektrode, wie in Abbildung I.1 dargestellt, an den Seiten des Glasaquariums und verbinden Sie diese mit der μ V-BOX am Sensor-CASSY.
- [2] Füllen Sie nun das Aquarium mit so viel Wasser, dass sich zwar die Elektroden, **nicht** jedoch die Krokodilklemmen unterhalb der Wasseroberfläche befinden.
- [3] Geben Sie 1 Teelöffel Kochsalz hinzu und lösen dieses durch Rühren vollständig auf.
- [4] Füllen Sie etwa 1 ml der Kochsalz-Eosin-Lösung in die Einwegspritze
- [5] Wenden Sie sich anschließend an den Betreuer, um das Messprogramm „CASSY Lab 2“ auf dem Laptop aufzurufen und ggf. noch Voreinstellungen vorzunehmen.

Durchführung:



- [6] Starten Sie eine Messung im „CASSY Lab 2“. Nach ca. 10 Sekunden spritzen Sie **gleichmäßig** mit der Einwegspritze die Kochsalz-Eosin-Lösung um die rote Elektrode.
- [7] Beobachten Sie die Ausbreitung der Lösung im Glasaquarium. Was fällt Ihnen auf?

[8] Skizzieren Sie zudem die im „CASSY Lab 2“ aufgezeichnete Messkurve:



Auswertung:

Der obige Versuch ist eine Analogie zur Entstehung sog. **postsynaptischer Potenziale** im extrazellulären Raum. Wie in Abbildung 1.2 skizziert, befindet sich die rote Elektrode dabei gedanklich am Zellmembranabschnitt des nachgeschalteten Neurons, an dem die synaptische Verbindung vorliegt. Die schwarze Elektrode hingegen befindet sich an einem entfernten Punkt der Neuronenmembran. Bei einem synaptischen Signalübertrag öffnen sich bestimmte Ionenkanäle in der Neuronenmembran, wodurch sich die Ionenkonzentration an der roten Elektrode ändert. In Versuch 1.1 haben wir dies durch das Einspritzen der konzentrierten Kochsalz-Eosin-Lösung erzeugt. An der entfernten schwarzen Elektrode bleibt die Ionenkonzentration jedoch gleich. Aufgrund dieses Konzentrationsgefälles, das sich erst allmählich wieder ausgleicht, baut sich zwischen roter und schwarzer Elektrode eine zunächst steigende und anschließend langsam abfallende elektrische Spannung auf.



Abbildung 1.2: Entstehung postsynaptischer Potenziale

In der Hirnrinde (**Kortex**) treten, aufgrund der starken Vernetzung der Neuronen mit tiefer liegenden Hirnregionen, synaptische Signalleitungsprozesse jedoch nie vereinzelt, sondern vielmehr synchron auf. Im extrazellulären Raum überlagern sich deshalb stets eine Vielzahl von postsynaptischen Potenzialen (Abbildung 1.3). Diese Überlagerung, die man in ihrer Fernwirkung **kortikales Feldpotential** nennt, ist stark genug, dass sie selbst an der Schädeloberfläche noch nachweisbar ist. Damit erfassen die Elektroden eines EEG-Geräts also die Fernwirkung synchron auftretender

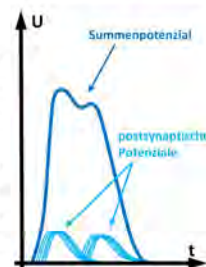


Abbildung 1.3: Überlagerung postsynaptischer Potenziale

synaptischer Signalleitungsprozesse in der Hirnrinde. Die dabei gemessenen Spannungen sind allerdings **extrem gering**. Typischerweise liegen sie im Bereich von maximal 100 μV , was in etwa dem 15.000-sten Teil der Spannung einer handelsüblichen AA-Batterie entspricht.



Kortikale Dipole

Wie wir gesehen haben, sind die im EEG aufgezeichneten Spannungsschwankungen kortikale Feldpotenziale, die bis zur Schädeloberfläche reichen. Diese Erklärung des Entstehungsprozess des EEG ist allerdings sehr kompliziert. Die Biophysik hat daher ein zweites, deutlich anschaulicheres Erklärungsmodell des Elektroenzephalogramms entwickelt, den **kortikalen Dipolvektor**:

Bei einem synaptischen Signalübertrag kommt es zu einem Austausch von Ladungsträgern durch die Membran des nachgeschalteten Neurons. An der Synapse selbst entsteht dadurch ein elektrischer **Plus-** oder **Minuspol**, je nachdem ob die Synapse hemmende (Abbildung 1.4 a)) oder erregende Wirkung (Abbildung 1.4 b)) hat. An einem weit entfernten Neuronenmembranabschnitt findet kein solcher Ionenaustausch statt, er bildet daher relativ zur Synapse einen elektrischen Minus- bzw. Pluspol. Insgesamt entstehen also am Dendrit zwei elektrische Pole mit unterschiedlichem Vorzeichen, kurz ein **elektrischer Dipol**. Einen solchen Dipol beschreibt man in der Biophysik mit einem **Vektorpfeil**, der **in Richtung der negativen Ladung** zeigt und dessen Länge das Produkt der Ladungsbeträge beider Pole und deren Abstand ist. Da elektrische Ladungen stets ein **elektrisches Feld** besitzen, besitzt auch ein kortikaler Dipol ein solches Feld. Die Feldlinien zeigen in Abbildung 1.4 c) in die Richtung, in die sich eine negative Probeladung bewegen würde.

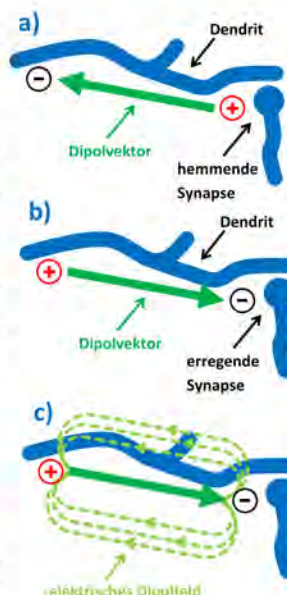


Abbildung 1.4: Der biophysikalische Dipol



ACHTUNG: Auch in der klassischen Physik gibt es elektrische Dipole. Allerdings zeigen diese stets vom negativen zum positiven Pol und das elektrische Dipolfeld zeigt in die Bewegungsrichtung einer positiven Probeladung.

Der Vorteil dieser Betrachtung ist nun, dass die elektrischen Prozesse in der Hirnrinde durch simple Vektoraddition beschrieben werden können:

Kortikale Feldpotenziale sind wie wir bereits wissen das Ergebnis der Überlagerung einer Vielzahl postsynaptischer Potenziale. Jetzt können wir aber auch sagen, dass sich die in der Hirnrinde gleichzeitig auftretenden Dipole zu einem kortikalen (Summen-)Dipolvektor addieren. Das elektrische Feld dieses Summendipols beschreibt aber gerade das kortikale Feldpotential, das wir im EEG messen.



Versuch 1.2: Modellversuch zum Dipolfeld in der Hirnrinde

Wir wollen nun in einem weiteren Analogieversuch die kortikalen Dipolvektoren etwas genauer untersuchen. Wir verwenden dazu gewöhnliche 9V-Blockbatterien. Deren Plus- und Minuspol liegen, wie Abbildung 1.5 zeigt, auf einer Linie derselben Batterieseite und eignen sich daher gut als Modell eines biophysikalischen Dipolvektors.

Für den Modellversuch benötigen wir zudem noch ein Modell für Gewebestrukturen wie der Schädelknochen, die Hirnflüssigkeit oder die Kopfhaut, in denen sich das Feld der kortikalen Dipolvektoren ausbreiten. Hierzu verwenden wir Papierhandtücher (Zellstoff) die wir in Kochsalzlösung tränken.



Abbildung 1.5: 9V-Blockbatterie

Material am Arbeitsplatz:

- laminierte Skizze der Hirnrinde
- zwei Elektroden mit Stativ
- Papierhandtücher
- Handmultimeter
- 9V-Blockbatterien
- Becherglas mit Kochsalzlösung
- Pipette

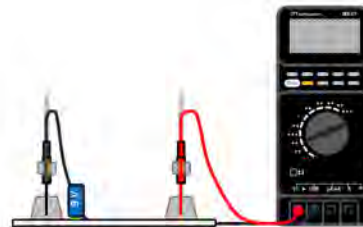


Abbildung 1.6: Versuchsaufbau

Vorbereitung:

- [1] Legen Sie die laminierte Skizze der Hirnrinde auf die Arbeitsfläche und decken Sie diese mit einem Papierhandtuch vollständig ab.
- [2] Geben Sie mit Hilfe der Pipette etwas von der Kochsalzlösung auf das Papierhandtuch. Es sollte dabei vollständig durchtränkt sein, sodass die darunterliegende Skizze wieder vollständig sichtbar wird.
- [3] Positionieren Sie die beiden Elektroden so, dass ihre Kontaktstellen auf der "Haut" weit auseinander aufliegen (vgl. Abbildung 1.8).
- [4] Verbinden Sie die Elektroden mit dem Multimeter. Die rote Elektrode liegt dabei am "V Ω "- und die schwarze am "COM"-Anschluss an.
- [5] Stellen Sie am das Multimeter auf den V_{DC} -Messbereich ein und schalten Sie dieses anschließend ein.

Durchführung:

Im Wesentlichen gibt es in der Hirnrinde **zwei** Typen von Neuronen, die sich in ihrer Geometrie unterscheiden: Pyramiden- und Sternzellen.

Etwa ein Drittel der Kortexneuronen sind **Pyramidenzellen** (Abbildung 1.7 a)). Sie besitzen einen lang gezogen, durch die Hirnrinde senkrecht "nach oben" verlaufenden Dendrit, der sich in der äußersten Kortexschicht verzweigt. Aufgrund dieser Form, verlaufen die kortikalen Dipolvektoren von Pyramidenzellen entlang dieses langgezogenen Dendrits, wie in Abbildung 1.7 b) dargestellt. **Anmerkung:** Es gibt auch Dipolvektoren von Pyramidenzellen die "nach unten" zeigen, diese treten aber in den äußersten Schichten der Hirnrinde praktisch nicht auf.

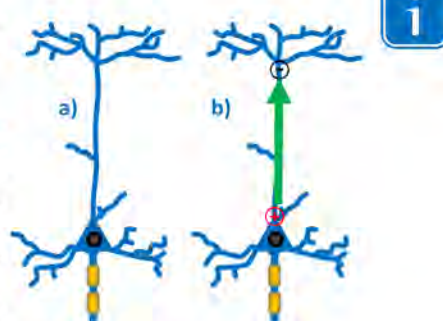


Abbildung 1.7: Pyramidenzellen

- [6] Stellen Sie **eine** 9V-Blockbatterie (Modelldipolvektor) **nacheinander** an die Positionen a), b) und c) wie in Abbildung 1.8 dargestellt.
- [7] Notieren Sie die dabei am Multimeter gemessenen Spannungen.



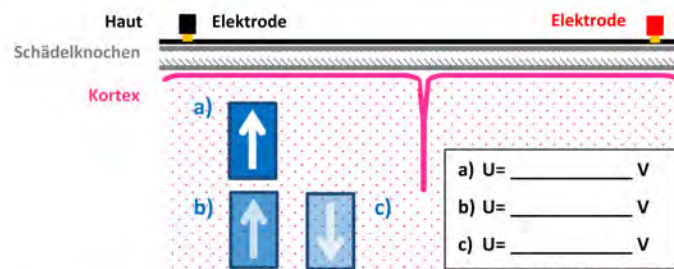


Abbildung 1.8: Versuchsdurchführung

- [8] Natürlich gibt es auch in den Furchen der Hirnrinde Pyramidenzellen. Die kortikalen Dipole beider Zellen stehen sich, wie in Abbildung 1.9, im Idealfall genau gegenüber. Verwenden Sie nun **zwei** 9V-Blockbatterien um diesen Fall im Modellversuch zu erzeugen und notieren Sie erneut die gemessene Spannung.

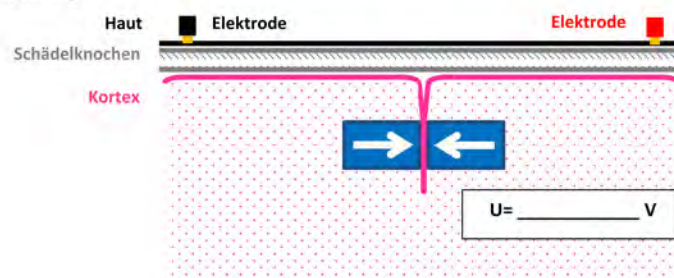


Abbildung 1.9: Versuchsdurchführung



Sternzellen, die mehrheitlich vorkommenden Kortexneuronen, sind Schaltstellen, deren vielzähligen Dendrite in unterschiedliche Richtungen der Hirnrinde verlaufen. Wie in Abbildung 1.10 b) skizziert, zeigen dann aber auch die kortikalen Dipolvektoren von Sternzellen in verschiedene, oftmals entgegengesetzte Richtungen.

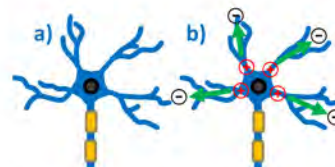


Abbildung 1.10: Sternzellen



- [9] Mit Hilfe von insgesamt **vier** Batterien können Sie eine Sternzelle im Versuch modellieren.
- [10] **Achten Sie beim Aufbau darauf dass die Batterien genauso wie in Abbildung 1.11 dargestellt positioniert sind, um ein möglichst optimales Messergebnis zu erhalten!**
- [11] Welche Spannung messen Sie?

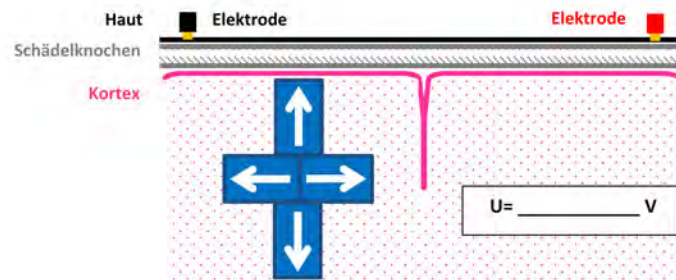


Abbildung I.11: Versuchsdurchführung

Auswertung:

Füllen Sie die Lücken:

Den maßgebenden Anteil an der EEG-Messkurve haben Dipole die _____ zur Kopfoberfläche entstehen. Diese werden durch Erregung von Pyramidenzellen erzeugt. Je _____ diese dem Rand des Kortex sind, desto _____ wird ihr Dipolfeld von den Elektroden erfasst. Die Erregung von Sternzellen hingegen spielt für das EEG kaum eine Rolle, da sich die Dipole _____.

Dies gilt ebenso für _____ erregte Pyramidenzellen in den Furchen der Hirnrinde.

Wörterpool:

gegenseitig auslöschen, stärker, synchron, wechselseitig verstärken, senkrecht, näher, parallel



Einflüsse elektrischer Widerstände auf eine EEG-Messung

Nachdem wir die Biophysikalischen Grundlagen der Elektroenzephalographie gelegt haben, wollen wir uns nun allmählich der eigentlichen EEG-Messtechnik annähern. Es erklärt sich von selbst, dass ein EEG-Messgerät kortikale Feldpotenziale möglichst unverfälscht erfassen sollte. Elektrische Widerstände, die sowohl im menschlichen Körper, wie auch am EEG-Gerät selbst auftreten, spielen dabei eine große Rolle. Dies wird besonders aus folgendem Ersatzschaltbild deutlich:



Ersatzschaltbild einer EEG-Messung

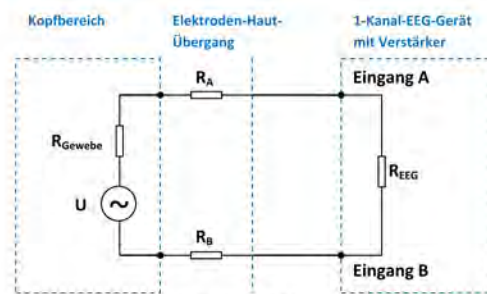


Abbildung II.1: Ersatzschaltbild einer EEG-Messung

Grundsätzlich besitzt ein Kanal eines EEG-Geräts stets zwei Eingänge, die üblicherweise mit **Eingang A** und **Eingang B** bezeichnet werden. An jedem dieser Eingänge befindet sich eine Elektrode, die auf der Haut platziert werden. Der Elektroden-Haut-Übergang ist dabei vereinfacht ein ohmscher Widerstand (R_A und R_B). Natürlich besitzt auch das EEG-Gerät, so wie jedes elektronische Messgerät, einen Innenwiderstand R_{EEG} , der im Wesentlichen vom Widerstand des Verstärkers bestimmt wird. An diesem fällt die Spannung U_{EEG} ab, die letztendlich die vom EEG-Gerät registrierte elektrische Spannung darstellt. Die Differenz der kortikalen Feldpotenziale, die die beiden Elektroden auf der Schädeloberfläche erfassen (also die elektrische Spannung) modellieren wir in unserem Ersatzschaltbild als Reihenschaltung einer Wechselspannungsquelle U und dem Widerstand des Körpergewebes (Haut, Schädelknochen, Blut,...) R_{Gewebe} .

In diesem Ersatzschaltbild wollen wir nun verschiedene Messungen durchführen, um mehr über die genauen Einflüsse elektrischer Widerstände auf die EEG-Messung zu erfahren:



Versuch II: Einfluss des Widerstands vom Elektroden-Haut-Übergang und von R_{EEG}

Material am Arbeitsplatz:

- Steckbrett mit Ersatzschaltung
- Wechselspannungsgenerator
- Handmultimeter
- verschiedene Steckwiderstände
- Verbindungskabel
- Taschenrechner

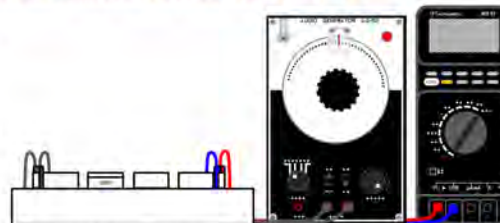


Abbildung II.2: Versuchsaufbau

Vorbereitung:

- [1] Stellen Sie das Handmultimeter auf den V_{AC} -Messbereich ein und stecken Sie rotes und blaues Verbindungskabel in den " $V \Omega$ "- bzw. "COM"-Anschluss.
- [2] Wenden Sie sich an den Betreuer. Diese stellt Ihnen den Wechselspannungsgenerator so ein, dass dieser eine 50Hz-Rechteckspannung erzeugt.
- [3] Verbinden Sie anschließend den Wechselspannungsgenerator mit Hilfe der grauen Verbindungskabel mit dem Steckbrett und schalten Sie diesen ein.
- [4] Sie werden im Folgenden mehrmals Veränderung an dieser Schaltung vornehmen. Immer wenn Sie eine solche Veränderung vornehmen wollen, müssen Sie vorab den Wechselspannungsgenerator **abschalten**, um nicht evtl. einen Stromschlag zu erleiden!



Durchführung:

- [5] Messen Sie zunächst die Spannung U , die der Generator erzeugt. Verbinden Sie dazu rotes und blaues Kabel des Multimeters mit den Anschlüssen an den Rückseiten der grauen Verbindungskabel. Übertragen Sie diese Spannung in Tabelle II.1 und II.2.
- [6] Verbinden Sie das Multimeter nun so, dass Sie die Spannung U_{EEG} messen können.
- [7] Auf dem Steckbrett sind R_A und R_B bereits mit je 200Ω und R_{EEG} mit $500 \text{ k}\Omega$ gewählt. Messen Sie U_{EEG} für diesen Fall und erhöhen Sie anschließend R_A und R_B jeweils auf $2 \text{ k}\Omega$ bzw. $20 \text{ k}\Omega$.
- [8] Übertragen Sie Ihre dabei ermittelten Messwerte in Tabelle II.1 und berechnen Sie mit dem Taschenrechner die prozentuale **Abweichung** f :



U in V		R_{EEG} in Ω	$500 \cdot 10^3$
$R_A + R_B$ in Ω	400	$4,0 \cdot 10^3$	$40 \cdot 10^3$
U_{EEG} in V			
$f = \frac{U - U_{EEG}}{U} \cdot 100\%$			

Tabelle II.1

- [9] Nun soll der Innenwiderstand R_{EEG} variiert werden. Wählen Sie dazu für R_A und R_B jeweils 200Ω .
- [10] Messen Sie analog zu [7] U_{EEG} , wobei Sie nun für R_{EEG} $5 \text{ k}\Omega$, $50 \text{ k}\Omega$ und $500 \text{ k}\Omega$ wählen.
- [11] Übertragen Sie Ihre Werte in Tabelle II.2 und berechnen Sie ebenfalls f :

U in V		$R_A + R_B$ in Ω	400
R_{EEG} in Ω	$5,0 \cdot 10^3$	$50 \cdot 10^3$	$500 \cdot 10^3$
U_{EEG} in V			
$f = \frac{U - U_{EEG}}{U} \cdot 100\%$			

Tabelle II.2



Auswertung:

In Abbildung III.3 finden Sie die $f(R)$ -Diagramme von insgesamt drei idealisierten Messungen. Die R-Achse hat hierbei eine sog. **logarithmische Skalierung**. Welche dieser Kurven passt zu Messwerten, die Sie in Tabelle II.1 bzw. II.2 bestimmt haben? Ordnen Sie zu:

f in Abhängigkeit von den Elektrodenwiderständen (Tabelle II.1)

Messkurve ①

Messkurve ②

f in Abhängigkeit vom Innenwiderstand des EEG-Geräts (Tabelle II.2)

Messkurve ③

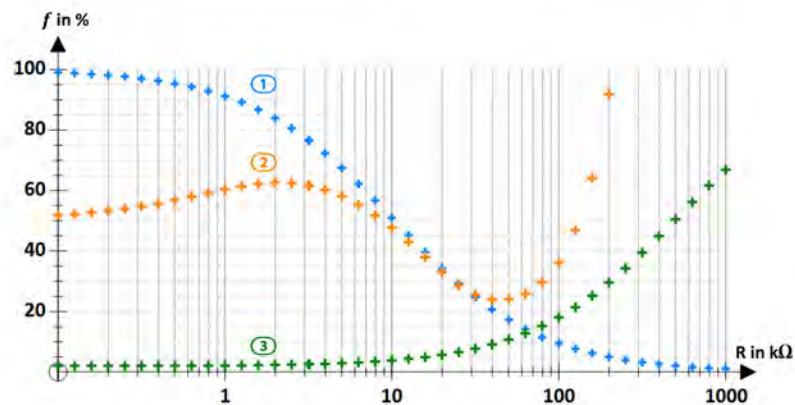


Abbildung II.3: Idealisierte Messkurven

Kreuzen Sie nun, mit Hilfe ihrer aus dem Experiment gewonnen Erkenntnisse die Richtige Antwort an:

Je höher die prozentuale Abweichung f ist, desto

- ☐ mehr
- ☐ weniger

ist die am EEG-Gerät ankommende Spannung verfälscht. Werden R_A und R_B

- ☐ möglichst gering
- ☐ vollkommen beliebig
- ☐ möglichst groß

gewählt, so wird diese Abweichung minimiert. Ebenso kommt es zu kaum einer Verfälschung, wenn R_{EEG}

- ☐ sehr klein
- ☐ beliebig
- ☐ besonders groß

gewählt wird.

Theoretische Betrachtung des Ersatzschaltbildes



Wie Sie selbst mit Hilfe des ersten Kirchhoffschen Gesetzes (Maschenregel) herausfinden können, ergibt sich für die prozentuale **Abweichung** f der Zusammenhang

$$f = \frac{100\%}{1 + \frac{R_{EEG}}{R_A + R_B + R_{Gewebe}}}$$

Der Gewebewiderstand ist also ebenfalls eine die Messung beeinflussende Größe, die wir allerdings nur wenig verändern können. Für die Wahl der Elektroden und des Innenwiderstandes ist es dennoch wichtig, eine Größenvorstellung von diesem Widerstand zu besitzen. Hierzu sind in Tabelle III.3 die spezifischen Widerstände der bei einer EEG-Messung relevanten Gewebestrukturen aufgelistet. Dabei wird deutlich, dass der Gewebewiderstand vom Widerstand der Haut dominiert wird. Dieser lässt sich in der Praxis allerdings durch den Einsatz spezielle entwickelter **Elektrodengele**, erheblich verringern.

Gewebeart	spezifischen Widerstand ρ in Ωm
Gehirnflüssigkeit	64
Blut	150
Kortex	300
Knochen	16 000
Haut (<i>sehr variable</i>)	20 000 bis 10^{13}

Tabelle II.3

Frage: Warum ist es für die EEG-Messung günstig, den Hautwiderstand zu verringern? Betrachten Sie zur Beantwortung dieser Frage den oben genannten Formelzusammenhang für die **Abweichung** f .





Elektrodentchnik

In Station II haben wir bereits festgestellt, dass die Elektroden einen der wichtigsten Bereiche der EEG-Technik darstellen. Gleichzeitig sind sie aber mitunter die verwundbarsten Bauelemente und verlangen daher eine genauere Betrachtung. Um den Prozess am Elektroden-Haut-Übergang begreifen zu können, bedarf es eines deutlich detaillierteren Ersatzschaltbildes, das in Abbildung III.1 zu sehen ist.



Elektrodenersatzschaltbild

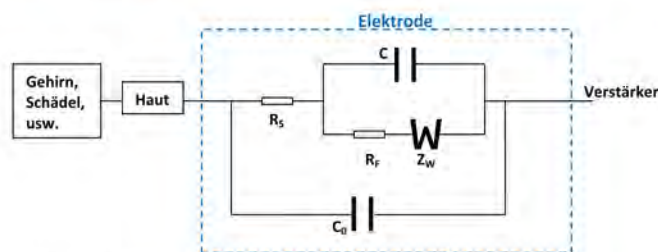


Abbildung III.1: Elektrodenersatzschaltbild

Die Streukapazität C_0 ist in den meisten Fällen zu vernachlässigen und deswegen hier nur der Vollständigkeit halber erwähnt. R_s ist der Widerstand des Elektrodenkabels und R_f der ohmsche Anteil des Widerstandes des elektrochemischen Prozesses während der Signalableitung. Auf diesen sog. **Faraday-Widerstand**, ebenso wie auf die sog. **Warburg-Impedanz Z_w** , wollen wir erst später eingehen. Zunächst soll der kapazitive Anteil C , der aufgrund der Ausbildung einer **elektrischen Doppelschicht** im Übergangsbereich zwischen Elektrode und Kontaktgel entsteht, in den Vordergrund rücken:



Versuch III.1: Elektrische Doppelschicht und Elektrodenpotenzial

Material am Arbeitsplatz:

- kleines Glasaquarium
- zwei Krokodilklemmen
- zwei Eisennägel
- zwei Kohlenstoffstäbchen
- Handmultimeter
- Verbindungskabel



Abbildung III.2: Versuchsaufbau

Vorbereitung:

- [1] Verbinden Sie rote und schwarze Krokodilklemme mit dem farblich jeweils passenden Verbindungskabel.
- [2] Stellen Sie das Handmultimeter auf den **mV**-Messbereich ein und stecken Sie rotes und schwarzes Verbindungskabel in den "**V**"- bzw. "**COM**"-Anschluss.
- [3] Füllen Sie das Glasaquarium mit Leitungswasser.

Durchführung:

- [4] Klemmen Sie nun an die Krokodilklemmen, wie in Tabelle III.1 angegeben, entweder einen Eisennagel oder ein Kohlenstoffstäbchen.
- [5] Tauchen Sie die so konstruierten Elektroden in das Glasaquarium. Die Krokodilklemmen **müssen** sich, wie in Abbildung III.2 dargestellt, dabei über der Wasseroberfläche befinden.
- [6] Protokollieren Sie in Tabelle III.1 Ihre am Multimeter gemessenen Spannungen.

rote Krokodilklemme	schwarze Krokodilklemme	Spannung zwischen beiden Elektroden in mV
Kohlenstoffstäbchen	Kohlenstoffstäbchen	
Kohlenstoffstäbchen	Eisennagel	
Eisennagel	Eisennagel	

Tabelle III.1

Auswertung:

Bei einer EEG-Messung befindet sich eine Elektrode vereinfacht in einer leitenden Flüssigkeit. Es kommt zum Austritt von Ionen aus der Elektrode in die Lösung und umgekehrt zur Neutralisation von Ionen der Lösung an der Elektrodenoberfläche. Beide Prozesse laufen so lange ab, bis sich ein Gleichgewichtszustand einstellt, wobei ein Überschuss oder Mangel an Ladungsträgern in der Lösung entsteht. Dies hat zur Folge, dass sich am Übergang zwischen Elektrode und Elektrodenlösung, wie in Abbildung III.3 (links) dargestellt, eine **elektrische Doppelschicht** ausbildet. Diese Doppelschicht können wir modellieren als einen geladenen elektrischen Kondensator (Abbildung III.3 rechts). Zwischen den beiden (fiktiven) Platten des Kondensators lässt sich dann aber eine Spannung abgreifen, das sog. **Elektrodenpotenzial**.

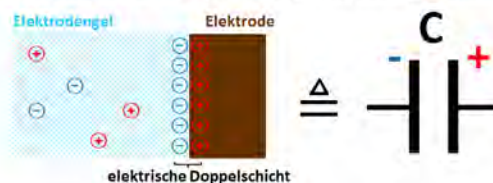
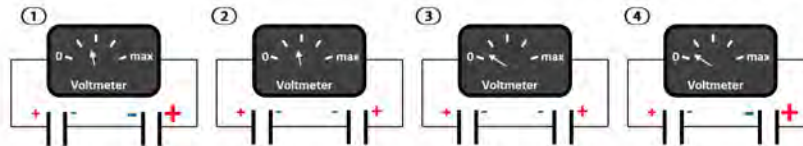


Abbildung III.3: elektrische Doppelschicht

Sowohl im obigen Versuch, als auch bei einer realen EEG-Messung, wird jeweils die Spannung zwischen **zwei** Elektroden gemessen. Bei Ihrer Messung haben Sie zwei Fälle unterschieden: Die Spannung zwischen Elektroden **gleichen** und **unterschiedlichen** Materials. Sie haben nun vier Skizzen zur Auswahl, wobei nur **zwei** Ihre im Experiment gemachten Beobachtungen korrekt erklären. Die elektrischen Doppelschichten der Elektroden wurden dabei analog zu Abbildung III.3 durch geladene Kondensatoren ersetzt, wobei deren Ladung umso größer ist, je größer die Plus- bzw. Minuszeichen sind. Finden Sie die beiden korrekten Skizzen, streichen Sie die beiden falschen durch und begründen Sie kurz Ihre Auswahl.





Begründung: _____



Frage: Sollten bei einer EEG-Messung Elektroden aus gleichem oder aus unterschiedlichem Material verwendet werden und warum? Diskutieren Sie diese Frage in der Gruppe.

Materialabhängigkeit des Elektrodenverhaltens

Wie wir bereits wissen, erfassen die Elektroden im EEG kortikale Feldpotenziale. Beim Abgriff dieser sich zeitlich verändernden Potenziale, zeigen die Elektroden, je nachdem aus welchem Material sie bestehen, ein unterschiedliches Verhalten. Der Faraday-Widerstand und die Warburg-Impedanz aus Abbildung III.1 spielen dabei die entscheidende Rolle. Dieses Verhalten, wollen wir in folgendem Modellversuch kennenlernen:



Versuch III.2: Metall- vs. Nichtmetallelektroden

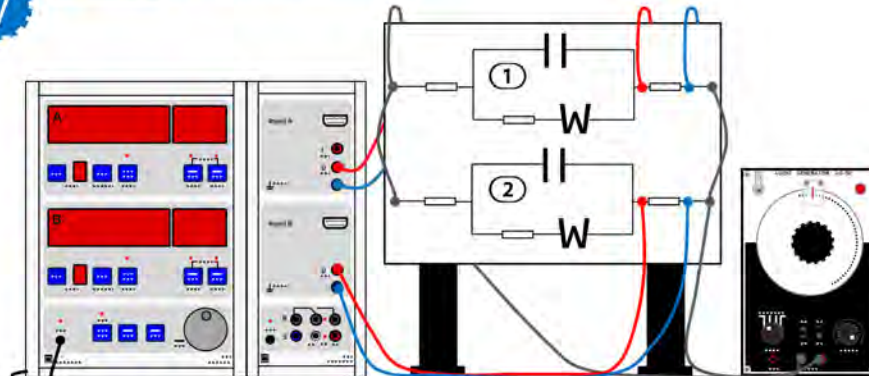


Abbildung III.4: Versuchsaufbau

Material am Arbeitsplatz:

- Stecktafel mit zwei Elektrodenersatzschaltungen
- Wechsellspannungsgenerator
- Sensor-CASSY mit CASSY-Display
- Verbindungskabel

Vorbereitung:

- [1] Der Versuch ist bereits fertig für Sie aufgebaut. Sie brauchen keine weiteren Voreinstellung vorzunehmen.

- [2] Auf dem Steckbrett sind **zwei verschiedene** Elektrodenersatzschaltungen aufgebaut: Schaltung ① verhält sich dabei wie eine Elektrode aus Metall und Schaltung ② wie eine Elektrode aus einer Metall-Salz-Legierung.
- [3] Die **Anzeige A** des CASSY-Display, zeigt die Spannung an, die am Messwiderstand hinter der Ersatzschaltung ① (also hinter der Elektrode) und **Anzeige B** jene, die hinter Ersatzschaltung ② ankommt.
- [4] **Behalten Sie im Hinterkopf, dass dieser Modellversuch so konstruiert ist, dass er das Frequenzverhalten realer EEG-Elektroden im Verhältnis 10:1 wieder gibt (d.h. 10 Hz im Versuch entsprechen 1 Hz in der Realität).**



Durchführung:

- [5] Schalten Sie den Wechselspannungsgenerator ein. Wie Sie an dem großen weißen Stellrad und dem kleinen schwarzen Drehknopf (unten links) ablesen können, erzeugt der Generator aktuell eine Wechselspannung von 2000 Hz.
- [6] Welche Spannungen zeigt das CASSY-Display an? Protokollieren Sie diese in Tabelle III.2.
- [7] Stellen Sie nun den kleinen schwarzen Drehknopf auf „1“. Der Generator erzeugt nun eine 200-Hz-Wechselspannung. Protokollieren Sie ebenfalls diesen Messwert.
- [8] Drehen Sie nun **langsam**, mit Hilfe des großen weißen Stellrads, die Frequenz herunter. Halten Sie an den in Tabelle III.2 vorgegeben Frequenzwerten kurz ein, um auch die hierzu gehörigen Spannungen protokollieren zu können.

Wechselspannungsfrequenz f in Hz	2000	200	150	100	80	60	40	30	25	20
Spannung U_1 hinter Elektrode ①										
Spannung U_2 hinter Elektrode ②										

Tabelle III.2

Auswertung:

Wie bereits erwähnt, ist das Verhalten von R_f und Z_w für die in Versuch III.2 beobachteten Phänomene verantwortlich.

Der **Faraday-Widerstand** lässt sich einfach erklären:

Er ist der ohmsche Anteil des Übergangsbereichs zwischen Elektrodengel und Elektrode, der umso geringer ist je größer die Kontaktfläche ist.

Deutlich schwieriger ist dies bei der **Warburg-Impedanz**:

Sie ist ein Maß für die Diffusion von Ionen zwischen Elektrodengel und Elektrode. Quantitativ lässt sie sich allerdings nur mit Hilfe der komplexen Zahlen (Zahlen bei denen auch das Wurzelziehen aus negativen Zahlen erlaubt ist) erklären, was für uns allerdings nicht möglich ist.

Was wir aber beschreiben können ist das gemeinsame Verhalten von R_f und Z_w bei Metall- und Metall-Salz-Legierungs-Elektroden anhand von Versuch III.2. Füllen Sie dazu die Lücken im nachfolgenden Absatz:



Metall-Elektroden lassen nur Potenzi­alschwankungen ungehindert passieren, die eine bestimmte _____ besitzen. Sie haben daher dieselbe Wirkung, wie ein sog. **Hochpassfilter**.

Metall-Salz-Legierungs-Elektroden (z.B. **Ag-AgCl-Elektroden**) haben hingegen _____ Filterwirkung. Warburg-Impedanz und Faraday-Widerstand verhalten sich hierbei beide wie ohmsche Widerstände und _____ so die elektrische Doppelschicht.

Ziel der Elektroenzephalographie ist es, Potenzi­alschwankungen an der Schädeloberfläche möglichst unverfälscht zu erfassen. Reine Metall-Elektroden sind daher in der Regel für eine EEG-Messung _____.

Wörterpool:

ungeeignet, isolieren, starke, Höchstfrequenz, kaum, Mindestfrequenz, überbrücken, gut geeignet



Verstärkertechnik und Ableitung eines EEG-Signals

Die mit den Elektroden an der Schädeloberfläche abgegriffenen Potentialschwankungen bewegen sich meistens im Bereich von maximal $100 \mu\text{V}$. Für eine sinnvolle Messung des EEGs ist es daher notwendig, die erfassten Potentiale massiv zu verstärken. Um Signalstörungen weitgehend eliminieren zu können werden für diesen Zweck sog. Differenzverstärker verwendet.

Der Differenzverstärker

Differenzverstärker sind elektronische Verstärker mit zwei Eingängen, die üblicherweise mit **A** und **B** bezeichnet werden (vgl. Abbildung IV.1). Wie der Name bereits andeutet, ist das Ausgangssignal eines Differenzverstärkers die **verstärkte Differenz** der beiden Eingangssignale $U_A(t)$ und $U_B(t)$, wobei deren **Vorzeichen mit zu berücksichtigen** sind. Das EEG-Gerät misst also nicht die Potentialschwankungen an der Schädeloberfläche, sondern die Potentialdifferenz zwischen zwei Punkten! Wir wollen den Differenzverstärker aus physikalischer Sicht nun etwas genauer betrachten. Hierzu verwenden wir die Computersimulation, die in Abbildung IV.2 dargestellt ist:

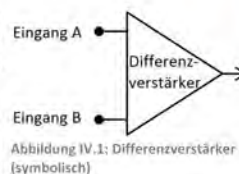


Abbildung IV.1: Differenzverstärker (symbolisch)

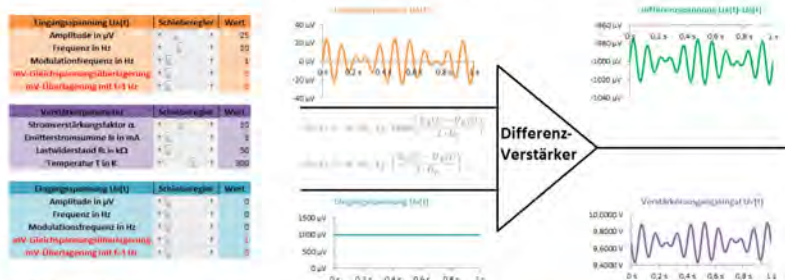


Abbildung IV.2: Simulation eines Differenzverstärkers

Im **orangenen** und **blauen Kasten** können verschiedene Eingangssignale $U_A(t)$ und $U_B(t)$ simuliert werden. Dazu werden die **Schiebereglern** verwendet oder der gewünschte Wert direkt mit der Tastatur in das entsprechende Feld eingetragen. Das zugehörige **U(t)-Diagramm** wird direkt daneben in der entsprechenden Farbe angezeigt. Zudem wird im **grünen Diagramm** (oben rechts) die **unverstärkte Differenzspannung** $U_A(t) - U_B(t)$ und im **violetten-Diagramm** (unten rechts) die **verstärkte Ausgangsspannung** $U_V(t)$ angezeigt. Die Parameter des Differenzverstärkers im **violetten Kasten** dürfen nicht mehr verändert werden, da diese bereits optimal eingestellt sind.

Zwischen den beiden Diagrammen der Eingangsspannung finden Sie den Formelzusammenhang zwischen $U_V(t)$ und den beiden Eingangsspannungen $U_A(t)$ und $U_B(t)$. Was Ihnen hier auffallen soll ist, dass eine mathematische Funktion auftaucht, die Sie noch nicht kennen, der sog. **Tangens Hyperbolicus (tanh)**.



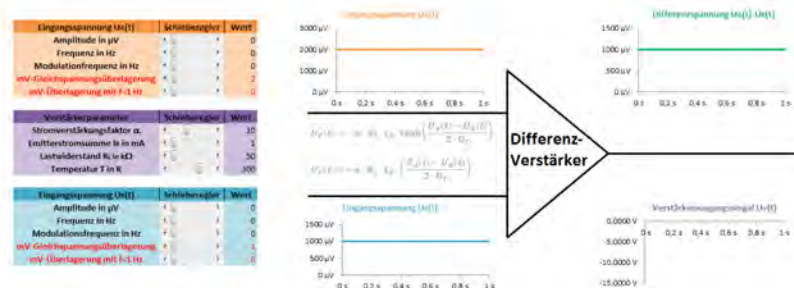
Wir wollen diese Formel nun nicht herleiten und auch nicht in ihre Einzelbestandteile zerlegen, sondern durch verschiedene simulierte Szenarien mehr über den Verstärkungsprozess im EEG-Gerät erfahren:



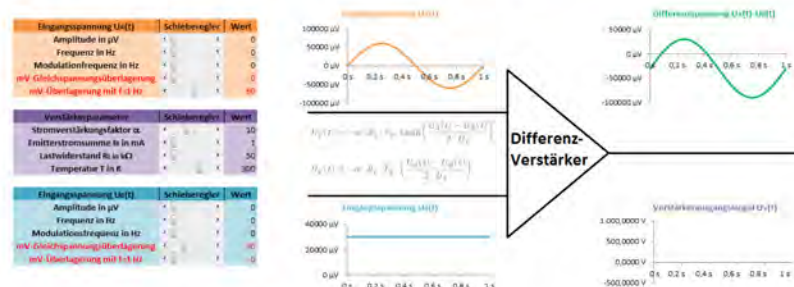
Simulation IV.1: Grundlagen der Differenzverstärkung

Durchführung:

- [1] Simulieren Sie eine Gleichspannung von 2 mV am **Eingang A** des Differenzverstärkers und am **Eingang B** eine Gleichspannung von 1 mV (vgl. Abbildung IV.3).
- [2] In Abbildung IV.3 fehlt der Verlauf der verstärkten Ausgangsspannung $U_V(t)$. Ergänzen Sie diesen.



- [3] Simulieren Sie nun, wie in Abbildung IV.4, das Verhalten des Differenzverstärkers für große Spannungen. Wählen Sie dazu am **Eingang A** eine sinusförmige Wechsellspannung mit $f = 1$ Hz und einer Amplitude von 60 mV. Auf **Eingang B** geben Sie eine 30 mV Gleichspannung.
- [4] Ergänzen Sie zudem auch in Abbildung IV.4 den Verlauf von $U_V(t)$.



Beobachtung und Ergebnis:



In [1] erhalten wir eine Ausgangsspannung von _____ V. Der Differenzverstärker verstärkt also nicht nur die Eingangsdifferenzspannung, sondern _____. Hieraus folgt die sog. **Polaritätskonvention**: Das gemessene EEG-Signal ist genau dann positiv, wenn die abgegriffene Potenzialdifferenz negativ ist und umgekehrt.

Für große Spannungen, wie in [3] simuliert, _____ der Differenzverstärker die Eingangsspannungen. Um eine Verfälschung der EEG-Messung zu vermeiden, müssen daher bei der Elektroenzephalographie große Spannungen _____ der eigentlichen Verstärkungen herausgefiltert werden.

Vorrang des Eingangs A und 10-20-System

Bei einer EEG-Messung erhalten wir als Messkurve immer nur das Ausgangssignal des Differenzverstärkers, also die verstärkte Differenz der Potenziale, die an zwei Elektroden erfasst wird. Bei der Elektroenzephalographie interessieren uns aber Potenzienschwankungen an bestimmten Punkten der Schädeloberfläche und nicht die Differenz zwischen zwei Punkten. Um dieses Problem zu lösen, hat man folgende Vereinbarung getroffen:

Der Eingang A des Differenzverstärkers hat Vorrang, d. h. die Elektrode am Eingang A misst immer das Potenzial von Interesse und das Potenzial an Eingang B bildet hierzu lediglich einen Bezugspunkt (Referenz).

Um eine sinnvolle Messung vornehmen zu können ist es zudem notwendig, dass die Elektroden nach einem einheitlichen System am Kopf platziert werden. Das sog. **10-20-System**, das in Abbildung IV.5 dargestellt ist, ist hierbei am meisten verbreitete System. Da die Größe des Schädels bei jedem Menschen unterschiedlich ist, werden die möglichen **Elektrodenpositionen in Relativabständen zu vier Standardpunkten des Kopfes** bestimmt. Jeder Ableitpunkt trägt zudem einen charakteristischen Namen, der seine Position am Schädel grob beschreibt. Beispielsweise bedeutet **Fp2**, dass die Elektrode hier am Pol des rechten Frontallappens liegt.

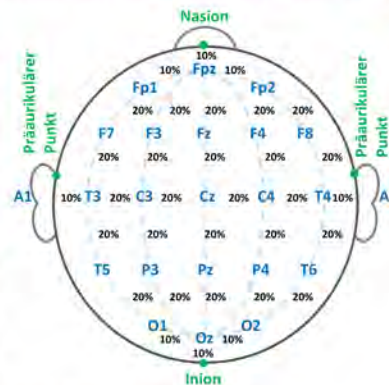


Abbildung IV.5: Das 10-20-System

Bezugspunktwahl und Arten der Ableitung beim 1-Kanal-EEG

Wie bereits erwähnt, liegt am Eingang B des Differenzverstärkers stets der Bezugspunkt der EEG-Messung an. Je nachdem, wie dieser Bezugspunkt gewählt wird, unterscheidet man nun zwei Grundtypen der EEG-Ableitung, die Referenz- und die bipolare Ableitung:

Simulation IV.2: Referenz- und bipolare Ableitung

Durchführung:

- [1] Bei der **Referenzableitung** wird ein neutraler Bezugspunkt gewählt, d. h. ein Ableitungspunkt an dem kaum Potenzienschwankungen auftreten und somit am Eingang B des Differenzverstärkers idealerweise 0 V anliegen (Abbildung IV.6). In der Praxis hat sich hierfür vor allem die Referenz am Ohrfläppchen (also die Punkte A1 und A2) durchgesetzt.

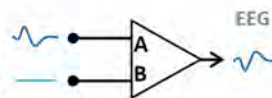


Abbildung IV.6: Referenzableitung

- [2] Simulieren Sie diesen Fall. Wählen Sie dazu am Eingang A die Amplitude mit 25 µV, die Frequenz mit 10 Hz und die Modulationsfrequenz mit 1 Hz.
- [3] Was beobachten Sie am Ausgangssignal?

- [4] An Eingang A und Eingang B des Differenzverstärkers liegen bei **bipolarer Ableitung** benachbarte Ableitungspunkte an der Kopfoberfläche an (z.B. an den Punkten **Fpz** und **Fp1**). Bipolare Ableitungen besitzen im Gegensatz zu Referenzableitungen also **keinen** neutralen Bezugspunkt. Da sich die Potenzialschwankungen an nahe beieinanderliegenden Punkten oftmals sehr ähneln, kann es, je nach Amplitudenverhältnis, zu **Verringerung**, **Auslöschung** oder **Umkehrung** des Ausgangsignals kommen (vgl. Abbildung IV.7).

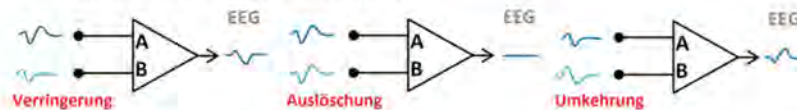


Abbildung IV.7: Bipolare Ableitung

- [5] Simulieren Sie an Eingang A und B die gleiche Potenzialschwankung wie in [2] beschrieben. Welchen der drei oben genannten Fälle erhalten Sie? _____
- [6] Verändern Sie mit den Schieberegeln die Schwankungen nun so, dass Sie auch die beiden anderen Fälle simulieren.



Gruppendiskussion:

Diskutieren Sie folgenden Fragen in der Gruppe:

- [1] Welche Vor- und welche Nachteile besitzen beide oben genannten Ableitungstypen?
- [2] Wäre es bei der bipolaren Ableitung auch sinnvoll, die Elektroden an Eingang A und B an zwei weit entfernte Punkte des 10-20-Systems (z.B. **Fpz** und **Oz**) zu platzieren?

- [3] Abbildung IV.8 zeigt eine dritte Form der Ableitung, die sog. **Quellen-** oder **Laplace-Ableitung** (diese wird z.B. von einem Messgerät verwendet, das Sie in Station VI und VII kennenlernen werden). Bei dieser wird der Bezugspunkt technisch aus insgesamt vier benachbarten Ableitungspunkten gebildet. Erklären Sie, warum man die Quellenableitung sowohl als eine Art von Referenz-, als auch als eine Form von bipolarer Ableitung interpretieren kann. **Tipp:** Die schwarzen Elektroden befinden sich jeweils am Eingang B eines Differenzverstärkers. Diese Differenzverstärker sind über gleich große ohmsche Widerstände miteinander in einem Punkt verbunden.

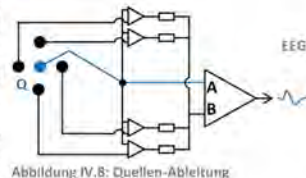


Abbildung IV.8: Quellen-Ableitung



Artefakte im Elektroenzephalogramm

De facto ist ein EEG-Messgerät nichts anderes als ein Präzisionsvoltmeter. Die Elektroden können damit neben den Differenzen kortikaler Feldpotenziale auch Potenzialdifferenzen registrieren, die ihren Ursprung nicht in der Aktivität der Hirnrinde besitzen. Solche Potenzialdifferenzen, die dann auch in der gemessenen EEG-Kurve sichtbar sind, bezeichnet man als **Artefakte**. Sie können sowohl messtechnisch bedingt, als auch das Ergebnis nicht kortikaler bioelektrischer Prozesse sein (**biologische Artefakte**). Es erklärt sich von selbst, dass es von größter Bedeutung ist, Artefakte von der eigentlichen EEG-Messkurve unterscheiden zu können. Deshalb sollen Sie in den nun folgenden Versuchen einen Überblick über die wichtigsten Artefakte bekommen.



Versuch V: Artefakte im Elektroenzephalogramm

Material am Arbeitsplatz:

- Mindwave 1-Kanal-EEG-Gerät
- Laptop
- Desinfektionsspray
- Taschentücher

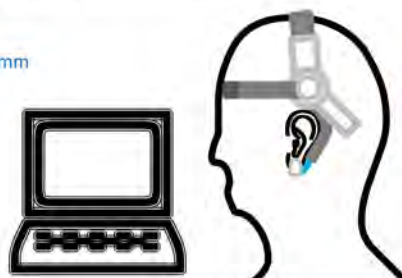


Abbildung V.1: Versuchsaufbau



Vorbereitung:

- [1] Das EEG-Gerät ist für Sie bereits kalibriert. Sie müssen keine Voreinstellungen mehr vornehmen.
- [2] Bestimmen Sie in Ihrer Gruppe einen Schüler, der an das Messgerät angeschlossen wird und einen weiteren, der den Laptop bedient.

Für den Schüler am Messgerät (die Versuchsperson):

- [3] Legen Sie das EEG-Headset, wie in Abbildung V.1 dargestellt an. **Lassen Sie sich dabei evtl. von einem Mitschüler oder dem Betreuer helfen.**
- [4] Setzen Sie dazu das Headset auf und stellen Sie es so ein, dass es stabil auf Ihrem Kopf sitzt und klemmen Sie die Referenzelektrode an Ihr Ohrfläppchen.
- [5] Durch ein mechanisches Gelenk können Sie nun die Messelektrode nach unten drehen, sodass sie (in etwa) am **Fpz-Punkt** des 10-20-Systems platziert ist.
- [6] **Achten Sie darauf dass die Messelektrode stets Kontakt mit der Haut besitzt und dass sich keine Haare zwischen Elektrode und Haut befinden.**
- [7] **Wenn Sie später das Headset wieder ablegen, vergessen sie nicht die Messelektrode mit etwas Desinfektionsspray auf einem Taschentuch zu reinigen.**



Für den Schüler am Laptop:

- [8] Auf dem Laptop ist für Sie das Messprogramm "openvibe" bereits geöffnet und eingestellt.
- [9] Mit dem „▶ -Button“ (in der Symbolleiste) können Sie eine Messung starten, mit „||“ diese unterbrechen und mit „■“ wieder beenden.

- [10] Wenn Sie eine Messung starten, öffnet sich ein neues Fenster. In diesem werden **zwei** EEG-Kurven Ihres Mitschülers dargestellt: Oben befindet sich die tatsächliche **Roh-EEG-Kurve**, die am Ausgang des Differenzverstärkers abgegriffen wird und unten die **medizinische EEG-Kurve**. Diese ist in besondere Art und Weise gefiltert, wie sie in Station VI noch erfahren werden.



Durchführung:

- [11] Wir "erzeugen" nun nacheinander künstlich Artefakte verschiedenen Typs. Betrachten Sie die Messkurve und ordnen Sie auf der nächsten Seite mit Hilfe Ihrer Beobachtungen die Kurvenabschnitte A bis G den Artefaktarten 1 bis 7 zu. **Tipp:** Beachten Sie auch die Skalierung der Kurvenabschnitte!
- [12] **Ausfall der Referenzelektrode:** Starten Sie eine neue Messung. Nach ca. 5 s klemmen Sie die Referenzelektrode vom Ohrfläppchen der Versuchsperson ab. Warten Sie einige Sekunden und drücken Sie dann auf Pause.
- [13] **Artefakte durch Berührung der Elektroden:** Starten Sie eine Messung. Ein weiterer Schüler berührt nun leicht in regelmäßigen Abständen die Messelektrode an der Stirn der Versuchsperson. Betrachten Sie den zeitgleich aufgenommenen Kurvenverlauf.
- [14] Starten Sie nun eine neue Messung. Zunächst blinzelt die Versuchsperson in regelmäßigen Abständen und anschließend bewegt sie die Augen in verschiedene Richtungen (nicht den Kopf mitbewegen!). Beobachten Sie dabei den Kurvenverlauf.



Augenartefakte: Augenartefakte sind die häufigsten aller biologischen Artefakte. Ähnlich wie in der Hirnrinde bildet sich auch im Auge ein **elektrischer Dipol** zwischen Horn- und Netzhaut aus, wobei die Hornhaut gegenüber der Netzhaut positiv geladen ist (vgl. Abbildung V.2). Sowohl der Lidschlag, als auch die *Bewegung des Augapfels* selbst verändern das von den EEG-Elektroden erfasste elektrische Potenzial dieses Dipols und führen deshalb zu einem massiven Ausschlag der EEG-Kurve (im letzten Fall bewegt sich der Dipol quasi mit dem Auge mit, was in Abbildung V.2 angedeutet ist).



Abbildung V.2: Augendipol

- [15] Starten Sie eine neue Messung. Die Versuchsperson streckt nun die Zunge soweit wie möglich heraus und bewegt diese anschließend schnell hin und her. Was beobachten Sie?



Glossokinetische Artefakte: Diese Form der Artefakte werden durch die *Bewegung der Zunge* erzeugt. Ähnlich wie das Auge, bilden die Sinneszellen der Zunge einen **elektrischen Dipol** aus, wobei die Zungenspitze negativ bezüglich des Zungengrunds geladen ist (vgl. Abbildung V.3). Daher haben glossokinetische Artefakte oft starke Ähnlichkeit mit Augenartefakten.



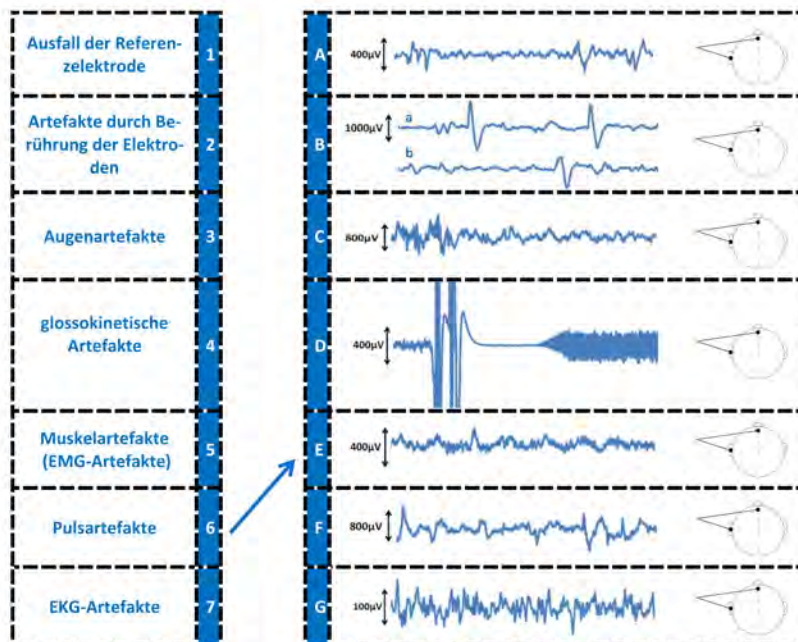
Abbildung V.3: Zungendipol

- [16] **Muskelartefakte:** Auch die Anspannung von Muskel ist ein elektrophysiologischer Prozess. Muskelartefakte können daher von jedem den Ableitelektroden naheliegenden Muskel erzeugt werden und haben oft eine sehr unterschiedliche Form.

Wir wollen uns hier nur die Kiefermuskulatur ansehen. Starten Sie dazu eine neue Messung. Die Versuchsperson bewegt nun ihren Kiefer schnell auf und zu. Beobachten Sie den Kurvenverlauf.

- [17] **Pulsartefakte:** Pulsartefakte treten immer an Einzelelektroden auf, wenn sich diese in unmittelbarer Nähe eines pulsierenden Blutgefäßes befinden. Durch das pulsieren dieses Gefäßes ändert sich die elektrische Doppelschicht an der Elektrodenoberfläche, was zu einer sägezahnförmigen Schwankung der EEG-Kurve führt.

Starten Sie eine neue Messung. Die Versuchsperson rennt nun aus dem Laborraum in das nahe-
liegende Treppenaus und läuft die Treppen so lange auf und ab bis sich ihr Puls deutlich erhöht
hat (mindestens drei Mal auf und ab rennen!). Anschließend rennt die Versuchsperson ins Labor
zurück und nimmt auf einem Stuhl Platz. Betrachten Sie nun die Messkurve.





Herzschlag und EKG-Artefakte

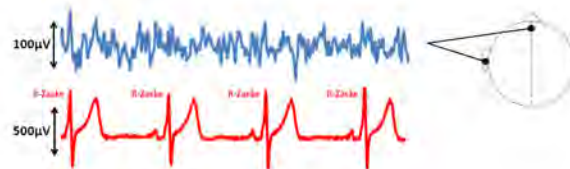


Abbildung V.3: EKG-Artefakte.

Abbildung V.3 zeigt die in der Durchführung übrig gebliebene Messkurve G. Es scheint zunächst so zu sein, dass diese frei von Artefakten ist. Ist dies wirklich so? Diskutieren Sie dies gemeinsam in der Gruppe. Betrachtet Sie dabei die gleichzeitig aufgezeichnete Herzschlagkurve (EKG-Kurve).



Ähnlich wie die Augen oder die Zunge bildet das Herz ebenfalls einen **elektrischen Dipol** aus. Dieser **rotiert**, wie in Abbildung V.4 dargestellt, auf einer **bestimmten Bahn** innerhalb des Brustkorbes. Weit auseinander liegende Elektroden des EEG-Geräts, insbesondere bei einer Referenzableitung, können das elektrische Feld dieses Dipols, wenn auch nur leicht erfassen. Die Folge ist, dass EKG-Artefakte oftmals nur schwer von der eigentlichen EEG-Kurve unterscheiden lassen. Sie verraten sich in der Regel durch ihren regelmäßigen Rhythmus, vor allem aber durch die sog. **R-Zacke des QRS-Komplexes** (positive und große Spannungszacke im EKG während eines Herzschlags, vgl. Abbildung V.3). Deswegen ist es in der Praxis üblich, dass bei einer EEG-Aufzeichnung auch stets ein EKG aufgenommen wird, um EKG-Artefakte zweifelsfrei vom Elektroenzephalogramm unterscheiden zu können. Sind EKG-Artefakte jedoch deutlich im EEG erkennbar, kann dies allerdings auch ein Hinweis auf eine Fehlstellung des Herzdipols im Brustkorb, also auf eine Erkrankung des Herzens sein.



Abbildung V.3t: Dipol des Herzens



Auswertung des Elektroenzephalogramms

Mit dem Abschluss von Station V haben wir nun alle Aspekte zusammengetragen, die notwendig sind, um die Elektroenzephalographie begreifen zu können. Was allerdings noch nicht beantwortet worden ist, ist die Frage, wie eine so aufgezeichnete Kurve sinnvoll ausgewertet werden kann.

Parameter einer EEG-Kurve und EEG-Bänder

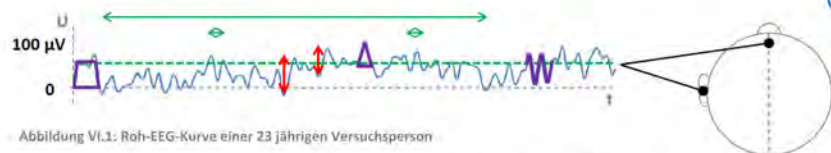


Abbildung VI.1: Roh-EEG-Kurve einer 23-jährigen Versuchsperson

Abbildung VI.1 zeigt eine Roh-EEG-Kurve. Zur Auswertung einer solchen EEG-Kurve wird diese anhand folgender Parameter charakterisiert:

- Amplitude:** Absolute Höhe eines Spannungsausschlags. Dieser wird hier von einem Tiefpunkt zum nächsten Hochpunkt gemessen („peak to peak“)
- Morphologie:** Beschreibung der geometrischen Form der Kurve (**dreiecks-, trapez-, sinusförmig...**)
- Frequenz:** Sie ist der **wichtigste** Parameter der Elektroenzephalographie. Definiert ist die Frequenz als Kehrwert der Zeit zwischen zwei gleichartigen Durchgängen an einer gedachten, horizontalen Linie, die einem ebenfalls vorhandenen Gleichspannungsanteil der EEG-Kurve entspricht (---).

ACHTUNG: Die Ausschläge einer EEG-Kurve bezeichnet man zwar auch als **EEG-Welle**, es handelt sich aber nicht um physikalische Welle, da sie nicht das Ergebnis eines Schwingungsprozesses gekoppelter Oszillatoren sind!



Generell erinnert die Roh-EEG-Kurve eher an ein chaotisches Rauschen, das nur schwer auszuwerten ist. Durch Filterung auf bestimmte Frequenzintervalle (**EEG-Bänder**) kann dieses Problem aber behoben werden. Die Grenzen der üblichen EEG-Bänder sind historisch bedingt und beruhen auf empirischen Erfahrungen der diagnostischen Praxis (vgl. Tabelle VI.1). Die gefilterte Messkurve bezeichnet man entsprechend dem Namen des EEG-Bandes als α -EEG, β -EEG,... bzw. die Kurvenausschläge als α -Welle, β -Welle, usw.

Frequenzintervall	Name des EEG-Bandes
$f \leq 1 \text{ Hz}$	Sub- δ -Band (Sub- δ -Band)
$1 \text{ Hz} < f \leq 4 \text{ Hz}$	δ -Band (Delta-Band)
$4 \text{ Hz} < f \leq 8 \text{ Hz}$	θ -Band (Theta-Band)
$8 \text{ Hz} < f \leq 13 \text{ Hz}$	α -Band (Alpha-Band)
$13 \text{ Hz} < f \leq 30 \text{ Hz}$	β -Band (Beta-Band)
$30 \text{ Hz} < f$	γ -Band (Gamma-Band)

Tabelle VI.1

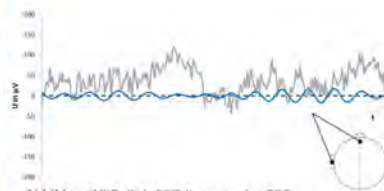


Abbildung VI.2: Roh-EEG-Kurve und α -EEG



Versuch VI.1: EEG-Bänder

Material am Arbeitsplatz:

- Mindwave 1-Kanal-EEG-Gerät
- Laptop
- Desinfektionsspray
- Taschentücher



Abbildung VI.3: Versuchsaufbau

Vorbereitung:

- [1] Das EEG-Gerät ist für Sie bereits kalibriert. Sie müssen keine Voreinstellungen mehr vornehmen.
- [2] Bestimmen Sie in Ihrer Gruppe einen Schüler, der an das Messgerät angeschlossen wird und einen weiteren, der den Laptop bedient.
- [3] Die restliche Vorbereitung des Versuchs erfolgt analog zum Versuch V, das Messprogramm „openvibe“ ist lediglich für diesen Versuch angepasst worden.
- [4] Wenn Sie nun eine Messung starten, öffnet sich ein neues Fenster, indem insgesamt sechs EEG-Kurven der Versuchsperson dargestellt werden: Die Roh-EEG-Kurve und das α -EEG, das β -EEG und das γ -EEG, sowie das δ -EEG und das θ -EEG.



Durchführung:

- [5] Starten Sie eine neue Messung und beobachten Sie das α -EEG der Versuchsperson. Kreuzen Sie Ihre dabei gemachten Beobachtungen in Tabelle VI.2 an.

α -EEG	
Amplitude	Morphologie
<input type="radio"/> niedrig (ca. 30 μ V)	<input type="radio"/> sinus- und spindelförmig
<input type="radio"/> mittelhoch (ca. 50 μ V)	<input type="radio"/> dreiecks- und spindelförmig
<input type="radio"/> hoch (ca. 100 μ V)	<input type="radio"/> trapezförmig
	<input type="radio"/> bogenförmig
	<input type="radio"/> chaotisch

Tabelle VI.2

- [6] Betrachten Sie nun nacheinander das β -, δ - und das θ -EEG und kreuzen Sie auch hier Ihre gemachten Beobachtungen in Tabelle VI.3, VI.4 und VI.5 an.



- [7] Achten Sie beim Ankreuzen darauf, dass sich die Amplituden in der Tabelle (wie in der Diagnostik üblich) auf den zuvor ermittelten Amplitudenwert im α -EEG beziehen.

β -EEG	
Amplitude	Morphologie
<input type="radio"/> niedrig (ca. halbe α -EEG-Amplitude)	<input type="radio"/> sinus- und spindelförmig
<input type="radio"/> mittelhoch (gleiche Amplitude wie im α -EEG)	<input type="radio"/> dreiecks- und spindelförmig
<input type="radio"/> hoch (höhere Amplitude als im α -EEG)	<input type="radio"/> trapezförmig
	<input type="radio"/> bogenförmig
	<input type="radio"/> chaotisch

Tabelle VI.3

δ -EEG	
Amplitude	Morphologie
<input type="radio"/> niedrig (gleiche Amplitude wie im α -EEG)	<input type="radio"/> sinus- und spindelförmig
<input type="radio"/> mittelhoch (ein bis zweifache α -EEG-Amplitude)	<input type="radio"/> dreiecks- und spindelförmig
<input type="radio"/> hoch (ca. doppelte α -EEG-Amplitude)	<input type="radio"/> trapezförmig
<input type="radio"/> sehr hoch (höhere Amplitude als die doppelte α -EEG-Amplitude)	<input type="radio"/> bogenförmig
	<input type="radio"/> chaotisch

Tabelle VI.4

θ -EEG	
Amplitude	Morphologie
<input type="radio"/> niedrig (gleiche Amplitude wie im α -EEG)	<input type="radio"/> sinus- und spindelförmig
<input type="radio"/> mittelhoch (ein bis zweifache α -EEG-Amplitude)	<input type="radio"/> dreiecks- und spindelförmig
<input type="radio"/> hoch (ca. doppelte α -EEG-Amplitude)	<input type="radio"/> trapezförmig
<input type="radio"/> sehr hoch (höhere Amplitude als die doppelte α -EEG-Amplitude)	<input type="radio"/> bogenförmig
	<input type="radio"/> chaotisch

Tabelle VI.5

- [8] Wählen Sie nun das γ -EEG aus. Welche der Morphologiebeschreibungen aus Tabelle IV.2 bis IV.5 beschreibt die Morphologie der γ -Wellen am besten?

<input type="radio"/> sinus- und spindelförmig	<input type="radio"/> dreiecks- und spindelförmig	<input type="radio"/> trapezförmig	<input type="radio"/> bogenförmig	<input type="radio"/> chaotisch
--	---	------------------------------------	-----------------------------------	---------------------------------

- [9] Der Versuch ist nun beendet. Setzen Sie das EEG-Headset jedoch **nicht** ab, das Sie im anschließenden Versuch VI.2 erneut eine EEG-Kurve aufzeichnen.



Medizinische EEG-Kurve

Wie wir im letzten Teil von Versuch VI.1 festgestellt haben, hat das γ -EEG eine chaotische Morphologie und ist deshalb besonders schwierig auswertbar. Daher spielt es bis heute meist nur in der Grundlagenforschung und kaum in der tatsächlichen medizinischen Praxis eine Rolle. **Viel mehr noch:** Da es bis jetzt noch keine gängige diagnostische Anwendungsmöglichkeit für das γ -EEG gibt, wird es von vielen EEG-Geräten bereits vorab herausgefiltert. Insgesamt wird damit von medizinischen EEG-Geräten meist nur der Frequenzbereich echt größer Null (d. h. auch der Gleichspannungsanteil der EEG-Kurve wird herausgefiltert) bis maximal 30 Hz erfasst, was dem medizinischen EEG entspricht, dass wir in Versuch V bereits kennengelernt haben. Abbildung VI.4 zeigt die Roh-EEG Kurve aus Abbildung VI.1 und das zugehörige medizinische EEG.

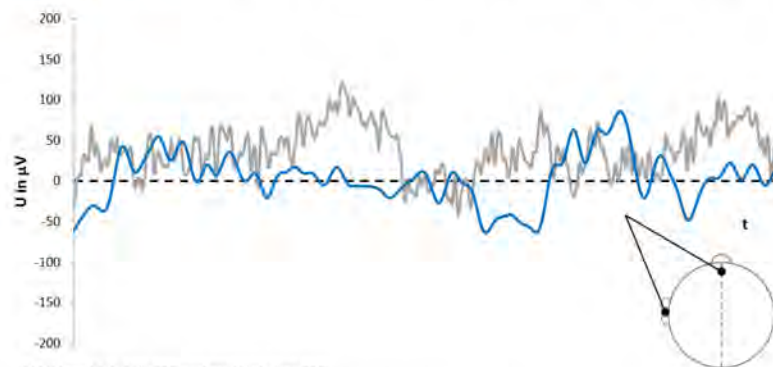


Abbildung VI.4: Roh-EEG und medizinisches EEG

Wir haben nun die wichtigsten EEG-Bänder kennengelernt. Am Beispiel des α -EEG wollen wir nun noch einen Einblick in deren Bedeutung bekommen:



Versuch VI.2: Das α -EEG

Aufbau und Vorbereitung dieses Versuchs sind identisch zu Versuch VI.1. Sie können also direkt mit der Durchführung beginnen.

Durchführung:

- [1] Starten Sie eine neue Messung und beobachten Sie das α -EEG der Versuchsperson.
- [2] Die Versuchsperson schließt nun die Augen und versucht sich zu entspannen. Die übrigen Mitschüler beobachten den Verlauf seines α -EEG.
- [3] Kreuzen Sie Ihre dabei gemachten Beobachtungen an:

Der Anteil deutlich sichtbarer α -Wellen bei geschlossenen Augen...
☐ nimmt deutlich ab. ☐ ist genau so groß wie bei offene Augen. ☐ nimmt deutlich zu.
- [4] Die Versuchsperson schließt nun erneut die Augen. Warten Sie so lange bis sich dasselbe α -EEG wie in [2] zeigt. Ihr werden nun von einem weiteren Mitschüler die Kopfrechenaufgaben aus Tabelle VI.6 gestellt (die Augen bleiben dabei geschlossen).



- [5] Die übrigen Mitschüler beobachten erneut den Verlauf des α -EEG und kreuzen Ihre Beobachtung an:

Der Anteil deutlich sichtbarer α -Wellen beim Kopfrechnen mit geschlossenen Augen...

- ☐ nimmt deutlich ab. ☐ ist genau so groß wie bei geschlossenen Augen. ☐ nimmt deutlich zu.

Kopfrechenaufgaben	Lösungen	Kopfrechenaufgaben	Lösungen
$0,25 \cdot 30$	7,5	$143 : 11$	13
$4,7 \cdot 0,2$	0,94	$880 + 470$	1350
$16,45 - 8,9$	7,55	$0,736 + 3,89$	4,626
$5,76 - 0,77$	4,9	$2,67 + 0,674 : 2$	3,37

Tabelle VI.6

- [6] Drücken Sie auf „II“ da Sie das soeben gemessene α -EEG noch einmal benötigen. Danach kann die Versuchsperson das Headset abnehmen.
- [7] Aus Ihren in [5] und [6] notierten Beobachtungen lässt nun allgemein folgendes über das α -EEG aussagen: Mit dem α -EEG lässt sich die Entspannungsgrad einer Person feststellen. Je häufiger dabei die α -Wellen auftreten, desto _____ entspannt ist eine Person.

Ausprägung EEG-Kurve



Ganz allgemein haben wir in Versuch VI.2 die Häufigkeit des Auftretens bestimmter EEG-Wellen bestimmt. In der diagnostischen Praxis gibt es für diese Häufigkeiten ein quantitatives Maß, die sog. **Ausprägung**, die von modernen EEG-Geräten automatisch bestimmt wird. Die Mathematik die sich allerdings hinter dieser automatischen Ermittlung der Ausprägung verbirgt (die sogenannte "schnelle Fourier-Transformation") ist nur sehr schwer zu verstehen. Wir wollen uns daher ein Verfahren ansehen, mit dem die Ausprägung per Hand ermittelt werden kann:

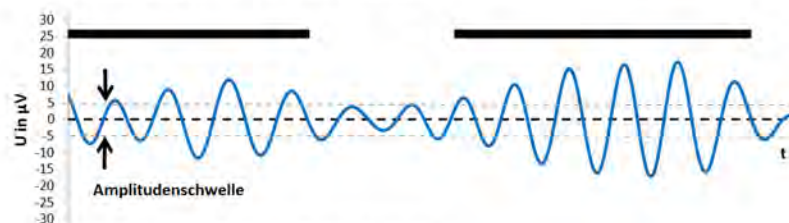
Abbildung VI.5: Beispiel zur Bestimmung der α -EEG-Ausprägung

Abbildung VI.5 zeigt einen Ausschnitt des α -EEGs, dass auch in Abbildung VI.2 dargestellt ist. Bei $U = \pm 5 \mu V$ wird nun jeweils eine zur Zeitachse parallele Linie gezogen (---). Die Länge der Zeitintervalle, in denen die α -Wellen diese Linie überschreiten (man sagt, dass die α -Wellen die sog. **Amplitudenschwelle** überschreiten) wird nun bestimmt, indem mit einem Lineal ihre Länge ausgemessen wird. In Abbildung IV.5 sind diese Intervalle durch schwarze Balken markiert und haben eine Länge von ca. $5,5 \text{ cm}$ und 7 cm , zusammen gezählt also $12,5 \text{ cm}$. Diese Länge wird nun durch die Gesamtlänge des Zeitintervalls (in Abbildung VI.5 ca. $17,5 \text{ cm}$) dividiert. Das Ergebnis multipliziert mit 100% ist dann der sog. **Index** des α -EEGs.

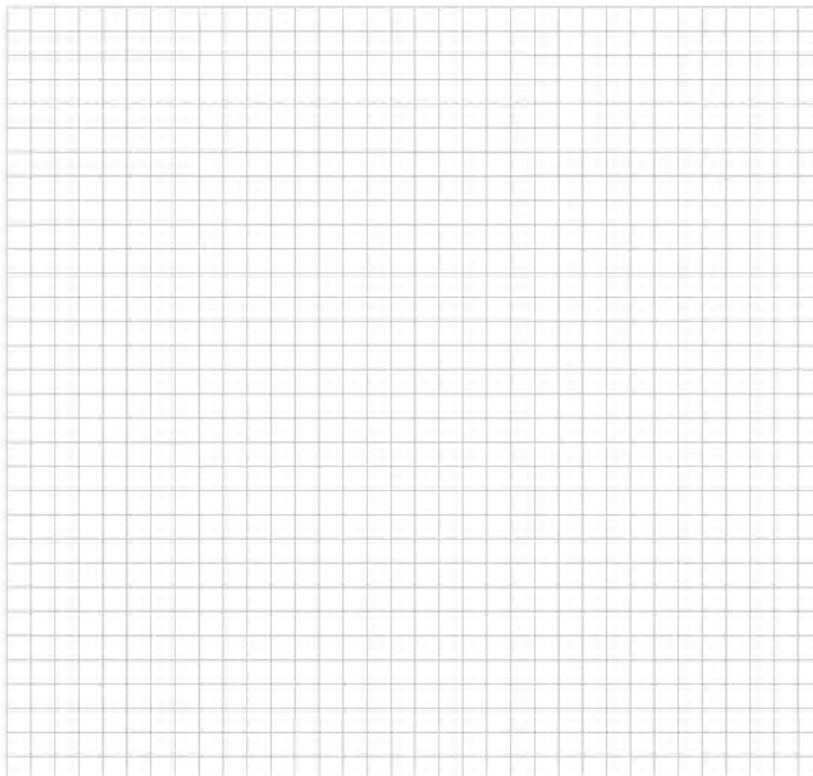
Je nachdem, wie groß der Index ist, ordnet man diesem eine bestimmte Ausprägung, wie in Tabelle VI.7 aufgeführt, zu. Für unserer Beispielkurve ergibt sich ein Index von ca. 71 % und damit ist das α -EEG mäßig bis stark ausgeprägt.

Index	Ausprägung
ca. 10 %	sehr gering
ca. 30 %	gering
ca. 50 %	mäßig
ca. 80 %	stark
ca. 100 %	sehr stark

Tabelle VI.7

**Aufgabe:**

Bestimmen Sie die Ausprägung des α -EEG ihres Mitschülers, dass noch immer auf dem Laptopmonitor zu sehen ist. Verwenden Sie dazu ein Lineal, das Sie an den Bildschirm halten. Wann die α -Wellen die Amplitudenschwelle überschreiten, können sie an der eingezeichneten Spannungsachse ablesen.

Platz für Nebenrechnungen:



Das Schlaf-EEG

Der Schlaf des Menschen lässt sich anhand verschiedener (elektrophysiologischer) Parameter untersuchen. Das Elektroenzephalogramm hat hierbei einen herausragenden Stellenwert. Wir wollen daher in der siebten und letzten Station mehr über das Schlaf-EEG erfahren.

Kreuzworträtsel

Material am Arbeitsplatz:

- Zeo 1-Kanal-EEG-Gerät
- Laptop



Abbildung VII.1: Zeo 1-Kanal-EEG-Gerät

Vorbereitung:

- [1] Das Zeo 1-Kanal-EEG-Gerät ist speziell dafür ausgelegt das Elektroenzephalogramm während des Schlafes aufzuzeichnen. Die Ableitung erfolgt hierbei ebenfalls an der Stirn, allerdings mit Hilfe einer Quellen-Ableitung (vgl. Station IV).
- [2] Eine Schlaf-EEG Messung ist eine Langzeitmessung (5,5 bis 8,5 Stunden), wir können sie daher hier nicht live durchführen. Daher ist auf dem Laptop bereits eine vollständige Schlaf-EEG Aufzeichnung in dem Messprogramm Zeoscope geöffnet.

Das Messprogramm hat insgesamt drei Ausgabebildschirme: **EEG**, **Frequency** und **Stage**. Zunächst müssen Sie sich nur für die oberen zwei interessieren:

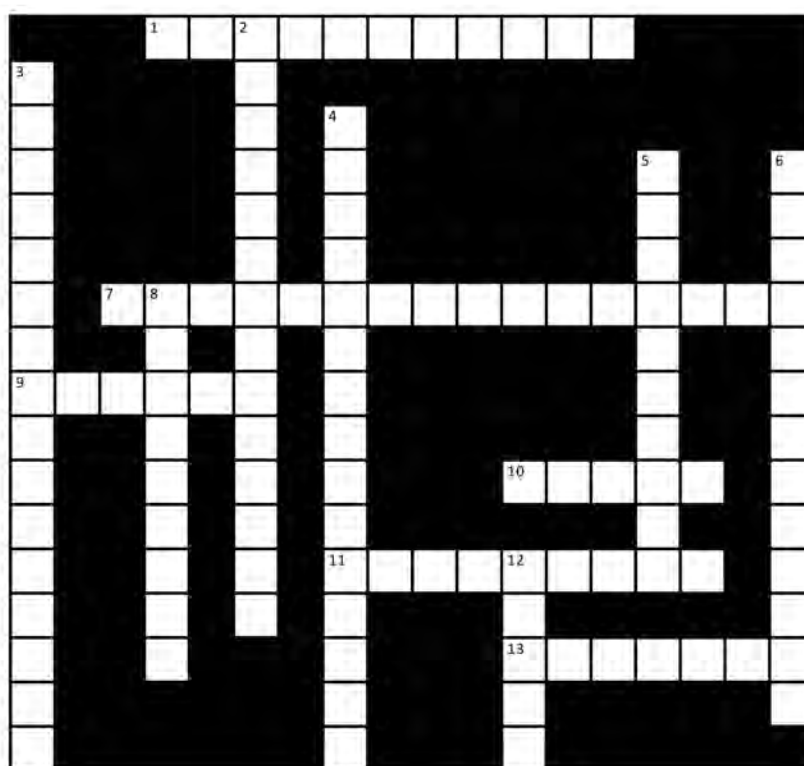
- [3] Der EEG-Bildschirm zeigt das aufgezeichnete Roh-EEG an. Zudem wird am oberen Ende des Bildschirms der genaue Messzeitpunkt, sowie die gemessene Spannung angezeigt (uV steht hier für Mikrovolt). In der Symbolleiste lässt sich zudem am Reiter „EEG-Level“ die Skalierung der Roh-EEG Kurve einstellen.
- [4] Im Frequency-Bildschirm werden die Ausprägungen verschiedener EEG-Bänder angezeigt:

D: δ-Band Ausprägung (2-4 Hz)	1: β_1-Band Ausprägung (14-18 Hz)
T: θ-Band Ausprägung (4-8 Hz)	2: β_2-Band Ausprägung (18-21 Hz)
A: α-Band Ausprägung (8-13 Hz)	3: β_3-Band Ausprägung (11-14 Hz)
Y: γ-Band Ausprägung (30-50 Hz)	

Arbeitsauftrag:

Lesen Sie gemeinsam den nachfolgenden Text zum Schlaf-EEG und betrachten Sie dabei die vorgegebenen Messzeitpunkte im Zeoscope, um das Kreuzworträtsel zu lösen. Besonders wichtige EEG-Kurvenausschnitte finden sie zudem als Abbildung im Text.





Schlafphasen des Menschen

Durch verschiedene (elektrophysiologische) Untersuchungsmethoden, wie dem EEG, lässt sich der Schlaf des Menschen in insgesamt sechs **Schlafphasen** untergliedern. Beim Schlaf-EEG wird die Gesamtaufzeichnung in gleich lange Zeitabschnitte unterteilt (in unserer Aufzeichnung sind es jeweils 5 Minuten) und diese Abschnitte, aufgrund ihres Erscheinungsbildes, einer der Schlafphasen zugeordnet. Für diese Zeitabschnitte gibt es einen Fachausdruck, den man auch in der Geschichte für Zeitabschnitte verwendet ☐. Die Schlafphasen reihen sich allerdings nicht chaotisch aneinander, sondern treten im Laufe einer Nacht immer in typischen, wiederkehrenden Reihenfolgen (**Schlafzyklen**) auf. Die Schlafphasen werden daher nun in der Reihenfolge genannt, in der sie im ersten Schlafzyklus (d.h. unmittelbar nach dem zu Bett gehen) auftreten:



Wachphase (W):



Abbildung VII.2: Roh-EEG in der Wachphase

Die Wachphase ist hier zu verstehen als diejenige Schlafphase, in der die Augen bereits geschlossen sind. Die Ausprägung des α -Bandes ist hier noch dominierend, es zeigen sich aber typische Müdigkeitsmerkmale wie eine erhöhte Ausprägung des θ -Bandes (im aktiven Wachzustand ist diese für gewöhnlich sehr gering). Diese Erhöhung ist im Zeitintervall von **0:47 Uhr** bis **0:50 Uhr** im Frequency-Fenster sehr gut zu erkennen. Sollte es zu keiner Störung, z. B. durch einen Reiz kommen, so erfolgt der Übergang in die NREM1-Phase.

NREM1-Phase:



Abbildung VII.3: Roh-EEG in der NREM1-Phase

Diese Schlafphase hat eine Dauer von zirka 5 Minuten. In ihr findet der Übergang vom Wachsein zum tatsächlichen Schlafen statt, umgangssprachlich würde man sie deshalb als ☐ bezeichnen. Insbesondere ist man sich hier noch bewusst, ob man „noch wach ist“ oder „schon schläft“. Die α -Ausprägung nimmt erkennbar ab, wohingegen θ - und β -Wellen häufiger auftreten (vgl. Zeitabschnitt von **0:50 Uhr** bis **0:55 Uhr**). In Abbildung VII.3 ist zudem eine Besonderheit dieser Schlafphase zu erkennen, nämlich das plötzliche Auftreten von Bewegungs- und Muskelartefakten (**0:54:31 Uhr**). Die Ursache sind für die NREM1-Schlafphase typische **traumartige Denkphasen**. Diese knüpfen meist an die letzten Gedankengänge der vorherigen Wachphase an, nehmen aber zum Teil bizarre und unrealistische Formen an, denen oftmals durch kurzzeitiges Erwachen ein Ende gesetzt wird. Dieses Erwachen geht oftmals einher mit einem geträumten Schreckerlebnis, wie z.B. das Fallen aus großer Höhe, und führt dadurch zu einem Zucken des gesamten Körpers, das sich als EEG-Artefakte in der Messkurve darstellt. Da diese traumartigen Denkphasen oft nur von sehr kurzer Dauer sind werden sie oftmals auch als ☐ bezeichnet.

NREM2-Phase:

Abbildung VII.4: Roh-EEG in der NREM2-Phase

Die NREM2- oder auch zweite Leichtschlafphase sehen viele Schlafforscher als den eigentlichen Beginn des Schlafes an (0:55 Uhr bis ca.1:10 Uhr). Für eine außenstehende Person erscheint das Bewusstsein des Schlafenden nun vollständig erloschen zu sein. Zudem sind sich Personen die aus dieser Schlafphase geweckt werden bewusst, dass sie geschlafen haben, können sich aber nicht an das Geschehen um sie herum oder an Träume erinnern. Im EEG zeigen sich Muster zwei verschiedener EEG-Wellen, die sich deutlich von der übrigen EEG-Welle abheben, sog. **Potenzialkomplexe**:

Die früher als **α -Wellen** (Sigma-Wellen) bezeichneten Potenzialkomplexe (Abbildung VII.5) haben eine Frequenz von 12 bis 14 Hz und ihre Amplitude ist zunächst zu- und anschließend wieder abnehmen. Aufgrund dieser charakteristischen Morphologie bezeichnet man sie heutzutage (analog zur Beschreibung

Abbildung VII.5: α -Welle

der Morphologie α - und β -Wellen im aktiven Wachzustand, vgl. Versuch VI.1) als Schlaf ^[1]. Sie gelten als sicheres Zeichen dafür, dass der Schlaf eingetreten ist. Es gilt als höchstwahrscheinlich, dass Sigma-Wellen das Ergebnis eines Entkopplungsprozesses zwischen der Hirnrinde und tieferliegenden Hirnregionen sind, wodurch ein Schutzmechanismus gegenüber äußeren Reizen, die zum Erwachen führen könnten, erzeugt wird. Sie schützen also gewissermaßen vor einem erneuten Erwachen.

Die zweite Art von Potenzialkomplexen, die typisch für den NREM1-Schlaf sind, sind sog. **K-Komplexe** (Abbildung VII.6). Sie bestehen aus einer zunächst scharfen negativen und anschließend langsamen Potentialschwankung. K-Komplexe treten als Antwortpotenzial auf einen nicht zum Erwachen führenden Reiz auf. Es ist daher nicht verwunderlich, dass diese oft zusammen mit α -Wellen auftreten. Man kann sie daher auch künstlich, z. B. durch ein Klopfsignal, auslösen. Insbesondere leitet sich die Bezeichnung des Komplex aus dem Englischen Wort für „klopfen“ ab ^[6].



Abbildung VII.6: K-Komplex

NREM3-Phase:

Abbildung VII.7: Roh-EEG in der NREM3-Phase

Die Reaktivität des Neuronennetzwerks in der Hirnrinde nimmt immer weiter ab. In der NREM3-Schlafphase zeigt sich dies nicht nur durch (nur noch vereinzelt auftretende) α -Wellen sondern auch durch mit bloßem Auge erkennbare Delta-Wellen (besonders gut zu erkennen im zweiten Schlafzyklus um 2:08 Uhr). Auch in dieser Schlafphase treten keine Träume auf, außerdem ist eine Person aus dieser Schlafphase nur erschwert weckbar, man nennt sie deshalb auch die erste ^[1]. Motorische Funktionen bleiben allerdings noch erhalten, was sich durch Reflexerregbarkeit bestätigen lässt, oder durch die Tatsache, dass in der NREM3-Phase für gewöhnlich das Schlafwandeln beginnt.

NREM4-Phase:



Abbildung VII.8: Roh-EEG in der NREM4-Phase

Die NREM4-Phase unterscheidet sich von der NREM3-Phase eher quantitativ als qualitativ und ist mit einer Dauer von 20 bis 40 Minuten in etwa doppelt so lang. Wie besonders gut im Zeitabschnitt von **2:10 Uhr bis 2:28 Uhr** zu sehen ist, treten die Delta-Wellen hier allerdings nicht vereinzelt, sondern ☐ auf und sind zudem hochamplitudiger.

Am Ende dieser Schlafphase kommt es zu einer Rückkehr in die NREM2- über die NREM3-Phase, der Schlafzyklus läuft also teilweise ☐ ab. Anschließend folgt aber nicht ein Übergang zum NREM1-Schlaf sondern in eine neue Schlafphase (REM-Phase), die man aufgrund ihres plötzlichen und unerwarteten Auftretens auch ☐ Schlaf nennt.

REM-Phase:



Abbildung VII.9: Roh-EEG in der REM-Phase

Beim Übergang vom Tiefschlaf in diese Schlafphase ändert sich die EEG-Kurve radikal (**1:33 Uhr bis 1:47 Uhr**). Innerhalb kürzester Zeit treten nur noch, im Vergleich zur NREM4-Phase, niedrige EEG-Wellen des δ - bis β -Frequenzbandes auf. Die EEG-Welle erinnert dann stark an die der NREM1- oder sogar der Wachphase, was beim Vergleich von Abbildung VII.2, VII.3 und VII.9 deutlich wird. Dennoch ist die Weckschwelle hier sehr hoch. Ein weiteres Zeichen für die REM-Phase ist eine starke Verminderung der Muskelanspannung, zudem sind Reflexe (de facto) erloschen.

Viel deutlicher macht sich diese Schlafphase jedoch durch die raschen, meist markanten und kräftigen, Augenbewegungen die sich als Augenartefakte im EEG zeigen. Diese sowohl vereinzelt, wie auch in kurzen Intervallen auftretenden Augenbewegungen waren letztendlich Anlass dazu, die Bezeichnungen REM-Schlafphase, bzw. NREM-Schlafphasen (NON-REM-Schlafphasen) zu verwenden (☐ ist die englische Bezeichnung für "schnelle Augenbewegung").

Ein weiteres Merkmal dieser Schlafphase sind Potenzialkomplexe, wie sie in Abbildung VII.10 zu sehen sind. Im Gegensatz zu anderen Potenzialkomplexen des Schlafes können diese auftreten, müssen es aber nicht. Wenn sie es jedoch tun, treten niemals vereinzelt, sondern immer gruppiert (mit einer Frequenz von 2 bis 6 Hz) auf. Dies ist z.B. in einer (späteren) REM-Phase



Abbildung VII.10: Potenzialkomplexe in der REM-Phase

von 4:20:57 Uhr bis 4:21:08 Uhr zu sehen. Die Morphologie erinnert daher an das Blatt einer Säge, man nennt diese Potenzialkomplexe deshalb ☐. Zudem zeigen sich diese Potenzialkomplexe niemals zeitgleich, sondern immer wenige Minuten vor den ersten schnellen Augenbewegungen.

80 bis 100% aller Personen, die aus dem REM-Schlaf geweckt werden, können sich zudem daran erinnern geträumt zu haben. Die neuronale Aktivität im Gehirn ist hier also sehr hoch, was ein weiteres typisches Charakteristikum dieser Schlafphase ist. Es ist daher auch gebräuchlich, die REM-Phase als ☐ zu bezeichnen.



Zeitlicher Verlauf des Schlafes

Am Ende der REM-Phase ist der erste Schlafzyklus abgeschlossen. Ihm folgt nach einem eventuell kurzen Erwachen ein zweiter, identischer Zyklus, beginnend in der NREM2-Phase (gelegentlich auch NREM1). Diese zwei Zyklen zusammen werden als **Kernschlaf** bezeichnet, der entscheidend für die Erholung des Körpers ist. Ihnen folgen zwei bis vier weitere Zyklen des sog. **Füllschlafes**, in denen keine bzw. nur noch kurzzeitige NREM3- und NREM4-Schlafphasen auftreten, die REM-Phasen aber deutlich länger werden. Am Ende der Nacht erfolgt schließlich das Erwachen aus einer leichter Schlafphase (NREM2 oder NREM1).

Abbildung VII.11 zeigt idealisiert den Verlauf aller Schlafzyklen während einer Nacht, die im Mittel eine Länge von 110 Minuten aufweisen. Eine solche Auftragung, die eine spezifische Form der Langzeitauswertung des Elektroenzephalogramms (und weiterer (elektro-)physiologischer Messung) während der Nacht ist, nennt man Schlafprofil oder **Hypnogramm**. Das Zeo 1-Kanal-

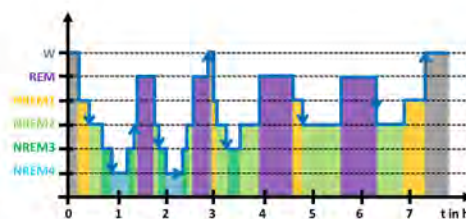


Abbildung VII.11: Hypnogramm

EEG kann ein solches Hypnogramm automatisch berechnen. In der Software Zeoscope wird dieses in vereinfachter Form im untersten Ausgabebildschirm angezeigt (allerdings ist der automatische Rechenalgorithmus nicht ganz fehlerfrei). Das Hypnogramm spielt in der Schlafforschung und Schlafmedizin eine wichtige Rolle, da durch dieses besonders der ☐ Charakter des menschlichen Schlafes deutlich wird, sich eine Einteilung in **Kurz-**, **Normal-** oder **Langschläfer** sinnvoll vornehmen lässt, sowie Abweichungen vom einem gesunden Schlafverhalten besonders sichtbar werden. Hierzu sind abschließend in nachfolgender Tabelle die Charakteristika bei gesunden Kurz-, Lang- und Normalschläfern angegeben.

Schlafphase	Kurzschläfer	Normalschläfer	Langschläfer
W in %	3,4	3,6	8,6
NREM1 in %	2,5	4,2	3,4
NREM2 in %	50,7	51,0	50,9
NREM3 in %	7,6	8,1	4,4
NREM4 in %	16,2	9,6	9,2
REM in %	20,3	23,5	23,5
\bar{t}_{Gesamt} in min	330,1	424,3	514,0

Tabelle VII.1

D.3 Ausgefüllte Mustervariante des Schülerworkbooks

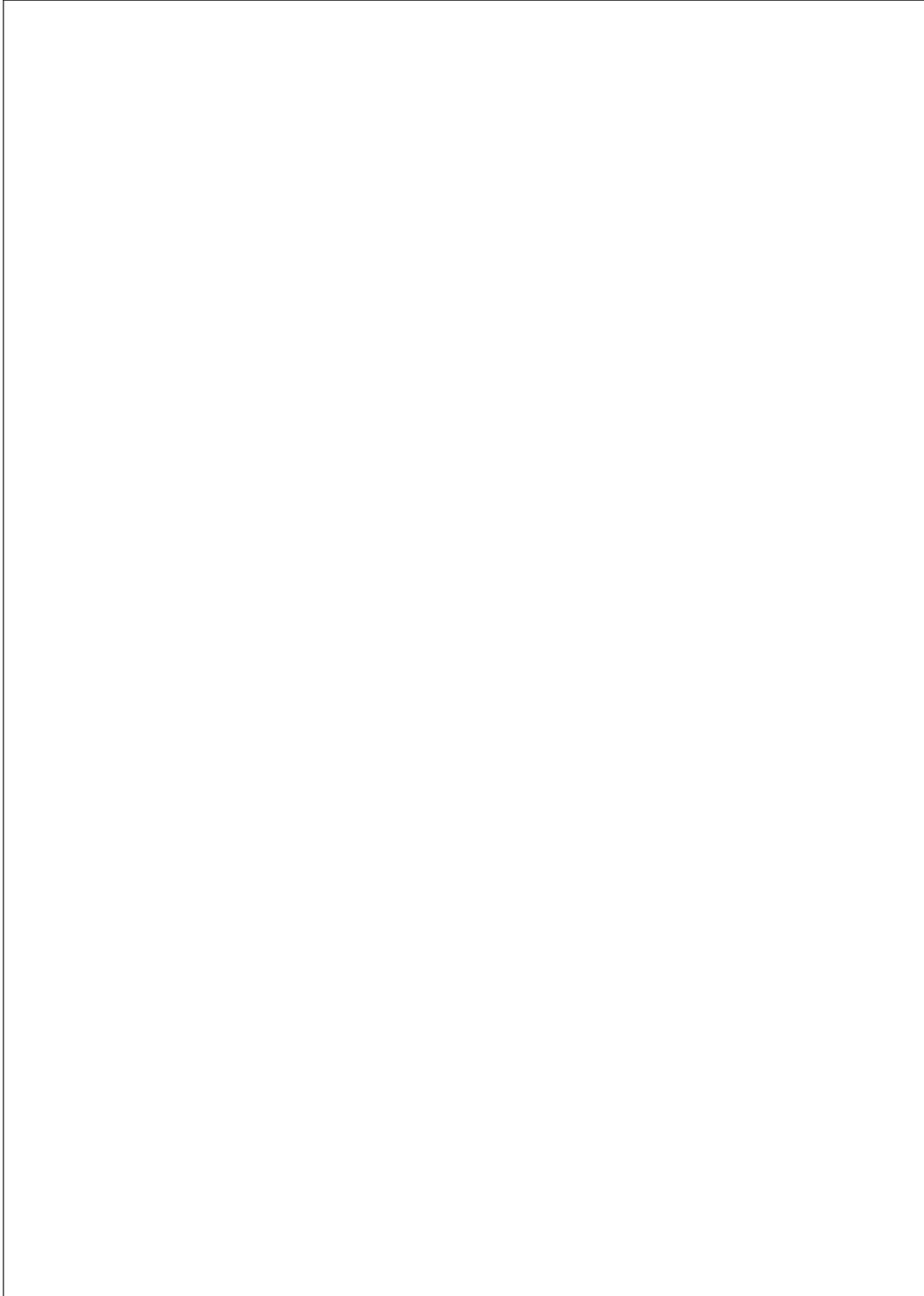




Elektrisierende Hirnkurven

Schülerforschungstag zur
Elektroenzephalographie

Name	<input type="text"/>
Datum	<input type="text"/>



Inhaltsverzeichnis

Aufbau dieses Workbooks	2	Station IV: Verstärkertechnik und Ableitung eines EEG-Signals.....	20
Einführung: Physiologie und Elektrophysiologie des Neurons	3	Der Differenzverstärker	20
Das Neuron	3	Simulation IV.1: Grundlagen der Differenzverstärkung	21
Signalleitungsprozess an der Neuronenmembran	4	Vorrang des Eingangs A und 10-20-System	22
Synaptischer Signalübertrag	4	Bezugspunktwahl und Arten der Ableitung beim 1-Kanal-EEG	22
Station I: Entstehungsprozess des Elektroenzephalogramms.....	5	Simulation IV.2: Referenz- und bipolare Ableitung	22
Versuch I.1: Entstehung von postsynaptischen Potenzialen und kortikalen Feldpotenzialen	5	Station V: Artefakte im Elektroenzephalogramm	24
Kortikale Dipole.....	7	Versuch V: Artefakte im Elektroenzephalogramm ..	24
Versuch I.2: Modellversuch zum Dipolfeld in der Hirnrinde	7	Herzschlag und EKG-Artefakte	27
Station II: Einflüsse elektrischer Widerstände auf eine EEG-Messung	11	Station VI: Auswertung des Elektroenzephalogramms.....	28
Ersatzschaltbild einer EEG-Messung	11	Parameter einer EEG-Kurve und EEG-Bänder	28
Versuch II: Einfluss des Widerstandes vom Elektroden-Haut-Übergang und von R_{EEG}	11	Versuch VI.1: EEG-Bänder	29
Theoretische Betrachtung des Ersatzschaltbildes	14	Medizinische EEG-Kurve.....	31
Station III: Elektrodentechnik	15	Versuch VI.2: Das α -EEG.....	31
Elektrodenersatzschaltbild	15	Ausprägung einer EEG-Kurve	32
Versuch III.1: Elektrische Doppelschicht und Elektrodenpotenzial	15	Station VII: Das Schlaf-EEG.....	32
Materialabhängigkeit des Elektrodenverhaltens.....	17	Kreuzworträtsel	32
Versuch III.2: Metall- vs. Nichtmetallelektroden	17	Schlafphasen des Menschen	36
		Zeitlicher Verlauf des Schlafes	39



Aufbau dieses Workbooks

Herzlich Willkommen zum Schülerforschungstag zur Elektroenzephalographie. Dieses Workbook wird Sie und ihre Mitschüler¹ heute den gesamten Tag begleiten.

Wie Sie dem Inhaltsverzeichnis entnehmen können, ist der Forschungstag in einen **theoretischen Einführungsteil** und insgesamt **sieben** daran anschließende **Stationen** gegliedert. Seien Sie nicht abgeschreckt von dem Umfang dieses Arbeitsheftes, insbesondere auf die zum Teil sehr langen Theorieabschnitte. Ein Großteil dieser Texte wird im Verlauf des Schülerforschungstages gemeinsam in der Gruppe erarbeitet, sie müssen also **nicht** alle Texte selbst lesen. Viel mehr soll Ihnen dieses Heft unter anderem die Möglichkeit geben, die heute erarbeiteten Themen auch im Nachhinein noch nachvollziehen bzw. nachschlagen zu können, weswegen dessen inhaltlicher Umfang etwas umfangreicher ausgefallen.

Um Ihnen das Arbeiten mit dem Workbook zu erleichtern, sind die verschiedenen Teilabschnitte mit **Symbolen** am Seitenrand versehen. Diese sollen nun noch in ihrer Bedeutung erklärt werden:



Erscheint dieses Symbol am Seitenrand, bedeutet es, dass im nachfolgenden Abschnitt Informationen für das Verständnis des aktuellen Themengebietes stehen.



Dieses Symbol kündigt einen Versuch an. Das heißt insbesondere, dass hier von Ihnen aktive Mitarbeit erforderlich ist.



Dieses Symbol kündigt an, dass Sie hier besonders aufpassen müssen. Beispielsweise wird dadurch auf eventuelle Gefahrenquellen eines Versuches hingewiesen. Die zugehörigen Textabschnitte sind zudem in **pink** hervorgehoben.



Hier müssen Sie etwas aufschreiben, d. h. einen Versuch protokollieren oder auswerten. Oftmals handelt es sich hierbei um das Ausfüllen von Lücken in einem Text oder um Multiple-Choice Fragen.



Forschungsarbeit bedeutet insbesondere auch Gruppenarbeit. Sie werden daher heute mehrmals in der Gruppe über bestimmte Sachzusammenhänge diskutieren. Das nebenstehende Symbol kündigt dabei einen solchen Diskussionsauftrag an.



Leider können im Rahmen dieses Forschungstages nicht alle Themengebiete mit Liveversuchen veranschaulicht werden. Das nebenstehende Symbol kündigt daher an, dass Sie im Nachfolgenden mit Hilfe von Computersimulationen arbeiten oder auf bereits vorgefertigte Messkurven zurückgreifen.

¹ Aus Gründen der besseren Lesbarkeit wird auf die gleichzeitige Verwendung männlicher und weiblicher Sprachformen verzichtet. Sämtliche Personenbezeichnungen gelten gleichwohl für beiderlei Geschlecht.



Physiologie und Elektrophysiologie des Neurons

„Was genau wird bei der Elektroenzephalographie gemessen?“ Eine eher unbefriedigende Antwort auf diese Frage wäre „die Summe der elektrischen Aktivitäten im Gehirn“. Da wir dies genauer begreifen wollen, bedarf es zunächst eines neurowissenschaftlichen Grundwissens, speziell aus dem Bereich der Neurobiophysik.

Das Neuron

Basiseinheit des Nervengewebes des Gehirns sind Zellen besonderen Zelltyps, die sog. **Neuronen**. Ihr zentrales, sie von vielen anderen Zelltypen unterscheidende Merkmal, ist die Fähigkeit des Neurons elektrische Signale weiterleiten zu können.

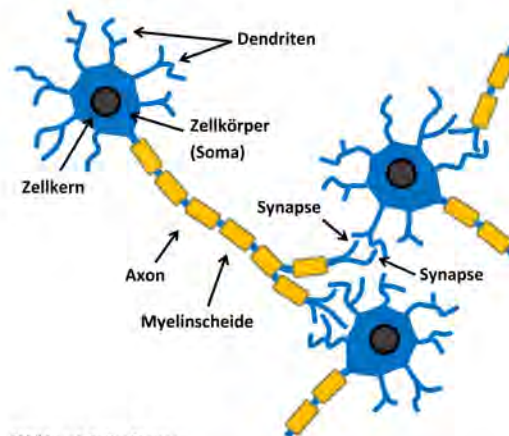


Abbildung E.1: Das Neuron

Abbildung E.1 zeigt den typischen Aufbau eines Neurons. Es besteht aus dem Zellkörper (Soma) mit Zellkern von dem mehrere kurze Fortsätze, die **Dendriten** und ein langer Fortsatz, das sog. **Axon**, ausgehen. Das Axon leitet ein elektrisches neuronales Signal vom Zellkörper zu den **Synapsen** weiter, diese wiederum leiten das Signal an die Dendriten eines sich anschließenden Neurons. Dort angekommen wird das Signal wiederum an das Axon übergeben.

Über eine synaptische Verbindung können zwei Neuronen also miteinander kommunizieren. Wie in Abbildung E.1 dargestellt, können Neuronen, durch Verzweigung ihres Axons, ein neuronales Signal gleichzeitig an mehrere Nachbarneuronen weitergeben bzw. Einzelneuronen können durch synaptische Verbindungen Signale von verschiedenen vorgeschalteten Neuronen empfangen.

Ein solches Netzwerk von Neuronen darf man sich allerdings **nicht** wie miteinander verbundene Kabel vorstellen, durch die ein elektrischer Strom in eine bestimmte Richtung fließt. Der eigentliche Signalleitungsprozess beruht hier auf anderen Grundprinzipien, bei denen insbesondere die Zellmembran der Neuronen eine entscheidende Rolle spielt:



Signalleitungsprozess an der Neuronenmembran

Die **Neuronenmembran** ist eine dünne Schicht, die durchzogen ist von sich öffnenden und schließenden Kanälen und Pumpen (vgl. Abbildung E.2 und E.3). Hierdurch ist ein Austausch bestimmter Ionen zwischen intra- und extrazellulärem Raum möglich.

Ist ein Neuron im Ruhezustand, so sind, wie in Abbildung E.2 dargestellt, vorwiegend solche Kanäle geöffnet, durch die **K⁺-Ionen** ins Zellinnere wandern können. Der Strom durch die wenigen **Na⁺-Ionenkanäle**, die ebenfalls geöffnet sind, wird durch Pumpen, die **Na⁺** wieder aus dem Neuron heraus und dafür **K⁺** hineintransportieren, ausgeglichen. Insgesamt entsteht dadurch ein gleichbleibender Konzentrationsunterschied von **K⁺-Ionen** zwischen intra- und extrazellulärem Raum. Hierdurch erscheint das Zellinnere im Vergleich zum Zelläußeren weniger positiv, was eine konstante negative elektrische Spannung (ca. -90 mV, siehe auch Abbildung E.4) zwischen diesen beiden Orten zur Folge hat. Allgemein nennt man diese elektrische Spannung **Membranpotenzial**, da die Neuronenmembran den intra- und extrazellulären Raum, also die beiden Bereiche, an denen die Spannung abgegriffen wird, voneinander trennt.

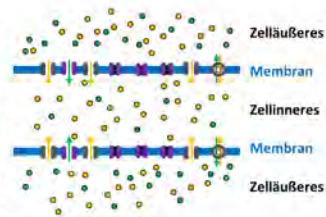


Abbildung E.2: Neuronenmembran im Ruhezustand

Ein ankommendes neuronales Signal (z. B. ein **Reiz**) kann nun das Membranpotenzial eines Zellmembranabschnitts verändern. Wird es dabei auf einen Wert von ca. -60 mV erhöht, dann (**und nur dann!**) öffnen sich schlagartig eine Vielzahl von **Na⁺-Ionenkanälen**. Die Folge ist ein Einstrom von **Na⁺-Ionen** in das Innere des Neurons (Abbildung E.3), der die elektrische Spannung zwischen intra- und extrazellulärem Raum weiter erhöht. Nach kurzer Zeit verschließen sich die zusätzlich geöffneten **Na⁺-Ionenkanäle** wieder, wobei sich zeitgleich die Leitfähigkeit der Zellmembran für **K⁺-Ionen** erhöht (vgl. Abbildung E.4). Dies bewirkt eine Rückkehr zum ursprünglichen Konzentrationsunterschied zwischen intra- und extrazellulärem Raum, das Membranpotenzial kehrt also zum ursprünglichen konstanten Wert zurück. Die veränderten Konzentrationsverhältnisse werden dabei durch **Na⁺-K⁺-Pumpen** ausgeglichen. Allerdings wird durch den Gesamtprozess das Membranpotenzial des nächsten Zellmembranabschnitts ebenfalls erhöht. Folglich kann es auch hier zu einer schlagartigen und kurzzeitigen Veränderung des Membranpotenzials kommen, und damit auch im übernächsten Membranabschnitt, usw. Das empfangene neuronale Signal wird also weitergeleitet, indem die Membranpotenziale aufeinanderfolgender Neuronenabschnitte nacheinander verändert werden.

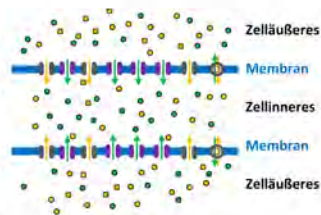


Abbildung E.3: Neuronenmembran bei Signalleitung

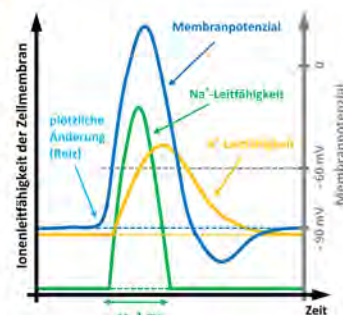


Abbildung E.4: Zeitlicher Verlauf von Ionenleitfähigkeit und Membranpotenzial bei Signalleitung



Synaptischer Signalübertrag

Im Gegensatz zum Leitungsprozess im Neuron, beruht die Übertragung eines Signals zwischen zwei Neuronen über eine Synapse in den meisten Fällen auf folgendem **rein chemischen** Prozess (**Anmerkung:** Es gibt zwar auch elektrische Synapsen, diese sind im menschlichen Körper aber in der Unterzahl und sollen deshalb hier vernachlässigt werden):

Erreicht ein neuronales Signal eine Synapse, öffnen sich in der Neuronenmembran **Ca^{2+} -Ionenkanäle**. Der Einstrom von **Ca^{2+}** in das Synapseninnere hat zur Folge, dass sich die dort befindlichen synaptischen Bläschen in Richtung des synaptischen Spaltraums bewegen. Beim Erreichen der Zellmembran setzen diese **Transmittermoleküle** in den Spaltraum frei. In Abbildung E.5 sorgen diese **Transmitter** dafür, dass sich die **Na^+ -Ionenkanäle** in der Membran des sich anschließenden Neurons öffnen, wodurch sich schließlich das Membranpotenzial erhöht. Es gibt aber ebenso Synapsen, die das Membranpotenzial des Nachbarneurons vermindern, dieses also weiter von der für die Signalleitung kritischen Marke von

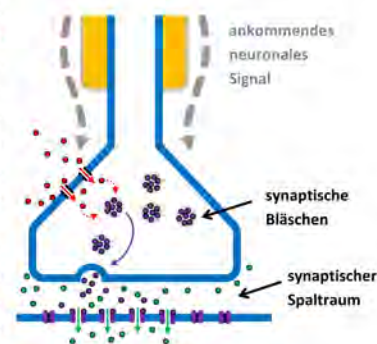


Abbildung E.5: Synaptischer Signalübertrag

-60 mV entfernen. Synapsen können daher eine **erregende**, also eine für die Signalleitung förderliche oder eine **hemmende Wirkung** haben (der Biologe spricht auch exzitatorischer bzw. inhibitorischer Wirkung). Dies hängt im Wesentlichen davon ab, welche Art von Transmittermolekülen durch die synaptischen Bläschen freigesetzt wird. Im Großhirn sind diese vorwiegend **Glutamat** ($\text{C}_5\text{H}_9\text{NO}_4$) bei erregend und **Gamma-Aminobuttersäure** ($\text{C}_4\text{H}_9\text{NO}_2$) hemmend wirkenden Synapsen.



Entstehungsprozess des Elektroenzephalogramms

Der Signalübertrag zwischen zwei Neuronen über eine Synapse ist letztendlich die Ursache für die im EEG gemessenen Spannungsschwankungen. Dies wollen wir in den folgenden zwei Versuchen herausfinden.



Versuch I.1: Entstehung von postsynaptischen Potenzialen und kortikalen Feldpotenzialen

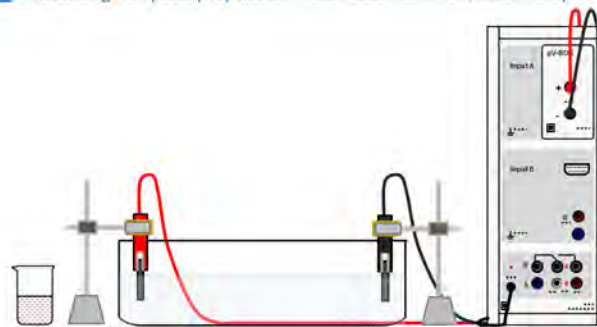


Abbildung I.1: Versuchsaufbau

Material am Arbeitsplatz:

- Glasaquarium
- zwei Elektroden mit Stativ
- Sensor-CASSY mit μ V-BOX
- Laptop
- Becherglas mit Kochsalz-Eosin-Lösung
- Teelöffel
- Einwegspritze
- Einweghandschuhe

Vorbereitung:



In diesem Versuch arbeiten Sie mit **einer stark färbenden Lösung**. Tragen Sie deshalb **Schutzhandschuhe** und achten Sie darauf, dass Ihre Kleidung nicht in Berührung mit der Lösung kommt!

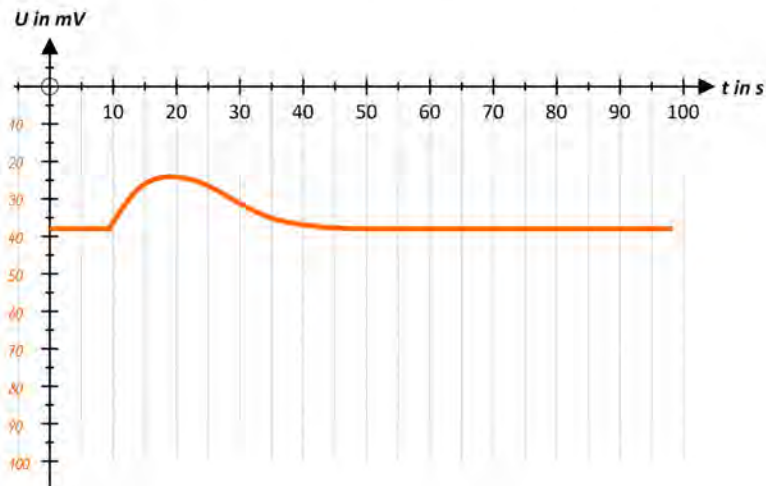
- [1] Platzieren Sie die rote und die schwarze Elektrode, wie in Abbildung I.1 dargestellt, an den Seiten des Glasaquariums und verbinden Sie diese mit der μ V-BOX am Sensor-CASSY.
- [2] Füllen Sie nun das Aquarium mit so viel Wasser, dass sich zwar die Elektroden, **nicht** jedoch die Krokodilklemmen unterhalb der Wasseroberfläche befinden.
- [3] Geben Sie 1 Teelöffel Kochsalz hinzu und lösen dieses durch Rühren vollständig auf.
- [4] Füllen Sie etwa 1 ml der Kochsalz-Eosin-Lösung in die Einwegspritze
- [5] Wenden Sie sich anschließend an den Betreuer, um das Messprogramm „CASSY Lab 2“ auf dem Laptop aufzurufen und ggf. noch Voreinstellungen vorzunehmen.

Durchführung:



- [6] Starten Sie eine Messung im „CASSY Lab 2“. Nach ca. 10 Sekunden spritzen Sie **gleichmäßig** mit der Einwegspritze die Kochsalz-Eosin-Lösung um die rote Elektrode.
- [7] Beobachten Sie die Ausbreitung der Lösung im Glasaquarium. Was fällt Ihnen auf?
Die Lösung breitet sich langsam von der roten in Richtung der schwarzen Elektrode aus.

[8] Skizzieren Sie zudem die im „CASSY Lab 2“ aufgezeichnete Messkurve:



Auswertung:

Der obige Versuch ist eine Analogie zur Entstehung sog. **postsynaptischer Potenziale** im extrazellulären Raum. Wie in Abbildung 1.2 skizziert, befindet sich die rote Elektrode dabei gedanklich am Zellmembranabschnitt des nachgeschalteten Neurons, an dem die synaptische Verbindung vorliegt. Die schwarze Elektrode hingegen befindet sich an einem entfernten Punkt der Neuronenmembran. Bei einem synaptischen Signalübertrag öffnen sich bestimmte Ionenkanäle in der Neuronenmembran, wodurch sich die Ionenkonzentration an der roten Elektrode ändert. In Versuch 1.1 haben wir dies durch das Einspritzen der konzentrierten Kochsalz-Eosin-Lösung erzeugt. An der entfernten schwarzen Elektrode bleibt die Ionenkonzentration jedoch gleich. Aufgrund dieses Konzentrationsgefälles, das sich erst allmählich wieder ausgleicht, baut sich zwischen roter und schwarzer Elektrode eine zunächst steigende und anschließend langsam abfallende elektrische Spannung auf.

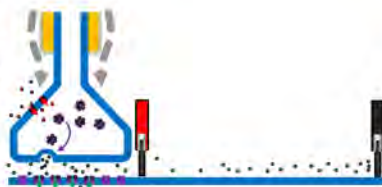


Abbildung 1.2: Entstehung postsynaptischer Potenziale

In der Hirnrinde (**Kortex**) treten, aufgrund der starken Vernetzung der Neuronen mit tiefer liegenden Hirnregionen, synaptische Signalleitungsprozesse jedoch nie vereinzelt, sondern vielmehr synchron auf. Im extrazellulären Raum überlagern sich deshalb stets eine Vielzahl von postsynaptischen Potenzialen (Abbildung 1.3). Diese Überlagerung, die man in ihrer Fernwirkung **kortikales Feldpotenzial** nennt, ist stark genug, dass sie selbst an der Schädeloberfläche noch nachweisbar ist. Damit erfassen die Elektroden eines EEG-Geräts also die Fernwirkung synchron auftretender

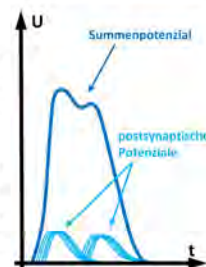


Abbildung 1.3: Überlagerung postsynaptischer Potenziale

synaptischer Signalleitungsprozesse in der Hirnrinde. Die dabei gemessenen Spannungen sind allerdings **extrem gering**. Typischerweise liegen sie im Bereich von maximal 100 μV , was in etwa dem 15.000-sten Teil der Spannung einer handelsüblichen AA-Batterie entspricht.



Kortikale Dipole

Wie wir gesehen haben, sind die im EEG aufgezeichneten Spannungsschwankungen kortikale Feldpotenziale, die bis zur Schädeloberfläche reichen. Diese Erklärung des Entstehungsprozess des EEG ist allerdings sehr kompliziert. Die Biophysik hat daher ein zweites, deutlich anschaulicheres Erklärungsmodell des Elektroenzephalogramms entwickelt, den **kortikalen Dipolvektor**:

Bei einem synaptischen Signalübertrag kommt es zu einem Austausch von Ladungsträgern durch die Membran des nachgeschalteten Neurons. An der Synapse selbst entsteht dadurch ein elektrischer **Plus-** oder **Minuspol**, je nachdem ob die Synapse hemmende (Abbildung 1.4 a)) oder erregende Wirkung (Abbildung 1.4 b)) hat. An einem weit entfernten Neuronenmembranabschnitt findet kein solcher Ionenaustausch statt, er bildet daher relativ zur Synapse einen elektrischen Minus- bzw. Pluspol. Insgesamt entstehen also am Dendrit zwei elektrische Pole mit unterschiedlichem Vorzeichen, kurz ein **elektrischer Dipol**. Einen solchen Dipol beschreibt man in der Biophysik mit einem **Vektorpfeil**, der **in Richtung der negativen Ladung zeigt** und dessen Länge das Produkt der Ladungsbeträge beider Pole und deren Abstand ist. Da elektrische Ladungen stets ein **elektrisches Feld** besitzen, besitzt auch ein kortikaler Dipol ein solches Feld. Die Feldlinien zeigen in Abbildung 1.4 c) in die Richtung, in die sich eine negative Probeladung bewegen würde.

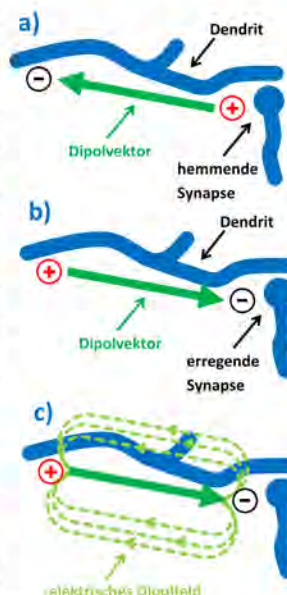


Abbildung 1.4: Der biophysikalische Dipol



ACHTUNG: Auch in der klassischen Physik gibt es elektrische Dipole. Allerdings zeigen diese stets vom negativen zum positiven Pol und das elektrische Dipolfeld zeigt in die Bewegungsrichtung einer positiven Probeladung.

Der Vorteil dieser Betrachtung ist nun, dass die elektrischen Prozesse in der Hirnrinde durch simple Vektoraddition beschrieben werden können:

Kortikale Feldpotenziale sind wie wir bereits wissen das Ergebnis der Überlagerung einer Vielzahl postsynaptischer Potenziale. Jetzt können wir aber auch sagen, dass sich die in der Hirnrinde gleichzeitig auftretenden Dipole zu einem kortikalen (Summen-)Dipolvektor addieren. Das elektrische Feld dieses Summendipols beschreibt aber gerade das kortikale Feldpotential, das wir im EEG messen.



Versuch 1.2: Modellversuch zum Dipolfeld in der Hirnrinde

Wir wollen nun in einem weiteren Analogieversuch die kortikalen Dipolvektoren etwas genauer untersuchen. Wir verwenden dazu gewöhnliche 9V-Blockbatterien. Deren Plus- und Minuspol liegen, wie Abbildung 1.5 zeigt, auf einer Linie derselben Batterieseite und eignen sich daher gut als Modell eines biophysikalischen Dipolvektors.

Für den Modellversuch benötigen wir zudem noch ein Modell für Gewebestrukturen wie der Schädelknochen, die Hirnflüssigkeit oder die Kopfhaut, in denen sich das Feld der kortikalen Dipolvektoren ausbreiten. Hierzu verwenden wir Papierhandtücher (Zellstoff) die wir in Kochsalzlösung tränken.



Abbildung 1.5: 9V-Blockbatterie

Material am Arbeitsplatz:

- laminierte Skizze der Hirnrinde
- zwei Elektroden mit Stativ
- Papierhandtücher
- Handmultimeter
- 9V-Blockbatterien
- Becherglas mit Kochsalzlösung
- Pipette

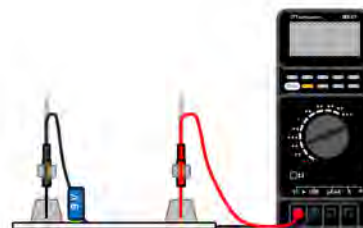


Abbildung 1.6: Versuchsaufbau

Vorbereitung:

- [1] Legen Sie die laminierte Skizze der Hirnrinde auf die Arbeitsfläche und decken Sie diese mit einem Papierhandtuch vollständig ab.
- [2] Geben Sie mit Hilfe der Pipette etwas von der Kochsalzlösung auf das Papierhandtuch. Es sollte dabei vollständig durchtränkt sein, sodass die darunterliegende Skizze wieder vollständig sichtbar wird.
- [3] Positionieren Sie die beiden Elektroden so, dass ihre Kontaktstellen auf der "**Haut**" weit auseinander aufliegen (vgl. Abbildung 1.8).
- [4] Verbinden Sie die Elektroden mit dem Multimeter. Die rote Elektrode liegt dabei am "**V Ω** "- und die schwarze am "**COM**"-Anschluss an.
- [5] Stellen Sie am das Multimeter auf den V_{DC} -Messbereich ein und schalten Sie dieses anschließend ein.

Durchführung:

Im Wesentlichen gibt es in der Hirnrinde **zwei** Typen von Neuronen, die sich in ihrer Geometrie unterscheiden: Pyramiden- und Sternzellen.

Etwa ein Drittel der Kortexneuronen sind **Pyramidenzellen** (Abbildung 1.7 a)). Sie besitzen einen lang gezogen, durch die Hirnrinde senkrecht "nach oben" verlaufenden Dendrit, der sich in der äußersten Kortexschicht verzweigt. Aufgrund dieser Form, verlaufen die kortikalen Dipolvektoren von Pyramidenzellen entlang dieses langgezogenen Dendrits, wie in Abbildung 1.7 b) dargestellt. **Anmerkung:** Es gibt auch Dipolvektoren von Pyramidenzellen die "nach unten" zeigen, diese treten aber in den äußersten Schichten der Hirnrinde praktisch nicht auf.

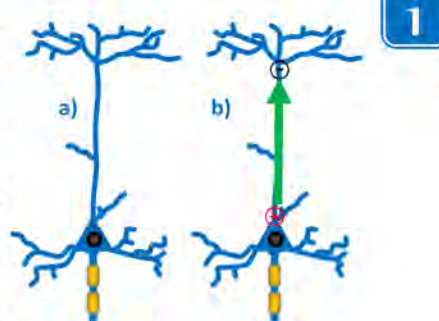


Abbildung 1.7: Pyramidenzellen

- [6] Stellen Sie **eine** 9V-Blockbatterie (Modell dipolvektor) **nacheinander** an die Positionen a), b) und c) wie in Abbildung 1.8 dargestellt.
- [7] Notieren Sie die dabei am Multimeter gemessenen Spannungen.

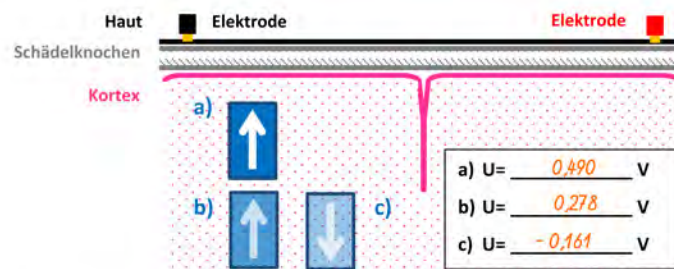


Abbildung 1.8: Versuchsdurchführung

- [8] Natürlich gibt es auch in den Furchen der Hirnrinde Pyramidenzellen. Die kortikalen Dipole beider Zellen stehen sich, wie in Abbildung 1.9, im Idealfall genau gegenüber. Verwenden Sie nun **zwei** 9V-Blockbatterien um diesen Fall im Modellversuch zu erzeugen und notieren Sie erneut die gemessene Spannung.

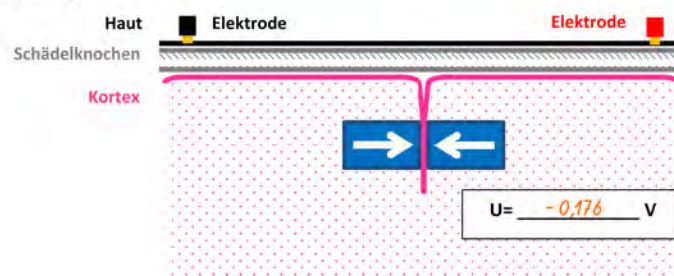


Abbildung 1.9: Versuchsdurchführung



Sternzellen, die mehrheitlich vorkommenden Kortexneuronen, sind Schaltstellen, deren vielzähligen Dendrite in unterschiedliche Richtungen der Hirnrinde verlaufen. Wie in Abbildung 1.10 b) skizziert, zeigen dann aber auch die kortikalen Dipolvektoren von Sternzellen in verschiedene, oftmals entgegengesetzte Richtungen.

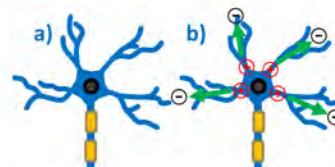


Abbildung 1.10: Sternzellen



- [9] Mit Hilfe von insgesamt **vier** Batterien können Sie eine Sternzelle im Versuch modellieren.
- [10] Achten Sie beim Aufbau darauf dass die Batterien **genauso** wie in Abbildung 1.11 dargestellt positioniert sind, um ein möglichst optimales Messergebnis zu erhalten!
- [11] Welche Spannung messen Sie?

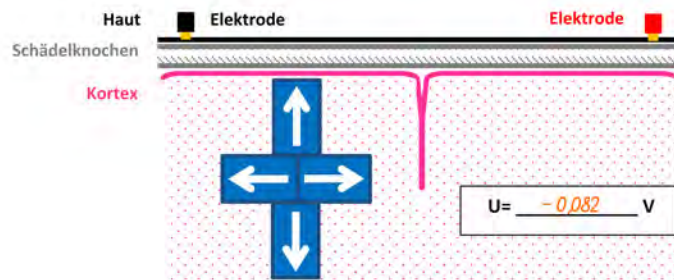


Abbildung I.11: Versuchsdurchführung

Auswertung:

Füllen Sie die Lücken:

Den maßgebenden Anteil an der EEG-Messkurve haben Dipole die senkrecht zur Kopfoberfläche entstehen. Diese werden durch Erregung von Pyramidenzellen erzeugt. Je näher diese dem Rand des Kortex sind, desto stärker wird ihr Dipolfeld von den Elektroden erfasst. Die Erregung von Sternzellen hingegen spielt für das EEG kaum eine Rolle, da sich die Dipole gegenseitig auslöschen. Dies gilt ebenso für parallel erregte Pyramidenzellen in den Furchen der Hirnrinde.

Wörterpool:

gegenseitig auslöschen, stärker, synchron, wechselseitig verstärken, senkrecht, näher, parallel



Einflüsse elektrischer Widerstände auf eine EEG-Messung

Nachdem wir die Biophysikalischen Grundlagen der Elektroenzephalographie gelegt haben, wollen wir uns nun allmählich der eigentlichen EEG-Messtechnik annähern. Es erklärt sich von selbst, dass ein EEG-Messgerät kortikale Feldpotenziale möglichst unverfälscht erfassen sollte. Elektrische Widerstände, die sowohl im menschlichen Körper, wie auch am EEG-Gerät selbst auftreten, spielen dabei eine große Rolle. Dies wird besonders aus folgendem Ersatzschaltbild deutlich:



Ersatzschaltbild einer EEG-Messung

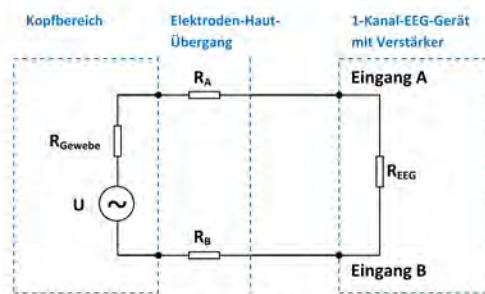


Abbildung II.1: Ersatzschaltbild einer EEG-Messung

Grundsätzlich besitzt ein Kanal eines EEG-Geräts stets zwei Eingänge, die üblicherweise mit **Eingang A** und **Eingang B** bezeichnet werden. An jedem dieser Eingänge befindet sich eine Elektrode, die auf der Haut platziert werden. Der Elektroden-Haut-Übergang ist dabei vereinfacht ein ohmscher Widerstand (R_A und R_B). Natürlich besitzt auch das EEG-Gerät, so wie jedes elektronische Messgerät, einen Innenwiderstand R_{EEG} , der im Wesentlichen vom Widerstand des Verstärkers bestimmt wird. An diesem fällt die Spannung U_{EEG} ab, die letztendlich die vom EEG-Gerät registrierte elektrische Spannung darstellt. Die Differenz der kortikalen Feldpotenziale, die die beiden Elektroden auf der Schädeloberfläche erfassen (also die elektrische Spannung) modellieren wir in unserem Ersatzschaltbild als Reihenschaltung einer Wechselspannungsquelle U und dem Widerstand des Körpergewebes (Haut, Schädelknochen, Blut,...) R_{Gewebe} .

In diesem Ersatzschaltbild wollen wir nun verschiedene Messungen durchführen, um mehr über die genauen Einflüsse elektrischer Widerstände auf die EEG-Messung zu erfahren:



Versuch II: Einfluss des Widerstands vom Elektroden-Haut-Übergang und von R_{EEG}

Material am Arbeitsplatz:

- Steckbrett mit Ersatzschaltung
- Wechselspannungsgenerator
- Handmultimeter
- verschiedene Steckwiderstände
- Verbindungskabel
- Taschenrechner

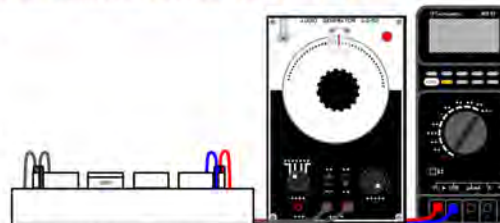


Abbildung II.2: Versuchsaufbau

Vorbereitung:

- [1] Stellen Sie das Handmultimeter auf den V_{AC} -Messbereich ein und stecken Sie rotes und blaues Verbindungskabel in den "V Ω "- bzw. "COM"-Anschluss.
- [2] Wenden Sie sich an den Betreuer. Diese stellt Ihnen den Wechselspannungsgenerator so ein, dass dieser eine 50Hz-Rechteckspannung erzeugt.
- [3] Verbinden Sie anschließend den Wechselspannungsgenerator mit Hilfe der grauen Verbindungskabel mit dem Steckbrett und schalten Sie diesen ein.
- [4] Sie werden im Folgenden mehrmals Veränderung an dieser Schaltung vornehmen. Immer wenn Sie eine solche Veränderung vornehmen wollen, müssen Sie vorab den Wechselspannungsgenerator **abschalten**, um nicht evtl. einen Stromschlag zu erleiden!



Durchführung:

- [5] Messen Sie zunächst die Spannung U , die der Generator erzeugt. Verbinden Sie dazu rotes und blaues Kabel des Multimeters mit den Anschlüssen an den Rückseiten der grauen Verbindungskabel. Übertragen Sie diese Spannung in Tabelle II.1 und II.2.
- [6] Verbinden Sie das Multimeter nun so, dass Sie die Spannung U_{EEG} messen können.
- [7] Auf dem Steckbrett sind R_A und R_B bereits mit je $200\ \Omega$ und R_{EEG} mit $500\ k\Omega$ gewählt. Messen Sie U_{EEG} für diesen Fall und erhöhen Sie anschließend R_A und R_B jeweils auf $2\ k\Omega$ bzw. $20\ k\Omega$.
- [8] Übertragen Sie Ihre dabei ermittelten Messwerte in Tabelle II.1 und berechnen Sie mit dem Taschenrechner die prozentuale **Abweichung** f :



U in V	3,082	R_{EEG} in Ω	$500 \cdot 10^3$
$R_A + R_B$ in Ω	400	$4,0 \cdot 10^3$	$40 \cdot 10^3$
U_{EEG} in V	3,018	2,991	2,782
$f = \frac{U - U_{EEG}}{U} \cdot 100\%$	2,077	2,953	9,734

Tabelle II.1

- [9] Nun soll der Innenwiderstand R_{EEG} variiert werden. Wählen Sie dazu für R_A und R_B jeweils $200\ \Omega$.
- [10] Messen Sie analog zu [7] U_{EEG} , wobei Sie nun für R_{EEG} $5\ k\Omega$, $50\ k\Omega$ und $500\ k\Omega$ wählen.
- [11] Übertragen Sie Ihre Werte in Tabelle II.2 und berechnen Sie ebenfalls f :

U in V	3,082	$R_A + R_B$ in Ω	400
R_{EEG} in Ω	$5,0 \cdot 10^3$	$50 \cdot 10^3$	$500 \cdot 10^3$
U_{EEG} in V	1,037	2,571	3,010
$f = \frac{U - U_{EEG}}{U} \cdot 100\%$	66,353	16,580	2,336

Tabelle II.2



Auswertung:

In Abbildung III.3 finden Sie die $f(R)$ -Diagramme von insgesamt drei idealisierten Messungen. Die R-Achse hat hierbei eine sog. **logarithmische Skalierung**. Welche dieser Kurven passt zu Messwerten, die Sie in Tabelle II.1 bzw. II.2 bestimmt haben? Ordnen Sie zu:

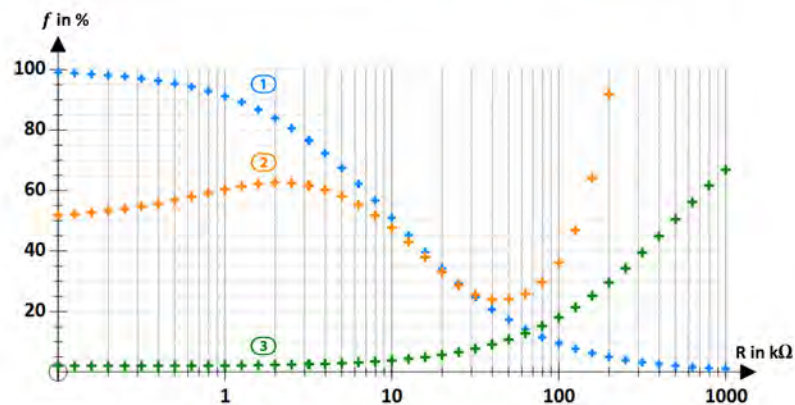
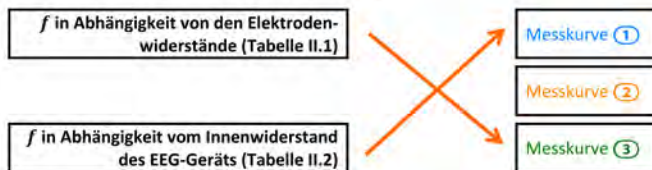


Abbildung II.3: Idealisierte Messkurven

Kreuzen Sie nun, mit Hilfe ihrer aus dem Experiment gewonnen Erkenntnisse die Richtige Antwort an:

Je höher die prozentuale Abweichung f ist, desto

☒ stärker

☐ weniger

ist die am EEG-Gerät ankommende Spannung verfälscht. Werden R_A und R_B

☒ möglichst gering

☐ vollkommen beliebig

☐ möglichst groß

gewählt, so wird diese Abweichung minimiert. Ebenso kommt es zu kaum einer Verfälschung, wenn R_{EEG}

☐ sehr klein

☐ beliebig

☒ besonders groß

gewählt wird.

Theoretische Betrachtung des Ersatzschaltbildes



Wie Sie selbst mit Hilfe des ersten Kirchhoffschen Gesetzes (Maschenregel) herausfinden können, ergibt sich für die prozentuale **Abweichung** f der Zusammenhang

$$f = \frac{100\%}{1 + \frac{R_{EEG}}{R_A + R_B + R_{Gewebe}}}$$

Der Gewebewiderstand ist also ebenfalls eine die Messung beeinflussende Größe, die wir allerdings nur wenig verändern können. Für die Wahl der Elektroden und des Innenwiderstandes ist es dennoch wichtig, eine Größenvorstellung von diesem Widerstand zu besitzen. Hierzu sind in Tabelle III.3 die spezifischen Widerstände der bei einer EEG-Messung relevanten Gewebestrukturen aufgelistet. Dabei wird deutlich, dass der Gewebewiderstand vom Widerstand der Haut dominiert wird. Dieser lässt sich in der Praxis allerdings durch den Einsatz spezielle entwickelter **Elektrodengele**, erheblich verringern.

Gewebeart	spezifischen Widerstand ρ in Ωm
Gehirnflüssigkeit	64
Blut	150
Kortex	300
Knochen	16 000
Haut (<i>sehr variable</i>)	20 000 bis 10^{13}

Tabelle II.3

Frage: Warum ist es für die EEG-Messung günstig, den Hautwiderstand zu verringern? Betrachten Sie zur Beantwortung dieser Frage den oben genannten Formelzusammenhang für die **Abweichung** f .





Elektrodentchnik

In Station II haben wir bereits festgestellt, dass die Elektroden einen der wichtigsten Bereiche der EEG-Technik darstellen. Gleichzeitig sind sie aber mitunter die verwundbarsten Bauelemente und verlangen daher eine genauere Betrachtung. Um den Prozess am Elektroden-Haut-Übergang begreifen zu können, bedarf es eines deutlich detaillierteren Ersatzschaltbildes, das in Abbildung III.1 zu sehen ist.



Elektrodenersatzschaltbild

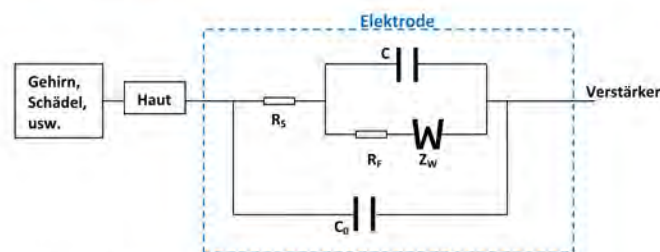


Abbildung III.1: Elektrodenersatzschaltbild

Die Streukapazität C_0 ist in den meisten Fällen zu vernachlässigen und deswegen hier nur der Vollständigkeit halber erwähnt. R_s ist der Widerstand des Elektrodengels und R_f der ohmsche Anteil des Widerstandes des elektrochemischen Prozesses während der Signalableitung. Auf diesen sog. **Faraday-Widerstand**, ebenso wie auf die sog. **Warburg-Impedanz Z_w** , wollen wir erst später eingehen. Zunächst soll der kapazitive Anteil C , der aufgrund der Ausbildung einer **elektrischen Doppelschicht** im Übergangsbereich zwischen Elektrode und Kontaktgel entsteht, in den Vordergrund rücken:



Versuch III.1: Elektrische Doppelschicht und Elektrodenpotenzial

Material am Arbeitsplatz:

- kleines Glasaquarium
- zwei Krokodilklemmen
- zwei Eisennägel
- zwei Kohlenstoffstäbchen
- Handmultimeter
- Verbindungskabel



Abbildung III.2: Versuchsaufbau

Vorbereitung:

- [1] Verbinden Sie rote und schwarze Krokodilklemme mit dem farblich jeweils passenden Verbindungskabel.
- [2] Stellen Sie das Handmultimeter auf den **mV**-Messbereich ein und stecken Sie rotes und schwarzes Verbindungskabel in den "**V**"- bzw. "**COM**"-Anschluss.
- [3] Füllen Sie das Glasaquarium mit Leitungswasser.

Durchführung:

- [4] Klemmen Sie nun an die Krokodilklemmen, wie in Tabelle III.1 angegeben, entweder einen Eisennagel oder ein Kohlenstoffstäbchen.
- [5] Tauchen Sie die so konstruierten Elektroden in das Glasaquarium. Die Krokodilklemmen **müssen** sich, wie in Abbildung III.2 dargestellt, dabei über der Wasseroberfläche befinden.
- [6] Protokollieren Sie in Tabelle III.1 Ihre am Multimeter gemessenen Spannungen.

rote Krokodilklemme	schwarze Krokodilklemme	Spannung zwischen beiden Elektroden in mV
Kohlenstoffstäbchen	Kohlenstoffstäbchen	70
Kohlenstoffstäbchen	Eisennagel	470
Eisennagel	Eisennagel	280

Tabelle III.1

Auswertung:

Bei einer EEG-Messung befindet sich eine Elektrode vereinfacht in einer leitenden Flüssigkeit. Es kommt zum Austritt von Ionen aus der Elektrode in die Lösung und umgekehrt zur Neutralisation von Ionen der Lösung an der Elektrodenoberfläche. Beide Prozesse laufen so lange ab, bis sich ein Gleichgewichtszustand einstellt, wobei ein Überschuss oder Mangel an Ladungsträgern in der Lösung entsteht. Dies hat zur Folge, dass sich am Übergang zwischen Elektrode und Elektrodenlösung, wie in Abbildung III.3 (links) dargestellt, eine **elektrische Doppelschicht** ausbildet. Diese Doppelschicht können wir modellieren als einen geladenen elektrischen Kondensator (Abbildung III.3 rechts). Zwischen den beiden (fiktiven) Platten des Kondensators lässt sich dann aber eine Spannung abgreifen, das sog. **Elektrodenpotenzial**.

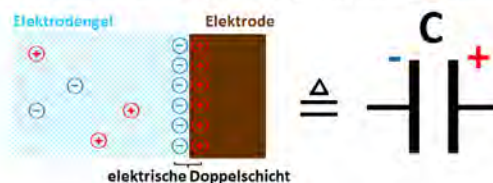
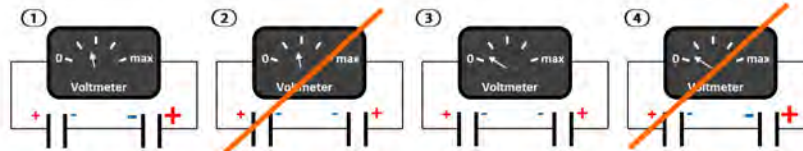


Abbildung III.3: elektrische Doppelschicht

Sowohl im obigen Versuch, als auch bei einer realen EEG-Messung, wird jeweils die Spannung zwischen **zwei** Elektroden gemessen. Bei Ihrer Messung haben Sie zwei Fälle unterschieden: Die Spannung zwischen Elektroden **gleichen** und **unterschiedlichen** Materials. Sie haben nun vier Skizzen zur Auswahl, wobei nur **zwei** Ihre im Experiment gemachten Beobachtungen korrekt erklären. Die elektrischen Doppelschichten der Elektroden wurden dabei analog zu Abbildung III.3 durch geladene Kondensatoren ersetzt, wobei deren Ladung umso größer ist, je größer die Plus- bzw. Minuszeichen sind. Finden Sie die beiden korrekten Skizzen, streichen Sie die beiden falschen durch und begründen Sie kurz Ihre Auswahl.



Begründung: In Skizze 1 sind die Kondensatoren unterschiedlich stark geladen und der Voltmeterauschlag ist groß → Die Skizze beschreibt Elektroden unterschiedlichen Materials. In Skizze 3 sind die Kondensatoren in etwa gleich stark geladen und der Voltmeterauschlag ist gering → Die Skizze beschreibt Elektroden gleichen Materials.



Frage: Sollten bei einer EEG-Messung Elektroden aus gleichem oder aus unterschiedlichem Material verwendet werden und warum? Diskutieren Sie diese Frage in der Gruppe.

Materialabhängigkeit des Elektrodenverhaltens

Wie wir bereits wissen, erfassen die Elektroden im EEG kortikale Feldpotenziale. Beim Abgriff dieser sich zeitlich verändernden Potenziale, zeigen die Elektroden, je nachdem aus welchem Material sie bestehen, ein unterschiedliches Verhalten. Der Faraday-Widerstand und die Warburg-Impedanz aus Abbildung III.1 spielen dabei die entscheidende Rolle. Dieses Verhalten, wollen wir in folgendem Modellversuch kennenlernen:



Versuch III.2: Metall- vs. Nichtmetallelektroden

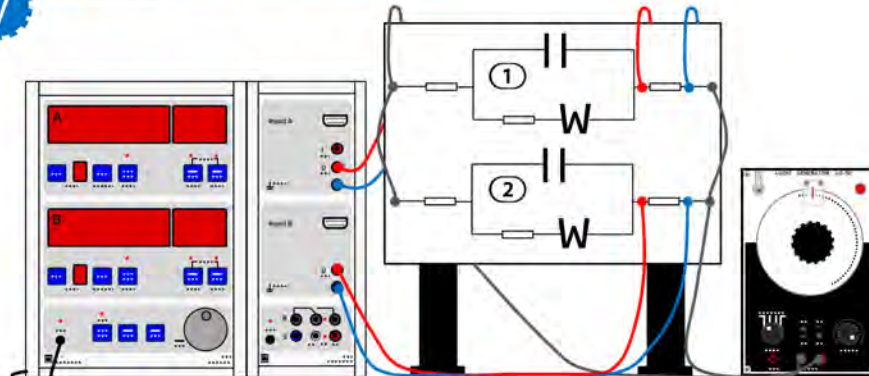


Abbildung III.4: Versuchsaufbau

Material am Arbeitsplatz:

- Stecktafel mit zwei Elektrodenersatzschaltungen
- Wechsellspannungsgenerator
- Sensor-CASSY mit CASSY-Display
- Verbindungskabel

Vorbereitung:

- [1] Der Versuch ist bereits fertig für Sie aufgebaut. Sie brauchen keine weiteren Voreinstellung vorzunehmen.

- [2] Auf dem Steckbrett sind **zwei verschiedene** Elektrodenersatzschaltungen aufgebaut: Schaltung ① verhält sich dabei wie eine Elektrode aus Metall und Schaltung ② wie eine Elektrode aus einer Metall-Salz-Legierung.
- [3] Die **Anzeige A** des CASSY-Display, zeigt die Spannung an, die am Messwiderstand hinter der Ersatzschaltung ① (also hinter der Elektrode) und **Anzeige B** jene, die hinter Ersatzschaltung ② ankommt.
- [4] **Behalten Sie im Hinterkopf, dass dieser Modellversuch so konstruiert ist, dass er das Frequenzverhalten realer EEG-Elektroden im Verhältnis 10:1 wieder gibt (d.h. 10 Hz im Versuch entsprechen 1 Hz in der Realität).**



Durchführung:

- [5] Schalten Sie den Wechselspannungsgenerator ein. Wie Sie an dem großen weißen Stellrad und dem kleinen schwarzen Drehknopf (unten links) ablesen können, erzeugt der Generator aktuell eine Wechselspannung von 2000 Hz.
- [6] Welche Spannungen zeigt das CASSY-Display an? Protokollieren Sie diese in Tabelle III.2.
- [7] Stellen Sie nun den kleinen schwarzen Drehknopf auf „1“. Der Generator erzeugt nun eine 200-Hz-Wechselspannung. Protokollieren Sie ebenfalls diesen Messwert.
- [8] Drehen Sie nun **langsam**, mit Hilfe des großen weißen Stellrads, die Frequenz herunter. Halten Sie an den in Tabelle III.2 vorgegeben Frequenzwerten kurz ein, um auch die hierzu gehörigen Spannungen protokollieren zu können.

Wechselspannungsfrequenz f in Hz	2000	200	150	100	80	60	40	30	25	20
Spannung U_1 hinter Elektrode ① in V	1,64	1,33	1,23	1,04	0,93	0,81	0,67	0,58	0,52	0,47
Spannung U_2 hinter Elektrode ② in V	1,60	1,49	1,49	1,50	1,50	1,50	1,50	1,50	1,50	1,49

Tabelle III.2

Auswertung:

Wie bereits erwähnt, ist das Verhalten von R_f und Z_w für die in Versuch III.2 beobachteten Phänomene verantwortlich.

Der **Faraday-Widerstand** lässt sich einfach erklären:

Er ist der ohmsche Anteil des Übergangsbereichs zwischen Elektrodengel und Elektrode, der umso geringer ist je größer die Kontaktfläche ist.

Deutlich schwieriger ist dies bei der **Warburg-Impedanz**:

Sie ist ein Maß für die Diffusion von Ionen zwischen Elektrodengel und Elektrode. Quantitativ lässt sie sich allerdings nur mit Hilfe der komplexen Zahlen (Zahlen bei denen auch das Wurzelziehen aus negativen Zahlen erlaubt ist) erklären, was für uns allerdings nicht möglich ist.

Was wir aber beschreiben können ist das gemeinsame Verhalten von R_f und Z_w bei Metall- und Metall-Salz-Legierungs-Elektroden anhand von Versuch III.2. Füllen Sie dazu die Lücken im nachfolgenden Absatz:



Metall-Elektroden lassen nur Potenzi­alschwankungen ungehindert passieren, die eine bestimmte Mindestfrequenz besitzen. Sie haben daher dieselbe Wirkung, wie ein sog. Hochpassfilter.

Metall-Salz-Legierungs-Elektroden (z.B. Ag-AgCl-Elektroden) haben hingegen kaum Filterwirkung. Warburg-Impedanz und Faraday-Widerstand verhalten sich hierbei beide wie ohmsche Widerstände und überbrücken so die elektrische Doppelschicht.

Ziel der Elektroenzephalographie ist es, Potenzi­alschwankungen an der Schädeloberfläche möglichst unverfälscht zu erfassen. Reine Metall-Elektroden sind daher in der Regel für eine EEG-Messung ungeeignet.

Wörterpool:

ungeeignet, isolieren, starke, Höchstfrequenz, kaum, Mindestfrequenz, überbrücken, gut geeignet



Verstärkertechnik und Ableitung eines EEG-Signals

Die mit den Elektroden an der Schädeloberfläche abgegriffenen Potentialschwankungen bewegen sich meistens im Bereich von maximal $100 \mu\text{V}$. Für eine sinnvolle Messung des EEGs ist es daher notwendig, die erfassten Potentiale massiv zu verstärken. Um Signalstörungen weitgehend eliminieren zu können werden für diesen Zweck sog. Differenzverstärker verwendet.

Der Differenzverstärker

Differenzverstärker sind elektronische Verstärker mit zwei Eingängen, die üblicherweise mit **A** und **B** bezeichnet werden (vgl. Abbildung IV.1). Wie der Name bereits andeutet, ist das Ausgangssignal eines Differenzverstärkers die **verstärkte Differenz** der beiden Eingangssignale $U_A(t)$ und $U_B(t)$, wobei deren **Vorzeichen mit zu berücksichtigen** sind. Das EEG-Gerät misst also nicht die Potentialschwankungen an der Schädeloberfläche, sondern die Potentialdifferenz zwischen zwei Punkten! Wir wollen den Differenzverstärker aus physikalischer Sicht nun etwas genauer betrachten. Hierzu verwenden wir die Computersimulation, die in Abbildung IV.2 dargestellt ist:

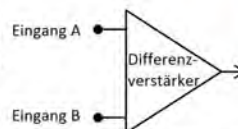


Abbildung IV.1: Differenzverstärker (symbolisch)

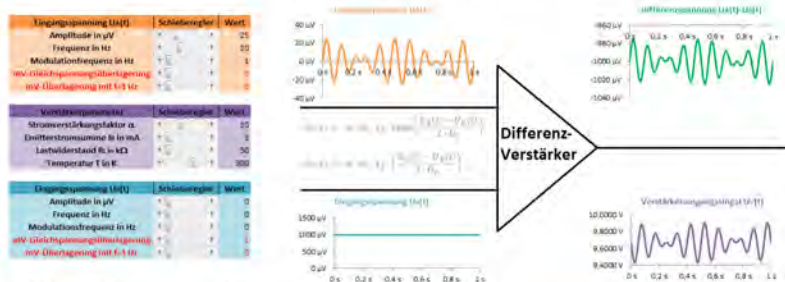


Abbildung IV.2: Simulation eines Differenzverstärkers

Im **orangenen** und **blauen Kasten** können verschiedene Eingangssignale $U_A(t)$ und $U_B(t)$ simuliert werden. Dazu werden die **Schiebereglern** verwendet oder der gewünschte Wert direkt mit der Tastatur in das entsprechende Feld eingetragen. Das zugehörige **U(t)-Diagramm** wird direkt daneben in der entsprechenden Farbe angezeigt. Zudem wird im **grünen Diagramm** (oben rechts) die **unverstärkte Differenzspannung** $U_A(t) - U_B(t)$ und im **violetten Diagramm** (unten rechts) die **verstärkte Ausgangsspannung** $U_V(t)$ angezeigt. Die Parameter des Differenzverstärkers im **violetten Kasten** dürfen nicht mehr verändert werden, da diese bereits optimal eingestellt sind.

Zwischen den beiden Diagrammen der Eingangsspannung finden Sie den Formelzusammenhang zwischen $U_V(t)$ und den beiden Eingangsspannungen $U_A(t)$ und $U_B(t)$. Was Ihnen hier auffallen soll ist, dass eine mathematische Funktion auftaucht, die Sie noch nicht kennen, der sog. **Tangens Hyperbolicus** (**tanh**).



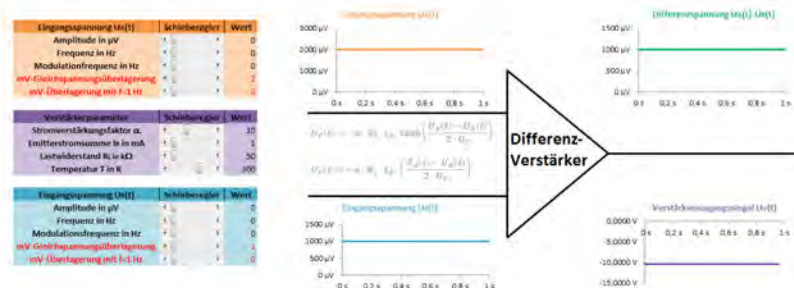
Wir wollen diese Formel nun nicht herleiten und auch nicht in ihre Einzelbestandteile zerlegen, sondern durch verschiedene simulierte Szenarien mehr über den Verstärkungsprozess im EEG-Gerät erfahren:



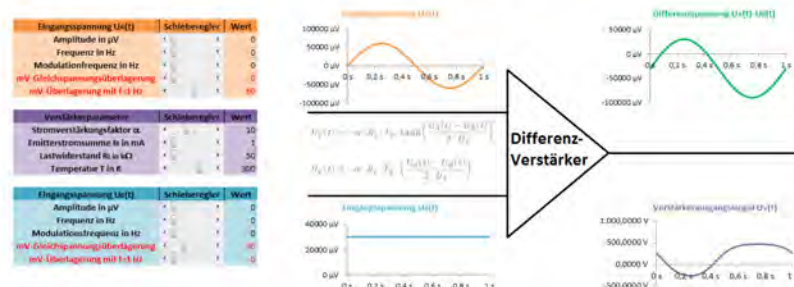
Simulation IV.1: Grundlagen der Differenzverstärkung

Durchführung:

- [1] Simulieren Sie eine Gleichspannung von 2 mV am **Eingang A** des Differenzverstärkers und am **Eingang B** eine Gleichspannung von 1 mV (vgl. Abbildung IV.3).
- [2] In Abbildung IV.3 fehlt der Verlauf der verstärkten Ausgangsspannung $U_V(t)$. Ergänzen Sie diesen.



- [3] Simulieren Sie nun, wie in Abbildung IV.4, das Verhalten des Differenzverstärkers für große Spannungen. Wählen Sie dazu am **Eingang A** eine sinusförmige Wechselspannung mit $f = 1$ Hz und einer Amplitude von 60 mV. Auf **Eingang B** geben Sie eine 30 mV Gleichspannung.
- [4] Ergänzen Sie zudem auch in Abbildung IV.4 den Verlauf von $U_V(t)$.



Beobachtung und Ergebnis:



In [1] erhalten wir eine Ausgangsspannung von -10 V. Der Differenzverstärker verstärkt also nicht nur die Eingangs-Differenzspannung, sondern dreht auch dessen Vorzeichen um. Hieraus folgt die sog. **Polaritätskonvention**: Das gemessene EEG-Signal ist genau dann positiv, wenn die abgegriffene Potenzialdifferenz negativ ist und umgekehrt.

Für große Spannungen, wie in [3] simuliert, verzerrt der Differenzverstärker die Eingangssignale. Um eine Verfälschung der EEG-Messung zu vermeiden, müssen daher bei der Elektroenzephalographie große Spannungen vor der eigentlichen Verstärkungen herausgefiltert werden.

Vorrang des Eingangs A und 10-20-System

Bei einer EEG-Messung erhalten wir als Messkurve immer nur das Ausgangssignal des Differenzverstärkers, also die verstärkte Differenz der Potenziale, die an zwei Elektroden erfasst wird. Bei der Elektroenzephalographie interessieren uns aber Potenzienschwankungen an bestimmten Punkten der Schädeloberfläche und nicht die Differenz zwischen zwei Punkten. Um dieses Problem zu lösen, hat man folgende Vereinbarung getroffen:

Der Eingang A des Differenzverstärkers hat Vorrang, d. h. die Elektrode am Eingang A misst immer das Potenzial von Interesse und das Potenzial an Eingang B bildet hierzu lediglich einen Bezugspunkt (Referenz).

Um eine sinnvolle Messung vornehmen zu können ist es zudem notwendig, dass die Elektroden nach einem einheitlichen System am Kopf platziert werden. Das sog. **10-20-System**, das in Abbildung IV.5 dargestellt ist, ist hierbei am meisten verbreitete System. Da die Größe des Schädels bei jedem Menschen unterschiedlich ist, werden die möglichen **Elektrodenpositionen in Relativabständen zu vier Standardpunkten des Kopfes** bestimmt. Jeder Ableitpunkt trägt zudem einen charakteristischen Namen, der seine Position am Schädel grob beschreibt. Beispielsweise bedeutet **Fp2**, dass die Elektrode hier am Pol des rechten Frontirhnlappen liegt.

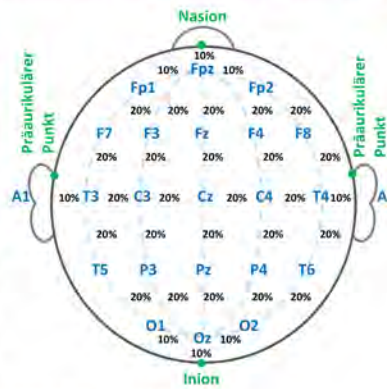


Abbildung IV.5: Das 10-20-System

Bezugspunktwahl und Arten der Ableitung beim 1-Kanal-EEG

Wie bereits erwähnt, liegt am Eingang B des Differenzverstärkers stets der Bezugspunkt der EEG-Messung an. Je nachdem, wie dieser Bezugspunkt gewählt wird, unterscheidet man nun zwei Grundtypen der EEG-Ableitung, die Referenz- und die bipolare Ableitung:

Simulation IV.2: Referenz- und bipolare Ableitung

Durchführung:

- [1] Bei der **Referenzableitung** wird ein neutraler Bezugspunkt gewählt, d. h. ein Ableitungspunkt an dem kaum Potenzienschwankungen auftreten und somit am Eingang B des Differenzverstärkers idealerweise 0 V anliegen (Abbildung IV.6). In der Praxis hat sich hierfür vor allem die Referenz am Ohrfläppchen (also die Punkte A1 und A2) durchgesetzt.

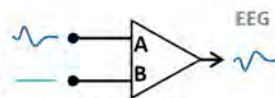


Abbildung IV.6: Referenzableitung

- [2] Simulieren Sie diesen Fall. Wählen Sie dazu am Eingang A die Amplitude mit 25 μV , die Frequenz mit 10 Hz und die Modulationsfrequenz mit 1 Hz.
- [3] Was beobachten Sie am Ausgangssignal?

Das Eingangssignal wird unverfälscht verstärkt.

- [4] An Eingang A und Eingang B des Differenzverstärkers liegen bei **bipolarer Ableitung** benachbarte Ableitungspunkte an der Kopfoberfläche an (z.B. an den Punkten **Fpz** und **Fp1**). Bipolare Ableitungen besitzen im Gegensatz zu Referenzableitungen also **keinen** neutralen Bezugspunkt. Da sich die Potenzienschwankungen an nahe beieinanderliegenden Punkten oftmals sehr ähneln, kann es, je nach Amplitudenverhältnis, zu **Verringerung**, **Auslöschung** oder **Umkehrung** des Ausgangsignals kommen (vgl. Abbildung IV.7).

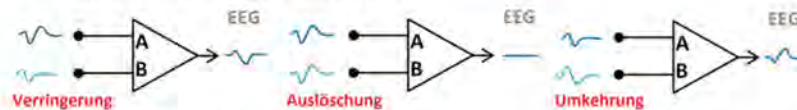


Abbildung IV.7: Bipolare Ableitung

- [5] Simulieren Sie an Eingang A und B die gleiche Potenzienschwankung wie in [2] beschrieben. Welchen der drei oben genannten Fälle erhalten Sie? Auslöschung
- [6] Verändern Sie mit den Schieberegler die Schwankungen nun so, dass Sie auch die beiden anderen Fälle simulieren.



Gruppendiskussion:

Diskutieren Sie folgenden Fragen in der Gruppe:

- [1] Welche Vor- und welche Nachteile besitzen beide oben genannten Ableitungstypen?
- [2] Wäre es bei der bipolaren Ableitung auch sinnvoll, die Elektroden an Eingang A und B an zwei weit entfernte Punkte des 10-20-Systems (z.B. **Fpz** und **Oz**) zu platzieren?
- [3] Abbildung IV.8 zeigt eine dritte Form der Ableitung, die sog. **Quellen-** oder **Laplace-Ableitung** (diese wird z.B. von einem Messgerät verwendet, das Sie in Station VI und VII kennenlernen werden). Bei dieser wird der Bezugspunkt technisch aus insgesamt vier benachbarten Ableitungspunkten gebildet. Erklären Sie, warum man die Quellenableitung sowohl als eine Art von Referenz-, als auch als eine Form von bipolarer Ableitung interpretieren kann. **Tipp:** Die schwarzen Elektroden befinden sich jeweils am Eingang B eines Differenzverstärkers. Diese Differenzverstärker sind über gleich große ohmsche Widerstände miteinander in einem Punkt verbunden.

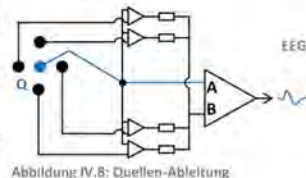


Abbildung IV.8: Quellen-Ableitung



Artefakte im Elektroenzephalogramm

De facto ist ein EEG-Messgerät nichts anderes als ein Präzisionsvoltmeter. Die Elektroden können damit neben den Differenzen kortikaler Feldpotenziale auch Potenzialdifferenzen registrieren, die ihren Ursprung nicht in der Aktivität der Hirnrinde besitzen. Solche Potenzialdifferenzen, die dann auch in der gemessenen EEG-Kurve sichtbar sind, bezeichnet man als **Artefakte**. Sie können sowohl messtechnisch bedingt, als auch das Ergebnis nicht kortikaler bioelektrischer Prozesse sein (**biologische Artefakte**). Es erklärt sich von selbst, dass es von größter Bedeutung ist, Artefakte von der eigentlichen EEG-Messkurve unterscheiden zu können. Deshalb sollen Sie in den nun folgenden Versuchen einen Überblick über die wichtigsten Artefakte bekommen.



Versuch V: Artefakte im Elektroenzephalogramm

Material am Arbeitsplatz:

- Mindwave 1-Kanal-EEG-Gerät
- Laptop
- Desinfektionsspray
- Taschentücher



Abbildung V.1: Versuchsaufbau



Vorbereitung:

- [1] Das EEG-Gerät ist für Sie bereits kalibriert. Sie müssen keine Voreinstellungen mehr vornehmen.
- [2] Bestimmen Sie in Ihrer Gruppe einen Schüler, der an das Messgerät angeschlossen wird und einen weiteren, der den Laptop bedient.

Für den Schüler am Messgerät (die Versuchsperson):

- [3] Legen Sie das EEG-Headset, wie in Abbildung V.1 dargestellt an. **Lassen Sie sich dabei evtl. von einem Mitschüler oder dem Betreuer helfen.**
- [4] Setzen Sie dazu das Headset auf und stellen Sie es so ein, dass es stabil auf Ihrem Kopf sitzt und klemmen Sie die Referenzelektrode an Ihr Ohrfläppchen.
- [5] Durch ein mechanisches Gelenk können Sie nun die Messelektrode nach unten drehen, sodass sie (in etwa) am **Fpz-Punkt** des 10-20-Systems platziert ist.
- [6] **Achten Sie darauf dass die Messelektrode stets Kontakt mit der Haut besitzt und dass sich keine Haare zwischen Elektrode und Haut befinden.**
- [7] **Wenn Sie später das Headset wieder ablegen, vergessen sie nicht die Messelektrode mit etwas Desinfektionsspray auf einem Taschentuch zu reinigen.**



Für den Schüler am Laptop:

- [8] Auf dem Laptop ist für Sie das Messprogramm "openvibe" bereits geöffnet und eingestellt.
- [9] Mit dem „▶-Button“ (in der Symbolleiste) können Sie eine Messung starten, mit „||“ diese unterbrechen und mit „■“ wieder beenden.

- [10] Wenn Sie eine Messung starten, öffnet sich ein neues Fenster. In diesem werden **zwei** EEG-Kurven Ihres Mitschülers dargestellt; Oben befindet sich die tatsächliche **Roh-EEG-Kurve**, die am Ausgang des Differenzverstärkers abgegriffen wird und unten die **medizinische EEG-Kurve**. Diese ist in besondere Art und Weise gefiltert, wie sie in Station VI noch erfahren werden.



Durchführung:

- [11] Wir "erzeugen" nun nacheinander künstlich Artefakte verschiedenen Typs. Betrachten Sie die Messkurve und ordnen Sie auf der nächsten Seite mit Hilfe Ihrer Beobachtungen die Kurvenabschnitte A bis G den Artefaktarten 1 bis 7 zu. **Tipp:** Beachten Sie auch die Skalierung der Kurvenabschnitte!
- [12] **Ausfall der Referenzelektrode:** Starten Sie eine neue Messung. Nach ca. 5 s klemmen Sie die Referenzelektrode vom Ohrfläppchen der Versuchsperson ab. Warten Sie einige Sekunden und drücken Sie dann auf Pause.
- [13] **Artefakte durch Berührung der Elektroden:** Starten Sie eine Messung. Ein weiterer Schüler berührt nun leicht in regelmäßigen Abständen die Messelektrode an der Stirn der Versuchsperson. Betrachten Sie den zeitgleich aufgenommenen Kurvenverlauf.
- [14] Starten Sie nun eine neue Messung. Zunächst blinzelt die Versuchsperson in regelmäßigen Abständen und anschließend bewegt sie die Augen in verschiedene Richtungen (nicht den Kopf mitbewegen!). Beobachten Sie dabei den Kurvenverlauf.



Augenartefakte: Augenartefakte sind die häufigsten aller biologischen Artefakte. Ähnlich wie in der Hirnrinde bildet sich auch im Auge ein **elektrischer Dipol** zwischen Horn- und Netzhaut aus, wobei die Hornhaut gegenüber der Netzhaut positiv geladen ist (vgl. Abbildung V.2). Sowohl der Lidschlag, als auch die *Bewegung des Augapfels* selbst verändern das von den EEG-Elektroden erfasste elektrische Potenzial dieses Dipols und führen deshalb zu einem massiven Ausschlag der EEG-Kurve (im letzten Fall bewegt sich der Dipol quasi mit dem Auge mit, was in Abbildung V.2 angedeutet ist).

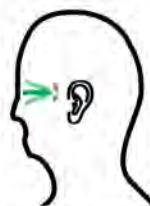


Abbildung V.2: Augendipol

- [15] Starten Sie eine neue Messung. Die Versuchsperson streckt nun die Zunge soweit wie möglich heraus und bewegt diese anschließend schnell hin und her. Was beobachten Sie?



Glossokinetische Artefakte: Diese Form der Artefakte werden durch die *Bewegung der Zunge* erzeugt. Ähnlich wie das Auge, bilden die Sinneszellen der Zunge einen **elektrischen Dipol** aus, wobei die Zungenspitze negativ bezüglich des Zungengrunds geladen ist (vgl. Abbildung V.3). Daher haben glossokinetische Artefakte oft starke Ähnlichkeit mit Augenartefakten.



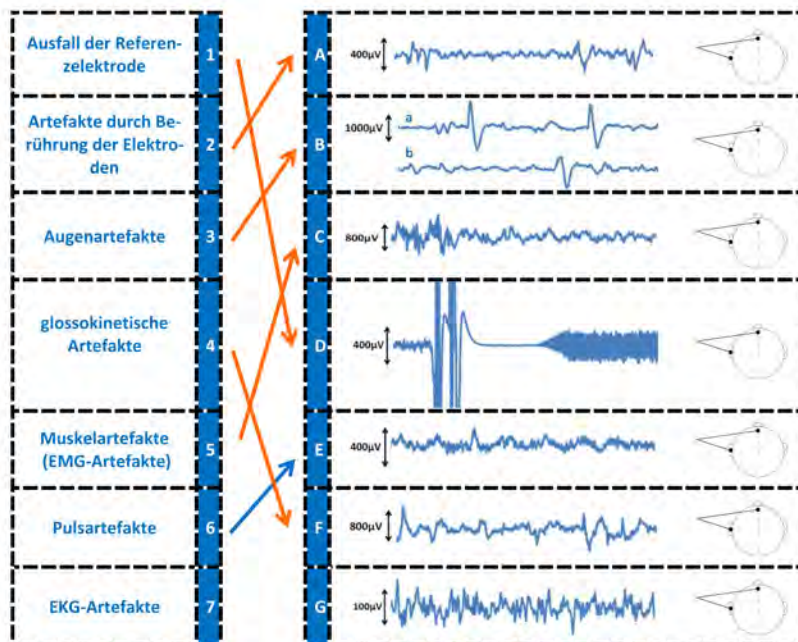
Abbildung V.2: Zungendipol

- [16] **Muskelartefakte:** Auch die Anspannung von Muskel ist ein elektrophysiologischer Prozess. Muskelartefakte können daher von jedem den Ableitelektroden naheliegenden Muskel erzeugt werden und haben oft eine sehr unterschiedliche Form.

Wir wollen uns hier nur die Kiefermuskulatur ansehen. Starten Sie dazu eine neue Messung. Die Versuchsperson bewegt nun ihren Kiefer schnell auf und zu. Beobachten Sie den Kurvenverlauf.

- [17] **Pulsartefakte:** Pulsartefakte treten immer an Einzelelektroden auf, wenn sich diese in unmittelbarer Nähe eines pulsierenden Blutgefäßes befinden. Durch das pulsieren dieses Gefäßes ändert sich die elektrische Doppelschicht an der Elektrodenoberfläche, was zu einer sägezahnförmigen Schwankung der EEG-Kurve führt.

Starten Sie eine neue Messung. Die Versuchsperson rennt nun aus dem Laborraum in das nahe-
liegende Treppenaus und läuft die Treppen so lange auf und ab bis sich ihr Puls deutlich erhöht
hat (mindestens drei Mal auf und ab rennen!). Anschließend rennt die Versuchsperson ins Labor
zurück und nimmt auf einem Stuhl Platz. Betrachten Sie nun die Messkurve.





Herzschlag und EKG-Artefakte

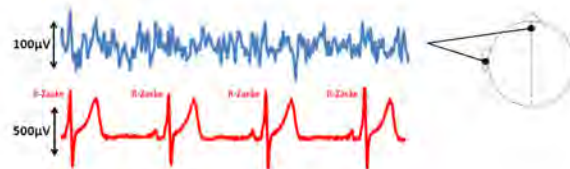


Abbildung V.3: EKG-Artefakte.

Abbildung V.3 zeigt die in der Durchführung übrig gebliebene Messkurve G. Es scheint zunächst so zu sein, dass diese frei von Artefakten ist. Ist dies wirklich so? Diskutieren Sie dies gemeinsam in der Gruppe. Betrachtet Sie dabei die gleichzeitig aufgezeichnete Herzschlagkurve (EKG-Kurve).



Ähnlich wie die Augen oder die Zunge bildet das Herz ebenfalls einen **elektrischen Dipol** aus. Dieser **rotiert**, wie in Abbildung V.4 dargestellt, auf einer **bestimmten Bahn** innerhalb des Brustkorbes. Weit auseinander liegende Elektroden des EEG-Geräts, insbesondere bei einer Referenzableitung, können das elektrische Feld dieses Dipols, wenn auch nur leicht erfassen. Die Folge ist, dass EKG-Artefakte oftmals nur schwer von der eigentlichen EEG-Kurve unterscheiden lassen. Sie verraten sich in der Regel durch ihren regelmäßigen Rhythmus, vor allem aber durch die sog. **R-Zacke des QRS-Komplexes** (positive und große Spannungszacke im EKG während eines Herzschlags, vgl. Abbildung V.3). Deswegen ist es in der Praxis üblich, dass bei einer EEG-Aufzeichnung auch stets ein EKG aufgenommen wird, um EKG-Artefakte zweifelsfrei vom Elektroenzephalogramm unterscheiden zu können. Sind EKG-Artefakte jedoch deutlich im EEG erkennbar, kann dies allerdings auch ein Hinweis auf eine Fehlstellung des Herzdipols im Brustkorb, also auf eine Erkrankung des Herzens sein.



Abbildung V.3t: Dipol des Herzens



Auswertung des Elektroenzephalogramms

Mit dem Abschluss von Station V haben wir nun alle Aspekte zusammengetragen, die notwendig sind, um die Elektroenzephalographie begreifen zu können. Was allerdings noch nicht beantwortet worden ist, ist die Frage, wie eine so aufgezeichnete Kurve sinnvoll ausgewertet werden kann.

Parameter einer EEG-Kurve und EEG-Bänder

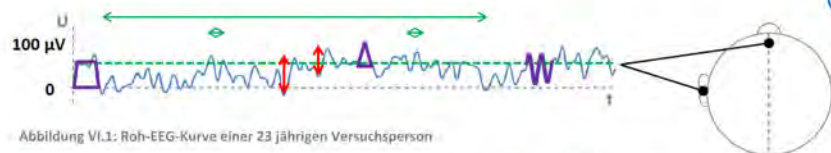


Abbildung VI.1: Roh-EEG-Kurve einer 23-jährigen Versuchsperson

Abbildung VI.1 zeigt eine Roh-EEG-Kurve. Zur Auswertung einer solchen EEG-Kurve wird diese anhand folgender Parameter charakterisiert:

- Amplitude:** Absolute Höhe eines Spannungsausschlags. Dieser wird hier von einem Tiefpunkt zum nächsten Hochpunkt gemessen („peak to peak“)
- Morphologie:** Beschreibung der geometrischen Form der Kurve (**dreiecks-, trapez-, sinusförmig...**)
- Frequenz:** Sie ist der **wichtigste** Parameter der Elektroenzephalographie. Definiert ist die Frequenz als Kehrwert der Zeit zwischen zwei gleichartigen Durchgängen an einer gedachten, horizontalen Linie, die einem ebenfalls vorhandenen Gleichspannungsanteil der EEG-Kurve entspricht (---).

ACHTUNG: Die Ausschläge einer EEG-Kurve bezeichnet man zwar auch als **EEG-Welle**, es handelt sich aber nicht um physikalische Welle, da sie nicht das Ergebnis eines Schwingungsprozesses gekoppelter Oszillatoren sind!



Generell erinnert die Roh-EEG-Kurve eher an ein chaotisches Rauschen, das nur schwer auszuwerten ist. Durch Filterung auf bestimmte Frequenzintervalle (**EEG-Bänder**) kann dieses Problem aber behoben werden. Die Grenzen der üblichen EEG-Bänder sind historisch bedingt und beruhen auf empirischen Erfahrungen der diagnostischen Praxis (vgl. Tabelle VI.1). Die gefilterte Messkurve bezeichnet man entsprechend dem Namen des EEG-Bandes als α -EEG, β -EEG,... bzw. die Kurvenausschläge als α -Welle, β -Welle, usw.

Frequenzintervall	Name des EEG-Bandes
$f \leq 1 \text{ Hz}$	Sub- δ -Band (Sub- δ -Band)
$1 \text{ Hz} < f \leq 4 \text{ Hz}$	δ -Band (Delta-Band)
$4 \text{ Hz} < f \leq 8 \text{ Hz}$	θ -Band (Theta-Band)
$8 \text{ Hz} < f \leq 13 \text{ Hz}$	α -Band (Alpha-Band)
$13 \text{ Hz} < f \leq 30 \text{ Hz}$	β -Band (Beta-Band)
$30 \text{ Hz} < f$	γ -Band (Gamma-Band)

Tabelle VI.1

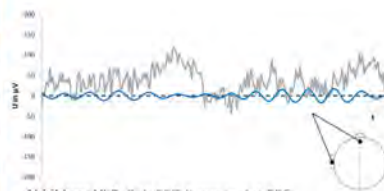


Abbildung VI.2: Roh-EEG-Kurve und α -EEG



Versuch VI.1: EEG-Bänder

Material am Arbeitsplatz:

- Mindwave 1-Kanal-EEG-Gerät
- Laptop
- Desinfektionsspray
- Taschentücher



Abbildung VI.3: Versuchsaufbau

Vorbereitung:

- [1] Das EEG-Gerät ist für sie bereits kalibriert. Sie müssen keine Voreinstellungen mehr vornehmen.
- [2] Bestimmen Sie in Ihrer Gruppe einen Schüler, der an das Messgerät angeschlossen wird und einen weiteren, der den Laptop bedient.
- [3] Die restliche Vorbereitung des Versuchs erfolgt analog zum Versuch V, das Messprogramm „openvibe“ ist lediglich für diesen Versuch angepasst worden.
- [4] Wenn Sie nun eine Messung starten, öffnet sich ein neues Fenster, indem insgesamt sechs EEG-Kurven der Versuchsperson dargestellt werden: Die Roh-EEG-Kurve und das α -EEG, das β -EEG und das γ -EEG, sowie das δ -EEG und das θ -EEG.



Durchführung:

- [5] Starten Sie eine neue Messung und beobachten Sie das α -EEG der Versuchsperson. Kreuzen Sie Ihre dabei gemachten Beobachtungen in Tabelle VI.2 an.

α -EEG	
Amplitude	Morphologie
<input type="radio"/> niedrig (ca. 30 μ V)	<input checked="" type="checkbox"/> sinus- und spindelförmig
<input checked="" type="checkbox"/> mittelhoch (ca. 50 μ V)	<input type="radio"/> dreiecks- und spindelförmig
<input type="radio"/> hoch (ca. 100 μ V)	<input type="radio"/> trapezförmig
	<input type="radio"/> bogenförmig
	<input type="radio"/> chaotisch

Tabelle VI.2

- [6] Betrachten Sie nun nacheinander das β -, δ - und das θ -EEG und kreuzen Sie auch hier Ihre gemachten Beobachtungen in Tabelle VI.3, VI.4 und VI.5 an.



- [7] Achten Sie beim Ankreuzen darauf, dass sich die Amplituden in der Tabelle (wie in der Diagnostik üblich) auf den zuvor ermittelten Amplitudenwert im α -EEG beziehen.

β -EEG	
Amplitude	Morphologie
<input type="radio"/> niedrig (ca. halbe α -EEG-Amplitude)	<input type="radio"/> sinus- und spindelförmig
<input checked="" type="radio"/> mittelhoch (gleiche Amplitude wie im α -EEG)	<input checked="" type="radio"/> dreiecks- und spindelförmig
<input type="radio"/> hoch (höhere Amplitude als im α -EEG)	<input type="radio"/> trapezförmig
	<input type="radio"/> bogenförmig
	<input type="radio"/> chaotisch

Tabelle VI.3

δ -EEG	
Amplitude	Morphologie
<input checked="" type="radio"/> niedrig (gleiche Amplitude wie im α -EEG)	<input type="radio"/> sinus- und spindelförmig
<input type="radio"/> mittelhoch (ein bis zweifache α -EEG-Amplitude)	<input type="radio"/> dreiecks- und spindelförmig
<input type="radio"/> hoch (ca. doppelte α -EEG-Amplitude)	<input type="radio"/> trapezförmig
<input type="radio"/> sehr hoch (höhere Amplitude als die doppelte α -EEG-Amplitude)	<input checked="" type="radio"/> bogenförmig
	<input type="radio"/> chaotisch

Tabelle VI.4

θ -EEG	
Amplitude	Morphologie
<input checked="" type="radio"/> niedrig (gleiche Amplitude wie im α -EEG)	<input type="radio"/> sinus- und spindelförmig
<input type="radio"/> mittelhoch (ein bis zweifache α -EEG-Amplitude)	<input type="radio"/> dreiecks- und spindelförmig
<input type="radio"/> hoch (ca. doppelte α -EEG-Amplitude)	<input checked="" type="radio"/> trapezförmig
<input type="radio"/> sehr hoch (höhere Amplitude als die doppelte α -EEG-Amplitude)	<input type="radio"/> bogenförmig
	<input type="radio"/> chaotisch

Tabelle VI.5

- [8] Wählen Sie nun das γ -EEG aus. Welche der Morphologiebeschreibungen aus Tabelle IV.2 bis IV.5 beschreibt die Morphologie der γ -Wellen am besten?

<input type="radio"/> sinus- und spindelförmig	<input type="radio"/> dreiecks- und spindelförmig	<input type="radio"/> trapezförmig	<input type="radio"/> bogenförmig	<input checked="" type="radio"/> chaotisch
--	---	------------------------------------	-----------------------------------	--

- [9] Der Versuch ist nun beendet. Setzen Sie das EEG-Headset jedoch **nicht** ab, das Sie im anschließenden Versuch VI.2 erneut eine EEG-Kurve aufzeichnen.



Medizinische EEG-Kurve

Wie wir im letzten Teil von Versuch VI.1 festgestellt haben, hat das γ -EEG eine chaotische Morphologie und ist deshalb besonders schwierig auswertbar. Daher spielt es bis heute meist nur in der Grundlagenforschung und kaum in der tatsächlichen medizinischen Praxis eine Rolle. **Viel mehr noch:** Da es bis jetzt noch keine gängige diagnostische Anwendungsmöglichkeit für das γ -EEG gibt, wird es von vielen EEG-Geräten bereits vorab herausgefiltert. Insgesamt wird damit von medizinischen EEG-Geräten meist nur der Frequenzbereich echt größer Null (d. h. auch der Gleichspannungsanteil der EEG-Kurve wird herausgefiltert) bis maximal 30 Hz erfasst, was dem medizinischen EEG entspricht, dass wir in Versuch V bereits kennengelernt haben. Abbildung VI.4 zeigt die Roh-EEG Kurve aus Abbildung VI.1 und das zugehörige medizinische EEG.

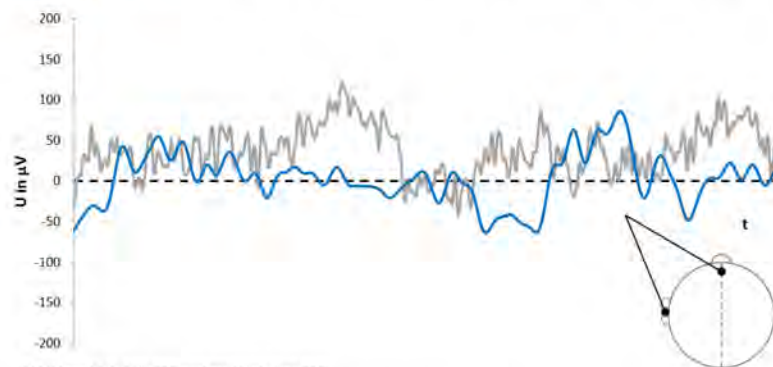


Abbildung VI.4: Roh-EEG und medizinisches EEG

Wir haben nun die wichtigsten EEG-Bänder kennengelernt. Am Beispiel des α -EEG wollen wir nun noch einen Einblick in deren Bedeutung bekommen:



Versuch VI.2: Das α -EEG

Aufbau und Vorbereitung dieses Versuchs sind identisch zu Versuch VI.1. Sie können also direkt mit der Durchführung beginnen.

Durchführung:

- [1] Starten Sie eine neue Messung und beobachten Sie das α -EEG der Versuchsperson.
- [2] Die Versuchsperson schließt nun die Augen und versucht sich zu entspannen. Die übrigen Mitschüler beobachten den Verlauf seines α -EEG.
- [3] Kreuzen Sie Ihre dabei gemachten Beobachtungen an:

Der Anteil deutlich sichtbarer α -Wellen bei geschlossenen Augen...
☐ nimmt deutlich ab. ☐ ist genau so groß wie bei offene Augen. ☒ nimmt deutlich zu.
- [4] Die Versuchsperson schließt nun erneut die Augen. Warten Sie so lange bis sich dasselbe α -EEG wie in [2] zeigt. Ihr werden nun von einem weiteren Mitschüler die Kopfrechenaufgaben aus Tabelle VI.6 gestellt (die Augen bleiben dabei geschlossen).



- [5] Die übrigen Mitschüler beobachten erneut den Verlauf des α -EEG und kreuzen Ihre Beobachtung an:

Der Anteil deutlich sichtbarer α -Wellen beim Kopfrechnen mit geschlossenen Augen...

☒ nimmt deutlich ab. ☐ ist genau so groß wie bei geschlossenen Augen. ☐ nimmt deutlich zu.

Kopfrechenaufgaben	Lösungen	Kopfrechenaufgaben	Lösungen
$0,25 \cdot 30$	7,5	$143 : 11$	13
$4,7 \cdot 0,2$	0,94	$880 + 470$	1350
$16,45 - 8,9$	7,55	$0,736 + 3,89$	4,626
$5,76 - 0,77$	4,9	$2,67 + 0,674 : 2$	3,37

Tabelle VI.6

- [6] Drücken Sie auf „II“ da Sie das soeben gemessene α -EEG noch einmal benötigen. Danach kann die Versuchsperson das Headset abnehmen.
- [7] Aus Ihren in [5] und [6] notierten Beobachtungen lässt nun allgemein folgendes über das α -EEG aussagen: Mit dem α -EEG lässt sich die Entspannungsgrad einer Person feststellen. Je häufiger dabei die α -Wellen auftreten, desto höher entspannt ist eine Person.

Ausprägung EEG-Kurve



Ganz allgemein haben wir in Versuch VI.2 die Häufigkeit des Auftretens bestimmter EEG-Wellen bestimmt. In der diagnostischen Praxis gibt es für diese Häufigkeiten ein quantitatives Maß, die sog. **Ausprägung**, die von modernen EEG-Geräten automatisch bestimmt wird. Die Mathematik die sich allerdings hinter dieser automatischen Ermittlung der Ausprägung verbirgt (die sogenannte "schnelle Fourier-Transformation") ist nur sehr schwer zu verstehen. Wir wollen uns daher ein Verfahren ansehen, mit dem die Ausprägung per Hand ermittelt werden kann:

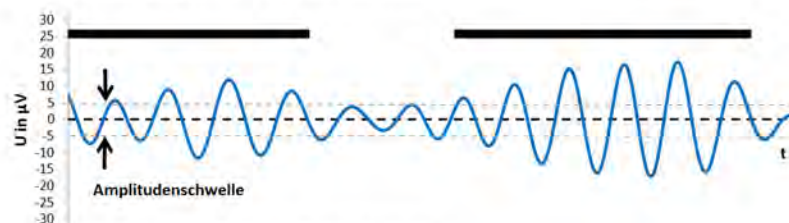
Abbildung VI.5: Beispiel zur Bestimmung der α -EEG-Ausprägung

Abbildung VI.5 zeigt einen Ausschnitt des α -EEGs, dass auch in Abbildung VI.2 dargestellt ist. Bei $U = \pm 5 \mu V$ wird nun jeweils eine zur Zeitachse parallele Linie gezogen (---). Die Länge der Zeitintervalle, in denen die α -Wellen diese Linie überschreiten (man sagt, dass die α -Wellen die sog. **Amplitudenschwelle** überschreiten) wird nun bestimmt, indem mit einem Lineal ihre Länge ausgemessen wird. In Abbildung IV.5 sind diese Intervalle durch schwarze Balken markiert und haben eine Länge von ca. $5,5 \text{ cm}$ und 7 cm , zusammen gezählt also $12,5 \text{ cm}$. Diese Länge wird nun durch die Gesamtlänge des Zeitintervalls (in Abbildung VI.5 ca. $17,5 \text{ cm}$) dividiert. Das Ergebnis multipliziert mit 100% ist dann der sog. **Index** des α -EEGs.

Je nachdem, wie groß der Index ist, ordnet man diesem eine bestimmte Ausprägung, wie in Tabelle VI.7 aufgeführt, zu. Für unserer Beispielkurve ergibt sich ein Index von ca. 71 % und damit ist das α -EEG mäßig bis stark ausgeprägt.

Index	Ausprägung
ca. 10 %	sehr gering
ca. 30 %	gering
ca. 50 %	mäßig
ca. 80 %	stark
ca. 100 %	sehr stark

Tabelle VI.7

**Aufgabe:**

Bestimmen Sie die Ausprägung des α -EEG ihres Mitschülers, dass noch immer auf dem Laptopmonitor zu sehen ist. Verwenden Sie dazu ein Lineal, das Sie an den Bildschirm halten. Wann die α -Wellen die Amplitudenschwelle überschreiten, können sie an der eingezeichneten Spannungsachse ablesen.

Platz für Nebenrechnungen:

Länge der gemessenen Intervalle: 10,7 cm ($t = 3,0$ s)

Gesamtlänge der gemessenen Intervalle, in denen die Amplitudenschwelle überschritten wird:

$$(1,3 + 1,7 + 0,6 + 1,2 + 1,1 + 0,5 + 2,0) \text{ cm} = 7,4 \text{ cm}$$

Berechnung des α -Index:

$$\frac{7,4 \text{ cm}}{10,7 \text{ cm}} \cdot 100 \% = 69 \%$$

Der α -Ausprägung ist damit mäßig bis stark!



Das Schlaf-EEG

Der Schlaf des Menschen lässt sich anhand verschiedener (elektrophysiologischer) Parameter untersuchen. Das Elektroenzephalogramm hat hierbei einen herausragenden Stellenwert. Wir wollen daher in der siebten und letzten Station mehr über das Schlaf-EEG erfahren.

Kreuzworträtsel

Material am Arbeitsplatz:

- Zeo 1-Kanal-EEG-Gerät
- Laptop



Abbildung VII.1: Zeo 1-Kanal-EEG-Gerät

Vorbereitung:

- [1] Das Zeo 1-Kanal-EEG-Gerät ist speziell dafür ausgelegt das Elektroenzephalogramm während des Schlafes aufzuzeichnen. Die Ableitung erfolgt hierbei ebenfalls an der Stirn, allerdings mit Hilfe einer Quellen-Ableitung (vgl. Station IV).
- [2] Eine Schlaf-EEG Messung ist eine Langzeitmessung (5,5 bis 8,5 Stunden), wir können sie daher hier nicht live durchführen. Daher ist auf dem Laptop bereits eine vollständige Schlaf-EEG Aufzeichnung in dem Messprogramm Zeoscope geöffnet.

Das Messprogramm hat insgesamt drei Ausgabebildschirme: **EEG**, **Frequency** und **Stage**. Zunächst müssen Sie sich nur für die oberen zwei interessieren:

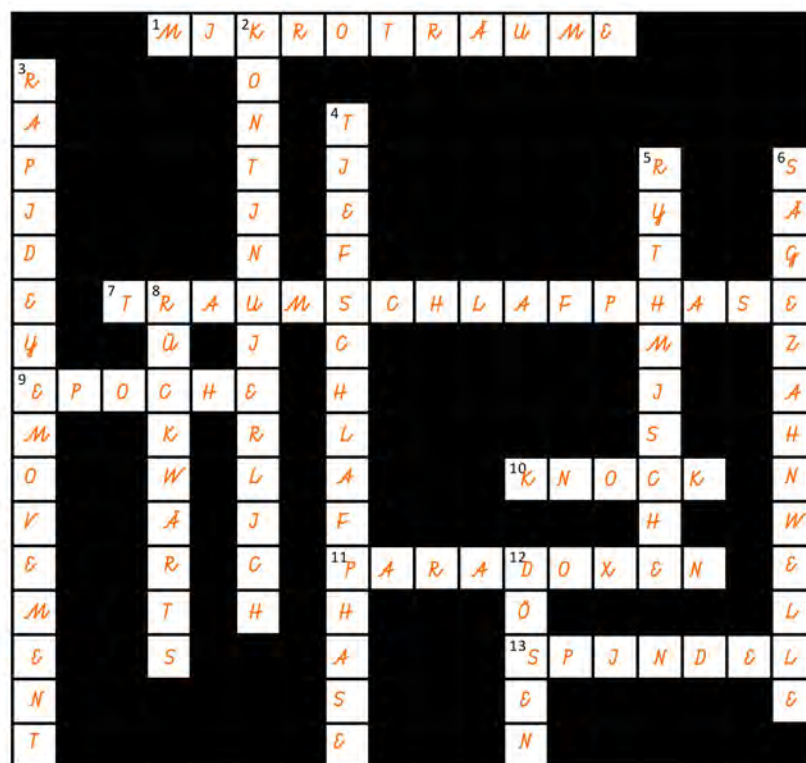
- [3] Der EEG-Bildschirm zeigt das aufgezeichnete Roh-EEG an. Zudem wird am oberen Ende des Bildschirms der genaue Messzeitpunkt, sowie die gemessene Spannung angezeigt (uV steht hier für Mikrovolt). In der Symbolleiste lässt sich zudem am Reiter „EEG-Level“ die Skalierung der Roh-EEG Kurve einstellen.
- [4] Im Frequency-Bildschirm werden die Ausprägungen verschiedener EEG-Bänder angezeigt:

D: δ-Band Ausprägung (2-4 Hz)	β_1-Band Ausprägung (14-18 Hz)
T: θ-Band Ausprägung (4-8 Hz)	β_2-Band Ausprägung (18-21 Hz)
A: α-Band Ausprägung (8-13 Hz)	β_3-Band Ausprägung (11-14 Hz)
γ-Band Ausprägung (30-50 Hz)	

Arbeitsauftrag:

Lesen Sie gemeinsam den nachfolgenden Text zum Schlaf-EEG und betrachten Sie dabei die vorgegebenen Messzeitpunkte im Zeoscope, um das Kreuzworträtsel zu lösen. Besonders wichtige EEG-Kurvenausschnitte finden sie zudem als Abbildung im Text.





Schlafphasen des Menschen

Durch verschiedene (elektrophysiologische) Untersuchungsmethoden, wie dem EEG, lässt sich der Schlaf des Menschen in insgesamt sechs **Schlafphasen** untergliedern. Beim Schlaf-EEG wird die Gesamtaufzeichnung in gleich lange Zeitabschnitte unterteilt (in unserer Aufzeichnung sind es jeweils 5 Minuten) und diese Abschnitte, aufgrund ihres Erscheinungsbildes, einer der Schlafphasen zugeordnet. Für diese Zeitabschnitte gibt es einen Fachausdruck, den man auch in der Geschichte für Zeitabschnitte verwendet ☐. Die Schlafphasen reihen sich allerdings nicht chaotisch aneinander, sondern treten im Laufe einer Nacht immer in typischen, wiederkehrenden Reihenfolgen (**Schlafzyklen**) auf. Die Schlafphasen werden daher nun in der Reihenfolge genannt, in der sie im ersten Schlafzyklus (d.h. unmittelbar nach dem zu Bett gehen) auftreten:



Wachphase (W):



Abbildung VII.2: Roh-EEG in der Wachphase

Die Wachphase ist hier zu verstehen als diejenige Schlafphase, in der die Augen bereits geschlossen sind. Die Ausprägung des α -Bandes ist hier noch dominierend, es zeigen sich aber typische Müdigkeitsmerkmale wie eine erhöhte Ausprägung des θ -Bandes (im aktiven Wachzustand ist diese für gewöhnlich sehr gering). Diese Erhöhung ist im Zeitintervall von **0:47 Uhr** bis **0:50 Uhr** im Frequency-Fenster sehr gut zu erkennen. Sollte es zu keiner Störung, z. B. durch einen Reiz kommen, so erfolgt der Übergang in die NREM1-Phase.

NREM1-Phase:



Abbildung VII.3: Roh-EEG in der NREM1-Phase

Diese Schlafphase hat eine Dauer von zirka 5 Minuten. In ihr findet der Übergang vom Wachsein zum tatsächlichen Schlafen statt, umgangssprachlich würde man sie deshalb als ☐ bezeichnen. Insbesondere ist man sich hier noch bewusst, ob man „noch wach ist“ oder „schon schläft“. Die α -Ausprägung nimmt erkennbar ab, wohingegen θ - und β -Wellen häufiger auftreten (vgl. Zeitabschnitt von **0:50 Uhr** bis **0:55 Uhr**). In Abbildung VII.3 ist zudem eine Besonderheit dieser Schlafphase zu erkennen, nämlich das plötzliche Auftreten von Bewegungs- und Muskelartefakten (**0:54:31 Uhr**). Die Ursache sind für die NREM1-Schlafphase typische **traumartige Denkphasen**. Diese knüpfen meist an die letzten Gedankengänge der vorherigen Wachphase an, nehmen aber zum Teil bizarre und unrealistische Formen an, denen oftmals durch kurzzeitiges Erwachen ein Ende gesetzt wird. Dieses Erwachen geht oftmals einher mit einem geträumten Schreckerlebnis, wie z.B. das Fallen aus großer Höhe, und führt dadurch zu einem Zucken des gesamten Körpers, das sich als EEG-Artefakte in der Messkurve darstellt. Da diese traumartigen Denkphasen oft nur von sehr kurzer Dauer sind werden sie oftmals auch als ☐ bezeichnet.

NREM2-Phase:

Abbildung VII.4: Roh-EEG in der NREM2-Phase

Die NREM2- oder auch zweite Leichtschlafphase sehen viele Schlafforscher als den eigentlichen Beginn des Schlafes an (0:55 Uhr bis ca.1:10 Uhr). Für eine außenstehende Person erscheint das Bewusstsein des Schlafenden nun vollständig erloschen zu sein. Zudem sind sich Personen die aus dieser Schlafphase geweckt werden bewusst, dass sie geschlafen haben, können sich aber nicht an das Geschehen um sie herum oder an Träume erinnern. Im EEG zeigen sich Muster zwei verschiedener EEG-Wellen, die sich deutlich von der übrigen EEG-Welle abheben, sog. **Potenzialkomplexe**:

Die früher als **α -Wellen** (Sigma-Wellen) bezeichneten Potenzialkomplexe (Abbildung VII.5) haben eine Frequenz von 12 bis 14 Hz und ihre Amplitude ist zunächst zu- und anschließend wieder abnehmen. Aufgrund dieser charakteristischen Morphologie bezeichnet man sie heutzutage (analog zur Beschreibung

Abbildung VII.5: α -Welle

der Morphologie α - und β -Wellen im aktiven Wachzustand, vgl. Versuch VI.1) als Schlaf ¹⁰. Sie gelten als sicheres Zeichen dafür, dass der Schlaf eingetreten ist. Es gilt als höchstwahrscheinlich, dass Sigma-Wellen das Ergebnis eines Entkopplungsprozesses zwischen der Hirnrinde und tieferliegenden Hirnregionen sind, wodurch ein Schutzmechanismus gegenüber äußeren Reizen, die zum Erwachen führen könnten, erzeugt wird. Sie schützen also gewissermaßen vor einem erneuten Erwachen.

Die zweite Art von Potenzialkomplexen, die typisch für den NREM1-Schlaf sind, sind sog. **K-Komplexe** (Abbildung VII.6). Sie bestehen aus einer zunächst scharfen negativen und anschließend langsamen Potenzialschwankung. K-Komplexe treten als Antwortpotenzial auf einen nicht zum Erwachen führenden Reiz auf. Es ist daher nicht verwunderlich, dass diese oft zusammen mit α -Wellen auftreten. Man kann sie daher auch künstlich, z. B. durch ein Klopfsignal, auslösen. Insbesondere leitet sich die Bezeichnung des Komplex aus dem Englischen Wort für „klopfen“ ab ¹⁰.



Abbildung VII.6: K-Komplex

NREM3-Phase:

Abbildung VII.7: Roh-EEG in der NREM3-Phase

Die Reaktivität des Neuronennetzwerks in der Hirnrinde nimmt immer weiter ab. In der NREM3-Schlafphase zeigt sich dies nicht nur durch (nur noch vereinzelt auftretende) α -Wellen sondern auch durch mit bloßem Auge erkennbare Delta-Wellen (besonders gut zu erkennen im zweiten Schlafzyklus um 2:08 Uhr). Auch in dieser Schlafphase treten keine Träume auf, außerdem ist eine Person aus dieser Schlafphase nur erschwert weckbar, man nennt sie deshalb auch die erste ¹⁰. Motorische Funktionen bleiben allerdings noch erhalten, was sich durch Reflexerregbarkeit bestätigen lässt, oder durch die Tatsache, dass in der NREM3-Phase für gewöhnlich das Schlafwandeln beginnt.

NREM4-Phase:

Abbildung VII.8: Roh-EEG in der NREM4-Phase

Die NREM4-Phase unterscheidet sich von der NREM3-Phase eher quantitativ als qualitativ und ist mit einer Dauer von 20 bis 40 Minuten in etwa doppelt so lang. Wie besonders gut im Zeitabschnitt von **2:10 Uhr bis 2:28 Uhr** zu sehen ist, treten die Delta-Wellen hier allerdings nicht vereinzelt, sondern ☐ auf und sind zudem hochamplitudiger.

Am Ende dieser Schlafphase kommt es zu einer Rückkehr in die NREM2- über die NREM3-Phase, der Schlafzyklus läuft also teilweise ☐ ab. Anschließend folgt aber nicht ein Übergang zum NREM1-Schlaf sondern in eine neue Schlafphase (REM-Phase), die man aufgrund ihres plötzlichen und unerwarteten Auftretens auch ☐ Schlaf nennt.

REM-Phase:

Abbildung VII.9: Roh-EEG in der REM-Phase

Beim Übergang vom Tiefschlaf in diese Schlafphase ändert sich die EEG-Kurve radikal (**1:33 Uhr bis 1:47 Uhr**). Innerhalb kürzester Zeit treten nur noch, im Vergleich zur NREM4-Phase, niedrige EEG-Wellen des δ - bis β -Frequenzbandes auf. Die EEG-Welle erinnert dann stark an die der NREM1- oder sogar der Wachphase, was beim Vergleich von Abbildung VII.2, VII.3 und VII.9 deutlich wird. Dennoch ist die Weckschwelle hier sehr hoch. Ein weiteres Zeichen für die REM-Phase ist eine starke Verminderung der Muskelanspannung, zudem sind Reflexe (de facto) erloschen.

Viel deutlicher macht sich diese Schlafphase jedoch durch die raschen, meist markanten und kräftigen, Augenbewegungen die sich als Augenartefakte im EEG zeigen. Diese sowohl vereinzelt, wie auch in kurzen Intervallen auftretenden Augenbewegungen waren letztendlich Anlass dazu, die Bezeichnungen REM-Schlafphase, bzw. NREM-Schlafphasen (NON-REM-Schlafphasen) zu verwenden (☐ ist die englische Bezeichnung für "schnelle Augenbewegung").

Ein weiteres Merkmal dieser Schlafphase sind Potenzialkomplexe, wie sie in Abbildung VII.10 zu sehen sind. Im Gegensatz zu anderen Potenzialkomplexen des Schlafes können diese auftreten, müssen es aber nicht. Wenn sie es jedoch tun, treten niemals vereinzelt, sondern immer gruppiert (mit einer Frequenz von 2 bis 6 Hz) auf. Dies ist z.B. in einer (späteren) REM-Phase



Abbildung VII.10: Potenzialkomplexe in der REM-Phase

von 4:20:57 Uhr bis 4:21:08 Uhr zu sehen. Die Morphologie erinnert daher an das Blatt einer Säge, man nennt diese Potenzialkomplexe deshalb ☐. Zudem zeigen sich diese Potenzialkomplexe niemals zeitgleich, sondern immer wenige Minuten vor den ersten schnellen Augenbewegungen.

80 bis 100% aller Personen, die aus dem REM-Schlaf geweckt werden, können sich zudem daran erinnern geträumt zu haben. Die neuronale Aktivität im Gehirn ist hier also sehr hoch, was ein weiteres typisches Charakteristikum dieser Schlafphase ist. Es ist daher auch gebräuchlich, die REM-Phase als ☐ zu bezeichnen.



Zeitlicher Verlauf des Schlafes

Am Ende der REM-Phase ist der erste Schlafzyklus abgeschlossen. Ihm folgt nach einem eventuell kurzen Erwachen ein zweiter, identischer Zyklus, beginnend in der NREM2-Phase (gelegentlich auch NREM1). Diese zwei Zyklen zusammen werden als **Kernschlaf** bezeichnet, der entscheidend für die Erholung des Körpers ist. Ihnen folgen zwei bis vier weitere Zyklen des sog. **Füllschlafes**, in denen keine bzw. nur noch kurzzeitige NREM3- und NREM4-Schlafphasen auftreten, die REM-Phasen aber deutlich länger werden. Am Ende der Nacht erfolgt schließlich das Erwachen aus einer leichter Schlafphase (NREM2 oder NREM1).

Abbildung VII.11 zeigt idealisiert den Verlauf aller Schlafzyklen während einer Nacht, die im Mittel eine Länge von 110 Minuten aufweisen. Eine solche Auftragung, die eine spezifische Form der Langzeitauswertung des Elektroenzephalogramms (und weiterer (elektro-)physiologischer Messung) während der Nacht ist, nennt man Schlafprofil oder **Hypnogramm**. Das Zeo 1-Kanal-

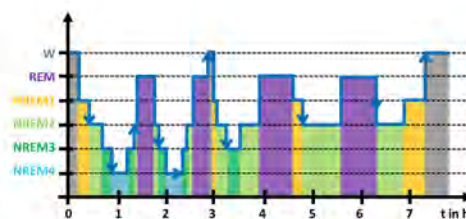


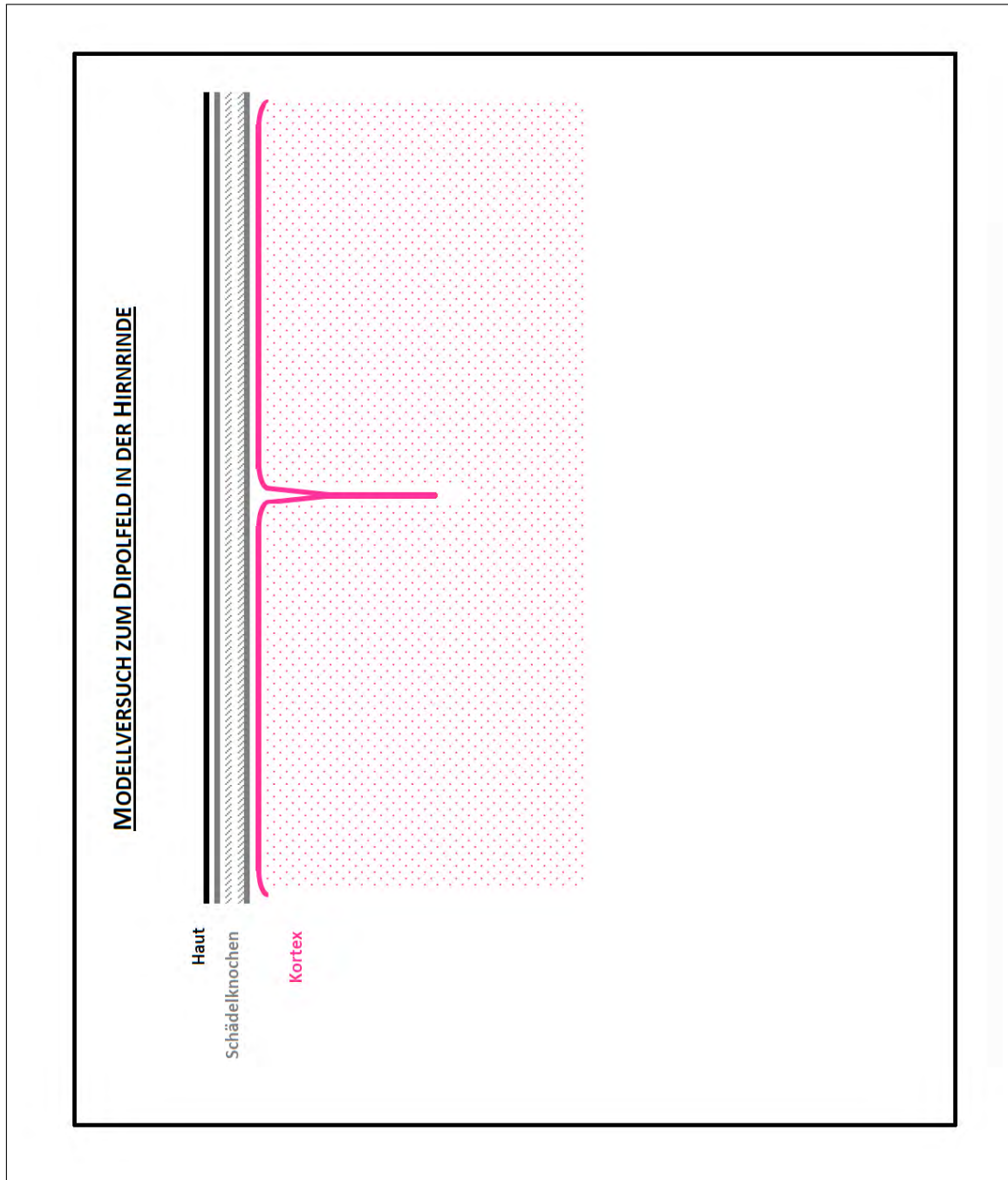
Abbildung VII.11: Hypnogramm

EEG kann ein solches Hypnogramm automatisch berechnen. In der Software Zeoscope wird dieses in vereinfachter Form im untersten Ausgabebildschirm angezeigt (allerdings ist der automatische Rechenalgorithmus nicht ganz fehlerfrei). Das Hypnogramm spielt in der Schlafforschung und Schlafmedizin eine wichtige Rolle, da durch dieses besonders der ☐ Charakter des menschlichen Schlafes deutlich wird, sich eine Einteilung in **Kurz-**, **Normal-** oder **Langschläfer** sinnvoll vornehmen lässt, sowie Abweichungen vom einem gesunden Schlafverhalten besonders sichtbar werden. Hierzu sind abschließend in nachfolgender Tabelle die Charakteristika bei gesunden Kurz-, Lang- und Normalschläfern angegeben.

Schlafphase	Kurzschläfer	Normalschläfer	Langschläfer
W in %	3,4	3,6	8,6
NREM1 in %	2,5	4,2	3,4
NREM2 in %	50,7	51,0	50,9
NREM3 in %	7,6	8,1	4,4
NREM4 in %	16,2	9,6	9,2
REM in %	20,3	23,5	23,5
\bar{t}_{Gesamt} in min	330,1	424,3	514,0

Tabelle VII.1

D.4 Vorlage der Hirnrindenskizze für Versuch I.2



D.5 Liste der digitalisierten Anhänge

Digitalisierte Varianten dieser Arbeit:

- Schriftliche Hausarbeit als LaTeX-Dokument
- Schriftliche Hausarbeit als PDF-Dokument (Originalversion)
- Schriftliche Hausarbeit als PDF-Dokument (komprimierte Version)
- DVD-Etikette als PDF-Dokument

Digitalisierte Anhänge zum Schülerforschungstag:

- Präsentationsfolien der Einführungsphase des Schülerforschungstages als Microsoft-PowerPoint-Präsentation
- Präsentationsfolien der Einführungsphase des Schülerforschungstages als PDF-Dokument
- Schülerworkbook als Microsoft-Word-Dokument
- Schülerworkbook als PDF-Dokument
- Ausgefüllte Mustervariante des Schülerworkbooks als Microsoft-Word-Dokument
- Ausgefüllte Mustervariante des Schülerworkbooks als PDF-Dokument
- Vorlage der Hirnrindenskizze für Versuch I.2 des Schülerforschungstages als Microsoft-Word-Dokument
- Vorlage der Hirnrindenskizze für Versuch I.2 des Schülerforschungstages als PDF-Dokument
- Differenzverstärkersimulation als Microsoft-Excel-Tabelle
- OpenViBE Versuchsdesign zu Versuch V
- OpenViBE Versuchsdesign zu Versuch VI.1 und VI.2
- Schlaf-EEG-Messkurve für Station VII des Schülerforschungstages

Digitalisierte Anhänge zum Neurosky Mindwave:

- Installationsdatei für die Neurosky-Mindwave-Bundle-Version 1.1.23
- Installationsdatei für die OpenViBE-Version 0.13.1
- Installationsdatei für die OpenViBE-Version 0.16.1

Digitalisierte Anhänge zum Zeo Personal Sleep Coach:

- Zeo Data Decoder Library Dokumentation als Microsoft-Word-Dokument
- Zeo Raw Data Library Dokumentation mit Umbauanleitung für das 5 V FTDI-Kabel als PDF-Dokument
- Version 2.6.3O der Zeo Personal Sleep Coach Firmware
- Version 2.6.3R der Zeo Personal Sleep Coach Firmware
- Zeo Raw Data Library (Python Programmbibliothek)
- Zeo Raw Data Viewer (einfaches Beispiel-Python-Programm; zugehörig zur Zeo Raw Data Library Dokumentation)
- Zeo Decoder Viewer Version 0.2a2
- ZeoScope Version 0.9.5.1

E Literaturverzeichnis

Didaktische und fachwissenschaftliche Lehrwerke:

- [1] William F. Allman (1990): Apprentices of Wonder, Inside the Neural Network Revolution. Random House Verlag, 1. Auflage (Nachdruck)
- [2] Peter Berlit (2011): Klinische Neurologie. Springer-Verlag, 3. Auflage
- [3] Niels Birbaumer, Robert F. Schmidt (2006): Biologische Psychologie. Springer Verlag, 6. Auflage
- [4] Ray Cooper, John W. Osselton, John C. Shaw (1984): Elektroenzephalographie, Technik und Methoden. Gustav Fischer Verlag, 3. Auflage
- [5] Alois Ebner, Günter Deuschl (2011): EEG. Georg Thieme Verlag, 2. Auflage
- [6] S. David Gertz, Michael Schünke, Michael Liebman (2003): Basiswissen Neuroanatomie, leicht verständlich - knapp klinikbezogen. Georg Thieme Verlag, 4. Auflage
- [7] Herbert Gudjons (2011): Frontalunterricht - neu entdecken, Integration in offene Unterrichtsformen. Verlag Julius Klinkhardt, 3. Auflage
- [8] Hajo Hamer, Jens Rosenow, Sebastian von Stuckrad-Barre (2010): EEG pocket-flyer. Börm Bruckmeier Verlag, 1. Auflage
- [9] Hans-Christian Hansen et al. (2012): Klinische Elektroenzephalographie. Springer-Verlag, 3. Auflage
- [10] Martin Hopf, Horst Schecker, Hartmut Wiesner (2011): Physikdidaktik kompakt. Aulis Verlag, 1. Auflage
- [11] Helmut Kaesche (1990): Die Korrosion der Metalle, Physikalisch-chemische Prinzipien und aktuelle Probleme. Springer Verlag, 3. Auflage (Nachdruck in veränderter Ausstattung 2011)
- [12] Ernst Kircher, Raimund Girwidz, Peter Häußler (2009): Physikdidaktik, Theorie und Praxis. Springer Verlag, 2. Auflage
- [13] Werner P. Koella (1988): Die Physiologie des Schlafes, Eine Einführung. Gustav Fischer Verlag, 1. Auflage

- [14] Rüdiger Kramme (2011): Medizintechnik, Verfahren - Systeme - Informationsverarbeitung. Springer Verlag, 4. Auflage
- [15] Hans Günther Niebeling et al. (1980): Einführung in die Elektroenzephalographie. Springer Verlag, 2. Auflage
- [16] W. Rupprecht (1982): Nachrichtentechnik, Band I: Schaltungstechnik. Springer Verlag, 3. Auflage
- [17] Robert F. Schmidt et al. (2004): Physiologie des Menschen, mit Pathophysiologie. Springer-Verlag, 29. Auflage
- [18] Olga Simon (1977): Das Elektroenzephalogramm, Einführung und Atlas. Urban & Schwarzenberg Verlag, 1. Auflage
- [19] Erwin-Josef Speckmann, Jürgen Hescheler, Rüdiger Köhling (2008): Repetitorium Physiologie. Urban & Fischer Verlag, 2. Auflage
- [20] Richard F. Thompson (1994): Das Gehirn, Von der Nervenzelle zur Verhaltenssteuerung. Spektrum Akademischer Verlag, 2. Auflage
- [21] Martin Wagenschein (1965): Ursprüngliches Verstehen und exaktes Denken I. Klett Verlag, 1. Auflage
- [22] Andrew W. Wood et al. (2012): Physiology, Biophysics, and Biomedical Engineering, Series in medical physics and biomedical engineering. CRC Press, Taylor & Francis Group, 1. Auflage
- [23] Horst Wupper (1986): Grundlagen elektronischer Schaltungen. Hüthing Verlag, 2. Auflage
- [24] Cynthia G. Zoski (2007): Handbook of Electrochemistry. Elsevier Science & Technology Verlag, 1. Auflage

Wissenschaftliche Publikationen, Zeitschriftenartikel und Handreichungen für den Physikunterricht:

- [25] Hans Berger (1929): Das Elektrenkephalogramm des Menschen. In: Archiv für Psychiatrie und Nervenkrankheiten, 1929, 87: 527-570
- [26] Horst Bickel (2004): Moderne Technik für die Reise durchs Gehirn. In: Praxis der Naturwissenschaften - Biologie in der Schule 7/53
- [27] Markus Elsholz, Friederike Appold, Thomas Trefzger (2011): Physik mit Herz - Ein Lehr-Lern-Labor zur Biophysik. In: Didaktik der Physik - Beiträge zur DPG-Frühjahrstagung 2011. <http://phydid.physik.fu-berlin.de/index.php/phydid-b/article/download/286/333?>, Aufrufdatum: 25.08.2013
- [28] Markus Elsholz, Markus Feser, Thomas Trefzger (2012): Lehr-Lern-Labor Biophysik - Experimentieren im M!ND-Center Würzburg. In: Didaktik der Physik - Beiträge zur DPG-Frühjahrstagung 2012. www.phydid.de/index.php/phydid-b/article/download/369/520?, Aufrufdatum: 25.08.2013
- [29] Martin Lindner-Effland (1997): Messung von Nervenaktivitäten mit dem Computer. In: Unterricht Biologie - Zeitschrift für alle Schulstufen 221
- [30] Andy Oram (2009): How the Zeo sleep device works around the limitations of home monitoring. In: O'REILLY Radar - Insight, analysis, and research about emerging technologies. <http://radar.oreilly.com/2009/10/how-the-zeo-sleep-device-works.html>, Aufrufdatum: 25.08.2013
- [31] Pädagogische Zentrum des Landes Rheinland-Pfalz (PZ) (1998): Mädchenphysik? Jungenphysik?, Physik, die allen Spaß macht. Pädagogische Zentrum des Landes Rheinland-Pfalz (PZ)
- [32] Gerhard Rath (1995): Computer im Physikunterricht - pro und contra. In: Plus Lucis 3/95
- [33] Gerhard Rath: EXCEL im Physikunterricht; <http://www.brgkepler.at/~rath/simulation/excelph.html>, Aufrufdatum: 15.08.2013
- [34] Staatsinstitut für Schulqualität und Bildungsforschung München (ISB) (2009): Grundlagen der Biophysik, Handreichung für den Unterricht in der gymnasialen Oberstufe. Brigg Pädagogik Verlag GmbH, 1. Auflage
- [35] Jörg Zabel (2004): Lernen im Schlaf. Ein Unterrichtsmodell. In: Praxis der Naturwissenschaften - Biologie in der Schule 7/53

Benutzerhandbücher, Datenblätter und weitere sonstige Literaturquellen:

- [36] Deutsche Gesellschaft für klinische Neuropsychologie und funktionelle Bildgebung - DGKN (2006): Richtlinien zur Beschreibung und Beurteilung des EEG. http://www.dgkn.de/fileadmin/user_upload/pdfs/eeg/EEG7.pdf, Aufrufdatum: 20.08.2013
- [37] NeuroSky Inc. (2011): Mindwave, Fitness für ihr Gehirn. <http://www.mindtecstore.com/index.php/de/component/jdownloads/finish/8/24>, Aufrufdatum: 11.08.2013
- [38] NeuroSky Inc. (2011): Mindwave, Headset // Features + Technical Specifications. <http://www.mindtecstore.com/index.php/de/component/jdownloads/finish/8/23>, Aufrufdatum: 11.08.2013
- [39] NeuroSky Inc. (2011): TGAM. ThinkGear // Features + Technical Specifications. <http://www.seeedstudio.com/document/pdf/TGAM%20Datasheet.pdf>, Aufrufdatum: 11.08.2013
- [40] NovelQuest Enterprises Inc. (2012): Mindball®, Product Overview. http://www.novelquest.com/images/pdf/NQ_Mindball_Overview_2012.pdf, Aufrufdatum: 26.08.2013
- [41] Zeo Inc. (2010): Zeo Raw Data Library documentation. <http://www.sleepstreamonline.com/rdl/index.html#>, Aufrufdatum: 25.08.2013
- [42] Zeo Inc. (2009): Zeo Personal Sleep Coach, Headband Basics. http://cdn.shopify.com/s/files/1/0073/4702/files/support_zeo_manual_headband.pdf?100485, Aufrufdatum: 11.08.2012
- [43] Zeo Inc. (2011): Zeo Sleep Manager, Bedside Sleep Management System. http://cdn.shopify.com/s/files/1/0073/4702/t/1/assets/Zeo_Sleep_Manager_Bedside_User_Guide.pdf?19, Aufrufdatum: 11.08.2012

Aktuell gültige Physiklehrpläne der Sekundarstufe II in der Bundesrepublik Deutschland:

- [44] Ministerium für Kultus, Jugend und Sport Baden-Württemberg (2003): Bildungsplan für das berufliche Gymnasium der sechs- und dreijährigen Aufbauform, Band 1 Allgemeine Fächer, Aufgabenfeld III, Heft 3, Physik (AG, EG, SG, WG), Eingangsklasse, Jahrgangsstufe 1 und 2. http://www.ls-bw.de/bildungsplaene/berufschulen/bg/bg_allgemein/BG1-AF3_Physik-AG-EG-SG-WG_LPH-1-2003.pdf, Aufrufdatum: 09.08.2013
- [45] Staatsinstitut für Schulqualität und Bildungsforschung München (2004): Lehrplan des achtjährigen Gymnasiums. <http://www.isb-gym8-lehrplan.de/contentserv/3.1.neu/g8.de/index.php?StoryID=27147&PHPSESSID=4f3c36a4ef14d1dc1ec85412e8124ae6>, Aufrufdatum: 09.08.2013
- [46] Landesinstitut für Schule und Medien Berlin-Brandenburg (LISUM) (2008): Anregungen zur Umsetzung des Rahmenlehrplans Physik Sekundarstufe II. http://bildungsserver.berlin-brandenburg.de/fileadmin/bbb/unterricht/rahmenlehrplaene_und_curriculare_materialien/sekundarstufe.II/2010/Physik_Sek.II_Anregungen.pdf, Aufrufdatum: 09.08.2013
- [47] Die Senatorin für Bildung und Wissenschaft der Freien Hansestadt Bremen (2008): Physik, Bildungsplan für die Gymnasiale Oberstufe, - Qualifikationsphase -. http://www.lis.bremen.de/sixcms/media.php/13/PHY_GyQ_2008.pdf, Aufrufdatum: 09.08.2013
- [48] Freie und Hansestadt Hamburg - Behörde für Schule und Berufsbildung (2009): Physik, Bildungsplan, Gymnasiale Oberstufe. <http://www.hamburg.de/contentblob/1475224/data/physik-gyo.pdf>, Aufrufdatum: 09.08.2013
- [49] Hessisches Kultusministerium (2010): Lehrplan Physik, Gymnasialer Bildungsgang, Jahrgangsstufe 6G bis 9G und gymnasiale Oberstufe. http://verwaltung.hessen.de/irj/servlet/prt/portal/prtroot/slimp.CMReader/HKM_15/HKM_Internet/med/4a1/4a1704b5-267f-121a-eb6d-f191921321b2,22222222-2222-2222-2222-222222222222,true, Aufrufdatum: 09.08.2013
- [50] Niedersächsisches Kultusministerium (2009): Kerncurriculum für das Gymnasium - gymnasiale Oberstufe, die Gesamtschule - gymnasiale Oberstufe, das Fachgymnasium, das Abendgymnasium, das Kolleg, Physik. http://db2.nibis.de/1db/cuvo/datei/kc_physik_go_i_2009.pdf, Aufrufdatum: 09.08.2013

- [51] Ministerium für Schule und Weiterbildung, Wissenschaft und Forschung des Landes Nordrhein-Westfalen (1999): Richtlinien und Lehrpläne für die Sekundarstufe II - Gymnasium/Gesamtschule in Nordrhein-Westfalen. http://www.standardsicherung.schulministerium.nrw.de/lehrplaene/upload/lehrplaene_download/gymnasium_os/4721.pdf, Aufrufdatum: 09.08.2013
- [52] Ministeriums für Bildung, Wissenschaft und Weiterbildung Rheinland-Pfalz (1999): Lehrplan Physik. http://lehrplaene.bildung-rp.de/no-cache/schulart.html?tx_abdownloads_pi1%5Baction%5D=getviewclickeddownload&tx_abdownloads_pi1%5Buid%5D=227, Aufrufdatum: 09.08.2013
- [53] Ministerium für Bildung, Familie, Frauen und Kultur des Saarlandes (2008): Lehrplan Physik, G-Kurs. http://www.saarland.de/dokumente/thema_bildung/PH-GOS-270711.pdf, Aufrufdatum: 09.08.2013
- [54] Sächsischen Staatsinstitut für Bildung und Schulentwicklung (2007): Lehrplan Berufliches Gymnasium, Physik. http://www.bildung.sachsen.de/apps/lehrplandb/downloads/lehrplaene/lp_bgy_physik.2007.pdf, Aufrufdatum: 09.08.2013
- [55] Kultusministerium des Landes Sachsen-Anhalt (2003): Rahmenrichtlinien Gymnasium, Physik, Schuljahrgänge 6-12. http://www.bildung-lsa.de/pool/RRL_Lehrplaene/physgyma.pdf, Aufrufdatum: 09.08.2013
- [56] Kultusministerium des Landes Sachsen-Anhalt (2003): Rahmenrichtlinien Fachgymnasium, Physik, Schuljahrgänge 11-13. <http://www.bildung-lsa.de/files/98258ef89070a4cefc57a1f623ae63ac/physfgym.pdf>, Aufrufdatum: 09.08.2013
- [57] Ministerium für Bildung, Wissenschaft, Forschung und Kultur des Landes Schleswig-Holstein (2002): Lehrplan für die Sekundarstufe II, Gymnasium, Gesamtschule, Physik. <http://lehrplan.lernnetz.de/index.php?DownloadID=83>, Aufrufdatum: 09.08.2013
- [58] Thüringer Ministerium für Bildung, Wissenschaft und Kultur (2010): Lehrplan für das berufliche Gymnasium, Fachrichtung: Technik, Schwerpunkt: Biotechnik, Fächer: Technik, Angewandte Technik, Berufliches Ergänzungsangebot Technik, Qualifikationsphase, Physik. <https://www.schulportal-thueringen.de/media/detail?tspi=3456>, Aufrufdatum: 09.08.2013

- [59] Thüringer Ministerium für Bildung, Wissenschaft und Kultur (2012): Lehrplan für den Erwerb der allgemeinen Hochschulreife, Physik. <https://www.schulportal-thueringen.de/web/guest/media/detail?tspi=2280>, Aufrufdatum: 09.08.2013

E Eigenständigkeitserklärung

Ich versichere hiermit, dass ich die vorliegende Arbeit in allen Teilen selbstständig verfasst und keine anderen als die angegebenen Hilfsmittel benutzt habe. Weiterhin versichere ich, dass ich die Arbeit nicht schon als Doktor- oder Diplomarbeit an einer anderen Hochschule, als Hausarbeit oder Facharbeit bei einer anderen Lehramtsprüfung oder als Teil solcher Arbeiten eingereicht habe.

Würzburg,
den 01.Oktober 2013

Markus Feser