



Hochschule für Angewandte Wissenschaften Hamburg
Hamburg University of Applied Sciences

Bachelorarbeit

Mohamed Kamel Koumenji

**Gesten- und Neurofeedback gesteuerte
E-Gitarren-Multieffekt-Software**

*Fakultät Technik und Informatik
Studiendepartment Informatik*

*Faculty of Engineering and Computer Science
Department of Computer Science*

Mohamed Kamel Koumenji

**Gesten- und Neurofeedback gesteuerte
E-Gitarren-Multieffekt-Software**

Bachelorarbeit eingereicht im Rahmen der Bachelorprüfung

im Studiengang Bachelor of Science Technische Informatik
am Department Informatik
der Fakultät Technik und Informatik
der Hochschule für Angewandte Wissenschaften Hamburg

Betreuender Prüfer: Prof. Dr. Wolfgang Fohl
Zweitgutachter: Prof. Dr.-Ing. Andreas Meisel

Eingereicht am: 08. Juli 2014

Mohamed Kamel Koumenji

Thema der Arbeit

Gesten- und Neurofeedback gesteuerte E-Gitarren-Multieffekt-Software

Stichworte

Audioeffekte, Gestensteuerung, Neurofeedback, Pure data

Kurzzusammenfassung

Ziel dieser Arbeit ist die Entwicklung einer Multieffekt-Software für E-Gitarren, die eine kostengünstige Alternative für den Heimgebrauch darstellen soll. Die Multieffekt-Software soll dabei mit alternativen Steuerungsmöglichkeiten ausgestattet sein, wobei die Elektroenzephalographie (EEG)-Technik und die Gestensteuerung zur Bedienung herangezogen werden sollen.

Mohamed Kamel Koumenji

Title of the paper

Gestures and neurofeedback controlled E-Guitar multi-Effect Software

Keywords

Audio effects, gesture control, Neurofeedback, Pure data

Abstract

The aim of this work is to realize a low-cost E-Guitar multi-effect-software which can be an alternative to use for home recording. An approach of this work is to develop alternative monitoring options with electroencephalography (EEG) technology and gesture control.

Inhaltsverzeichnis

1. Einführung	1
1.1. Ziele	1
1.2. Gliederung	2
I. Theoretische Hintergründe	3
1. Systemtheorie	4
1.1. Zeitdiskrete Systeme	4
1.1.1. Eigenschaften von zeitdiskreten Systemen	4
1.1.2. Systembeschreibung	5
2. Grundlagen zur Elektroenzephalographie	9
2.1. Die Neurophysiologie des Gehirns	9
2.1.1. Grundstruktur eines Neurons	12
2.1.2. Der Ruhezustand eines Neurons	13
2.1.3. Das Aktionspotential eines Neurons	14
2.1.4. Kommunikation von Neuronen untereinander	15
2.1.5. Entstehung elektrischer Felder im Gehirn	17
2.2. Das Elektroenzephalogramm	19
2.2.1. Technische Grundlagen zum EEG-Gerät	19
2.2.2. Messung der Gehirnrhythmen	26
2.2.3. Auswertung der Gehirnrhythmen	28
2.2.4. Interpretation und Bedeutung von Gehirnrhythmen	32
II. Architektur und Design der Multieffekt-Software	33
1. Überblick	34
2. Design der Audioeffekte	35
2.1. Delay-basierte Effekte	35
2.1.1. Vibrato	36
2.1.2. Chorus	38
2.1.3. Flanger	39
2.1.4. Delay	40

2.2. Tremolo	41
2.3. Wah Wah	42
2.4. Verzerrung	44
3. Steuerung des Multieffekts	47
3.1. EEG-Effektsteuerung	47
3.1.1. EEG-Datenerfassung und Weiterleitung	48
3.1.2. Verarbeitung der EEG-Daten	49
3.1.3. Effektsteuerung	51
3.2. Gestensteuerung	54
3.2.1. Implementierung	56
3.2.2. Effektsteuerung	57
3.3. Bedienung	59
III. Fazit und Ausblick	62
A. Matlab code	65
B. Pure data	69
C. Inhalt der DVD	70

Abbildungsverzeichnis

1.1.	Diskretes System mit eindimensionalen diskreten Signalen	4
1.2.	Impulsantwort eines zeitdiskreten Systems.	6
2.1.	Schematische Darstellung des Grundaufbaus des Gehirns (aus[Häusel (2008)] S. 70).	10
2.2.	Schematische Darstellung der Neuronen nach Nissel-Färbung (aus [Bear u. a. (2008)] S. 30).	11
2.3.	Schematische Darstellung der Neuronen nach Golgi-Färbung (aus [Bear u. a. (2008)] S. 31).	11
2.4.	Schematische Darstellung der grundlegenden Bestandteile eines (pyramidenförmigen) Neurons. (aus [Bear u. a. (2008)] S. 31)	12
2.5.	Schematische Darstellung der Ionenverteilung an einer Nervenzelle. Auf beiden Seiten der Zellmembran sind inner- und außerhalb der Zelle unterschiedliche Ionen in unterschiedlich hohen Konzentrationen vertreten (aus [Haus u. a. (2013)] S.13).	13
2.6.	Schematische Darstellung eines typischen Aktionspotenzials (aus [Wellach (2011)] S.12).	15
2.7.	Schematische Darstellung einer Synapse. (aus [Haus u. a. (2013)] S. 12)	16
2.8.	Die Entstehung elektrischer Dipole (aus [Zschocke (2011)] S. 8).	17
2.9.	Darstellung der Abhängigkeit elektrischer Hirnsignale von der Synchronität der Erregung von Neuronen. a) Eine Zellenpopulation (Neuronen 1 bis 6), bei der jedes Neuron Eingangssignale vom umgebenden neuronalen Netzwerk empfängt. b) Signalsumme einer zeitversetzten neuronalen Antwort auf eine asynchrone Erregung, mit einer relativ niedrigen aber hochfrequenten Amplitude. c) Signalsumme einer zeitsynchronen neuronalen Antwort auf eine synchrone Erregung, mit einer relativ hohen Amplitude und regelmäßigen Pulsen (aus [Bear u. a. (2008)] S. 661).	18
2.10.	Schematische Darstellung der Elektrodenpositionen und deren korrespondierenden Hirnregionen (aus[Wellach (2011)] S. 22).	19
2.11.	10-20 System mit 19 EEG-Ableitpunkten.	20
2.12.	10-System mit 65 EEG-Ableitpunkten (aus [Zschocke (2011)] S. 40).	20
2.13.	Darstellung eines idealisierten Modells des elektrischen Dipols einer Pyramidenzelle während der Depolarisationsphase der apikalen Dendriten. Der Minuspol liegt im Bereich der Dendriten und der Pluspol liegt am Zellkörper. Beide sind mit idealisierten Werten ± 1 versehen. (aus [Zschocke (2011)] S. 32).	21

2.14.	Polaritätskonvention der EEG Registrierung (aus [Zschocke (2011)] S. 42).	22
2.15.	Darstellung der verschiedenen Montagen von Elektroden und deren Auswirkung auf die Amplitude des Ausgangssignals eines Differenzverstärkers.	24
2.16.	Der Berger Effekt (Anfang) (aus [Scholz (2014)] S.27).	27
2.17.	Der Berger Effekt (Ende) (aus [Scholz (2014)] S.27).	27
2.18.	Darstellung der Variation des <i>alpha</i> -Grundrhythmus (aus [Zschocke (2011)] S. 29).	28
2.19.	Einteilung und Bezeichnungen der Frequenzbereiche des EEG (in Klammern leicht abweichende, ebenfalls häufig verwendete Frequenzgrenzen) (aus [Zschocke (2011)] S. 571).	29
2.20.	Beispiele zur Bestimmung des α -Indexes. Gezählt werden Wellen mit einem Amplitudenwert, der den Schwellenwert $10 \mu\text{V}$ überschreitet. Der α -Index beträgt 60% für alle dargestellten EEG-Wellen (aus [Zschocke (2011)] S. 75).	31
2.21.	EEG-Aufzeichnungen während unterschiedlicher Erarbeitungsphasen (aus [Churchland u. a. (1997)] S. 567).	32
1.1.	Darstellung der grafischen Oberfläche des Multieffekts.	34
2.1.	Universeller Kammfilter mit den Parametern BL: blend, FF: feedforward, FB: feedback nach [Zölzer (2011)].	35
2.2.	Darstellung des rohen Audiosignals im Frequenzbereich.	36
2.3.	Darstellung eines mit dem Vibrato-Effekts behafteten Audiosignals, wobei die Frequenz des Oszillators bei 14 Hz liegt und die Intensität 0.05 beträgt.	36
2.4.	Vibrato nach [Zölzer (2011)].	37
2.5.	Der Chorus-Effekt nach [Zölzer (2011)].	38
2.6.	Flanger.	40
2.7.	Delay.	40
2.8.	Darstellung der Wirkung eines Tremolo-Effekts auf ein Audiosignal, wobei $\alpha = 0.5$ beträgt, die Frequenz des Oszillators liegt bei 5 Hz.	41
2.9.	Darstellung des Frequenzgangs des Tiefpassfilterausgangs eines zeitvariablen Filters mit einer Eckfrequenz $f_c = 2000 \text{ Hz}$ und einem Gütefaktor $Q = 0.707$.	42
2.10.	Darstellung des Frequenzgangs des Tiefpassfilterausgangs eines zeitvariablen Filters, mit einer Eckfrequenz $f_c = 2000 \text{ Hz}$ und einem Gütefaktor $Q = 0.1$.	43
2.11.	Wah-Wah.	43
2.12.	Kennlinie einer mittel ausgesteuerten Transistor Verstärkerstufe (aus [Pieper (1999)] S. 185).	44
2.13.	Kennlinie einer hoch ausgesteuerten Transistor Verstärkerstufe (aus [Pieper (1999)] S. 186).	45
2.14.	Verzerrer.	46
3.1.	Darstellung des <i>Neurosky-Mindwave</i> EEGs.	47
3.2.	Darstellung der EEG-Rohdaten.	49

3.3.	Darstellung der verwendeten Filterkette für die EEG-Rohdatenverarbeitung in <i>Pure data</i>	50
3.4.	Darstellung der α -Wellen.	50
3.5.	Darstellung der β -Wellen.	51
3.6.	Darstellung der erweiterten Filterkette in <i>Pure data</i>	53
3.7.	Darstellung der Kontrollkette.	53
3.8.	Darstellung der <i>Microsoft Kinect</i>	54
3.9.	Darstellung der Architektur des <i>OpenNI Frameworks mit NITE-Middleware</i> aus [Gebauer (2012) S.23].	55
3.10.	Darstellung des Skelettmodells des Benutzers in der Ψ -Stellung nach einer erfolgreichen Kalibrierungsphase.	56
3.11.	Darstellung der sieben Benutzerstellungen zur Effektsteuerung.	58
3.12.	Darstellung des Signalpfads.	59
3.13.	Der EEG-Monitor.	59
3.14.	Darstellung der grafischen Benutzeroberfläche zur Bedienung des Wah-Wah-Effekts.	60
B.1.	Darstellung der <i>Pure data</i> Implementierung des Vibrato-Effekts.	69

1. Einführung

Die ersten Gitarreneffekte wurden entwickelt, um natürliche Phänomene, wie z.B. den Echoeffekt, nachbilden zu können. Solche Effekte wurden häufig zufällig oder durch systematisches Vorgehen entdeckt. Im Jahr 1964 begann Roger Mayer mit der Herstellung der ersten Effektpedale, wie Fuzz und Wah-Wah. Diese Gitarrenbodeneffekte, die er für die Gitarristen Jimmi Page und Jeff Beck auf analoger Basis herstellte, blieben bis in die Achtziger hinein so gut wie unverändert. Erst in den Achtzigern wurden, bedingt durch Fortschritte in der Entwicklung der Digitaltechnik, die ersten Multieffektgeräte entwickelt. Ein Multieffektgerät bietet, wie der Name schon sagt, gleichzeitig mehrere Effekte an, mit der Möglichkeit Parametereinstellungen einzelner Effekte zu speichern und sie jeder Zeit wieder abzurufen. Seit deren Erfindung steigt die Leistungsfähigkeit der Multieffektgeräte ständig an, wobei sich die Bedienungsmöglichkeiten seit den achtziger Jahren nicht geändert haben. Es wurden und werden immer noch Fußpedale zur Bedienung der Effekte genutzt. Eine Ausnahme stellen hierbei die softwarebasierten Multieffektgeräte dar, welche sich mit Hilfe einer Computermaus bedienen lassen.

1.1. Ziele

Diese Arbeit befasst sich mit der Entwicklung einer alternativen Bedienung für die Multieffekt-Software. Dafür sollen digitale Audioeffekte in einer eigens dafür programmierten Software implementiert werden.

Für die Steuerung der Software wird ein EEG-Gerät namens *Mindwave* der Firma *Neurosky* verwendet, wobei ein Schwerpunkt dieser Arbeit darin liegt, eine geeignete Methode zur Steuerung der Multieffekt-Software mit einem EEG-Signal in Echtzeit zu entwickeln.

Eine weitere Möglichkeit zur Bedienung der Multieffekt-Software, die im Zuge dieser Arbeit realisiert werden soll, ist die Gestensteuerung. Hierbei soll mit Hilfe einer *Kinect* der Firma *Microsoft* die Körperhaltung eines Musikers analysiert und zur Steuerung der Multieffekt-Software genutzt werden.

1.2. Gliederung

Um die festgelegten Ziele zu erreichen ist die vorliegende Arbeit in drei Teile gegliedert:

Teil I befasst sich mit den theoretischen Grundlagen und besteht aus 2 Kapiteln. Kapitel 1 liefert einen kurzen Überblick über die verschiedenen Beschreibungsweisen diskreter Systeme. In Kapitel 2 wird auf die Neurophysiologie des Gehirns, sowie auf die Entstehung elektrischer Felder im Gehirn eingegangen. Des Weiteren werden technische Grundlagen zum EEG-Gerät vermittelt, um dann auf die Messung, Auswertung, Interpretation und Bedeutung von Grundrhythmen der Hirnwellen einzugehen.

Teil II befasst sich mit der Architektur und dem Design der Multieffekt-Software und besteht aus 4 Kapiteln. Kapitel 1 vermittelt einen Gesamtüberblick über die Multieffekt-Software. In Kapitel 2 wird auf das Design der einzelnen Effekte, sowie ihrer Implementierung in Matlab und in Pure data eingegangen. Kapitel 3 befasst sich mit der EEG- und Gestensteuerung der Multieffekt-Software, sowie mit der Bedienung über die grafische Benutzeroberfläche.

Teil III stellt abschließend das Fazit und den Ausblick dar.

Teil I.

Theoretische Hintergründe

1. Systemtheorie

In diesem Kapitel wird auf die verschiedenen Beschreibungsweisen diskreter Systeme eingegangen. Die im vorliegenden Kapitel beschriebene Theorie wurde mittels eines Matlab-Skriptes, was unter *Systemanalyser.m* dem Anhang entnommen werden kann, in die Praxis umgesetzt.

1.1. Zeitdiskrete Systeme

Ein zeitdiskretes System ist eine Abbildung von N zeitdiskreten Eingangssignalen in Form von Zahlenfolgen $x_i[n]$ auf M zeitdiskrete Ausgangssignale $y_i[n]$.

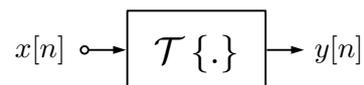


Abbildung 1.1.: Diskretes System mit eindimensionalen diskreten Signalen

Die allgemeine Darstellung der Verknüpfung zwischen dem Eingangs- und dem Ausgangssignal ist wie folgt dargestellt:

$$y_n = \mathcal{T} \{x[n]\}. \quad (1.1)$$

1.1.1. Eigenschaften von zeitdiskreten Systemen

Linearität und Zeitinvarianz

Ein zeitdiskretes System ist linear, wenn für beliebige Skalare α und β folgende Gleichung erfüllt ist:

$$\mathcal{T} \{\alpha x_1[n] + \beta x_2[n]\} = \alpha \mathcal{T} \{x_1[n]\} + \beta \mathcal{T} \{x_2[n]\} \quad (1.2)$$

und ist zeitinvariant wenn:

$$\mathcal{T}\{x[n]\} = y[n] \wedge \mathcal{T}\{x(n - n_0)\} = y(n - n_0). \quad (1.3)$$

Ist ein System linear und zeitinvariant, wird es LTI-System genannt.
Die weiteren Betrachtungen beziehen sich auf LTI-Systeme.

Kausalität und Stabilität

Ein System ist kausal, wenn es auf eine Eingangsfunktion, die für $n < n_0$ gleich Null ist, mit einer Ausgangsfunktion reagiert, die ebenfalls für $n < n_0$ gleich Null ist.
Gilt dies nicht, so ist das System nicht kausal.

Die Stabilität eines Systems orientiert sich an der Beschränktheit von Funktionen. Eine Funktion $x[n]$ heißt beschränkt, wenn ihr Betrag stets kleiner als eine endliche Konstante M_1 ist. Für ein beschränktes Signal gilt Folgendes:

$$|x[n]| \leq M_1 < \infty. \quad (1.4)$$

Ein System ist daher stabil, wenn es auf eine beschränkte Funktion mit einer beschränkten Antwort reagiert.

$$|y[n]| \leq M_2 < \infty \quad (1.5)$$

Gilt dies nicht, so ist das System instabil.

1.1.2. Systembeschreibung

Eine Systembeschreibung erfolgt nach einer Systemerregung. Generell verwendet man dafür den Dirac-Impuls $\delta[n]$, der wie folgt definiert ist:

$$\delta[n] = \begin{cases} 1, & n = n_0 \\ 0, & n \neq n_0 \end{cases} \quad n \in \mathbb{N}. \quad (1.6)$$

Nach einer Erregung mit einem Dirac-Impuls reagiert das System mit der Impulsantwort $h[n]$.

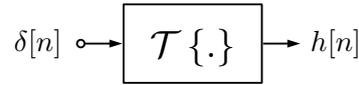


Abbildung 1.2.: Impulsantwort eines zeitdiskreten Systems.

Für ein System gilt somit allgemein:

$$h[n] = \mathcal{T}\{\delta[n]\}. \quad (1.7)$$

Beschreibung mit der Impulsantwort

Ein zeitdiskretes Eingangssignal lässt sich wie folgt darstellen:

$$x[n] = \sum_{k=-\infty}^{+\infty} x(k)\delta(n-k). \quad (1.8)$$

Aufgrund des Prinzips der Linearität aus (1.2), sowie der Beziehung (1.7) gilt:

$$\mathcal{T}\{\delta(n-n_0)\} = h(n-n_0), \quad (1.9)$$

$$\mathcal{T}\{x(k)\delta(n-k)\} = x(k)h(n-k). \quad (1.10)$$

Somit lässt sich das Ausgangssignal aufgrund des Prinzips der Zeitinvarianz aus (1.3) als Summe der Produkte der Eingangssignalwerte mit der Impulsantwort des Systems wie folgt darstellen:

$$\mathcal{T}\left\{x[n] = \sum_{k=-\infty}^{+\infty} x(k)\delta(n-k)\right\} = \sum_{k=-\infty}^{+\infty} x(k)h(n-k) = x[n] * h[n] = y[n]. \quad (1.11)$$

Die Gleichung (1.11) wird als lineare Faltung gekennzeichnet. Basierend auf der Impulsantwort beschreibt sie den Zusammenhang zwischen Ein- und Ausgangssignal eines Systems. Demzufolge kann man daraus schließen, dass die Impulsantwort vollständig ein LTI-System beschreibt.

Aus dem Bezug der Impulsantwort kann man auch rückschließen wann ein diskretes LTI-System kausal ist:

$$h[n] = 0, n < 0. \quad (1.12)$$

Ein System ist stabil, wenn seine Impulsantwort absolut summierbar ist, d.h.

$$y[n] = \sum_{n=-\infty}^{\infty} |h[n]| < \infty. \quad (1.13)$$

Beschreibung mit der Übertragungsfunktion

Die Übertragungsfunktion ist die - mittels Fourier-Transformation - transformierte Impulsantwort eines LTI-Systems:

$$H(e^{j\Omega}) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} h[n]e^{jn\Omega}. \quad (1.14)$$

Die Übertragungsfunktion ist stets eine kontinuierliche periodische Funktion der normierten Frequenz Ω mit der Periode 2π . Sie wird auch Frequenzgang genannt. Generell konvergiert die Fourier Transformierte einer Folge erst dann, wenn sie absolut summierbar ist. Angewendet auf LTI-Systeme bedeutet dies, dass die Übertragungsfunktion erst existiert, wenn die Impulsantwort absolut summierbar ist, das System folglich stabil ist.

Die lineare Faltung im Frequenzbereich kann wie folgt dargestellt werden:

$$Y(e^{j\Omega}) = X(e^{j\Omega}) \cdot H(e^{j\Omega}). \quad (1.15)$$

Die Übertragungsfunktion ist komplexwertig und wird meist in ihren Betrag und ihrer Phase aufgespalten. So gibt der Betragsverlauf von $|H(e^{j\Omega})|$ Auskunft darüber, wie das System auf die verschiedenen Frequenzen im Signal reagiert. In diesem Zusammenhang spricht man auch vom *Betragsfrequenzgang* des Systems oder auch wie stark das System dämpft, bezogen auf die Frequenz. Der Phasengang von $\angle H(e^{j\Omega})$ beschreibt die Phasenverschiebung der verschiedenen Frequenzen im Signal.

Eine für diese Arbeit wichtige alternative Darstellung des Betrags der Übergangsfunktion ist die *Dämpfung*, welche besonders bei der Beurteilung der Filtereigenschaften nützlich:

$$a(\Omega) = -20 \cdot \log_{10} |H(e^{j\Omega})| \text{ [dB]}. \quad (1.16)$$

Beschreibung mit der Systemfunktion

Die Systemfunktion $H(z)$ ist die Z-transformierte Impulsantwort $h[n]$ eines LTI-Systems.

$$H(z) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} h[n]z^{-n} \quad (1.17)$$

Die Systemfunktion $H(z)$ kann aus der Fourier transformierten Impulsantwort gewonnen werden, indem $e^{jn\Omega}$ durch z ersetzt wird. Daher beschreibt auch $H(z)$ das LTI-System vollständig, wobei vorausgesetzt wird, dass das Konvergenzgebiet der Systemfunktion bekannt ist. Die lineare Faltung in der Z-Domain kann wie folgt dargestellt werden:

$$Y(z) = X(z) \cdot H(z). \quad (1.18)$$

An dieser Stelle wird nicht weiter auf die Systemtheorie eingegangen. Das vorliegende Kapitel soll nur als genereller Überblick dienen. Für tiefergehende Literatur wird beispielsweise auf [Fliege (1991)], und [Fliege und Gaida (2008)] verwiesen. Empfohlen wird das Buch „*DSP First: A Multimedia Approach*“ (siehe [McClellan u. a. (1998)]), welches auf die Systemtheorie in Abhängigkeit von Audiosignalverarbeitung eingeht.

2. Grundlagen zur Elektroenzephalographie

In diesem Kapitel wird auf die Neurophysiologie des Gehirns eingegangen, wobei die einschlägigen wissenschaftlichen Entdeckungen in der Neurowissenschaft erwähnt werden, welche die Gehirnforschung entscheidend voran gebracht haben. Zunächst werden die für die Elektroenzephalographie relevanten Nervenzellen „die Neuronen“, sowie ihre Grundstruktur und ihr Verhalten vorgestellt, um anschließend auf die Entstehung elektrischer Feldpotentiale im Gehirn, sowie auf deren Messung und deren Auswertung einzugehen.

2.1. Die Neurophysiologie des Gehirns

Das Gehirn ist mit Sicherheit das komplizierteste Organ das die Natur hervorgebracht hat, denn es kann sehen und fühlen, es kann Schmerz verspüren und stillen, es ermöglicht uns die Welt um uns herum wahrzunehmen. Das Gehirn besteht aus Milliarden von Zellen, von denen die meisten einen Durchmesser von $10\ \mu\text{m}$ bis $50\ \mu\text{m}$ haben. Gehirnzellen sind also 20 bis 200 mal kleiner als die Spitze eines ungespitzten Bleistifts (ca. $2000\ \mu\text{m}$). Diese Größe liegt unterhalb der Grenzen dessen, was mit bloßem Auge noch zu erkennen ist. Aufgrund der geringen Größe der Hirnzellen begannen die Fortschritte in der Neurowissenschaft erst nach der Entwicklung des zusammengesetzten Mikroskops im späten 17. Jahrhundert. Allerdings waren die Wissenschaftler von damals wegen der Konsistenz des Hirngewebes nicht in der Lage, Nutzen aus der technischen Entwicklung des Mikroskops zu ziehen. Die Konsistenz entspricht nämlich der eines „Wackelpuddings“. Aufgrund dieser Konsistenz war es für die damaligen Forscher nicht nur schwierig genaue Untersuchungen durchzuführen, vielmehr war es ihnen wegen der noch nicht entwickelten Werkzeuge zur Herstellung dünner Gewebeschnitte unmöglich. Erst im frühen 19. Jahrhundert war es so weit. Es gelang den Wissenschaftlern eine Härtemethode zu entwickeln, die es ihnen ermöglichte, die Konsistenz des Gehirngewebes schnittfester zu gestalten. Mit dem speziell entwickelten Schneidegerät „Mikrotom“¹ konnten nun dünne Schnitte

¹Ein Mikrotom ist ein in der Mikroskopie verwendetes Schneidegerät, mit dessen Hilfe sehr dünne Schnittpräparate erstellt werden können [Henkel (2006)].

2. Grundlagen zur Elektroenzephalographie

aus dem jetzt gehärteten Hirngewebe hergestellt werden, um sie anschließend mikroskopisch zu untersuchen. Diese technischen Errungenschaften eröffneten das Gebiet der Histologie². Ein weiteres Hindernis auf das die Histologen trafen war, dass unter dem Mikroskop ein frisch präpariertes Gehirn einheitlich cremefarbig aussieht. Die Pioniere von damals konnten keine Unterschiede in der Pigmentierung des Gehirngewebes sehen, welche nötig sind um einzelne Zellen voneinander unterscheiden zu können, um dann ihre Grundstruktur zu erforschen. Der endgültige Durchbruch in der Neurohistologie war daher die Einführung von Färbemethoden. Sie wurden dafür eingesetzt, verschiedenen Zelltypen voneinander abzugrenzen. Zwei der bedeutendsten Färbemethoden sind die nach ihren Entdeckern benannten Färbemethoden, die Nissl-Färbung und die Golgi-Färbung. Franz Nissl war ein deutscher Neurologe, mit dessen Färbemethode sich Neuronen und Gliazellen³ unterscheiden lassen. Die Unterscheidung von Neuronen und Gliazellen ermöglichte den Histologen die Anordnung von Neuronen in verschiedenen Teilen des Gehirns zu untersuchen, was später zu der Erkenntnis führte, dass das Gehirn aus verschiedenen Regionen besteht [Bear u. a. (2008)], (Abb. 2.1) .

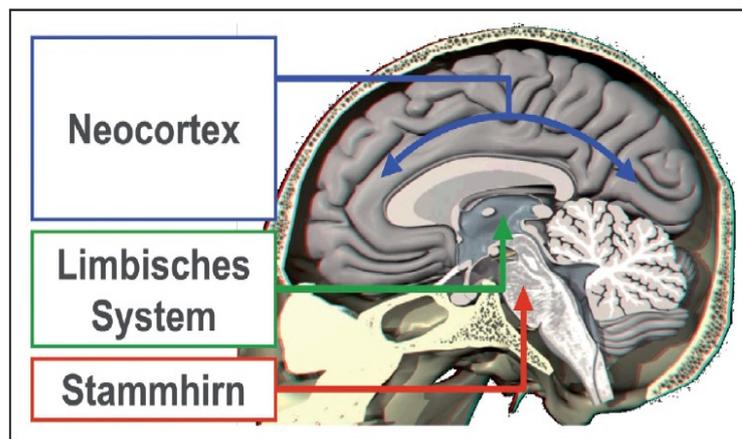


Abbildung 2.1.: Schematische Darstellung des Grundaufbaus des Gehirns (aus[Häusel (2008)] S. 70).

²Die Histologie ist die Wissenschaft von den biologischen Geweben, sie ist ein Teilgebiet der Medizin und Biologie, genauer der Anatomie und der Pathologie. Histologen führen Laboruntersuchungen an Körpergewebe und Zellen durch, um deren Eigenschaften oder eventuelle krankhafte Veränderungen zu ermitteln. [Henkel (2006)].

³Die Gliazellen bilden das Stützgewebe des Nervensystems, sie werden als Glia oder Neuroglia bezeichnet und sind nicht an der Erregungsleitung beteiligt, sondern haben für die nervale Funktion wichtige Hilfs- und Supportivfunktionen [Antwerpes (2013)].

2. Grundlagen zur Elektroenzephalographie

Bei einer mit der Nissl-Färbung gefärbten Gruppe von Neuronen (Abb. 2.2) kann man mit Hilfe eines Mikroskops deren Protoplasma⁴ und deren Zellkern erkennen.

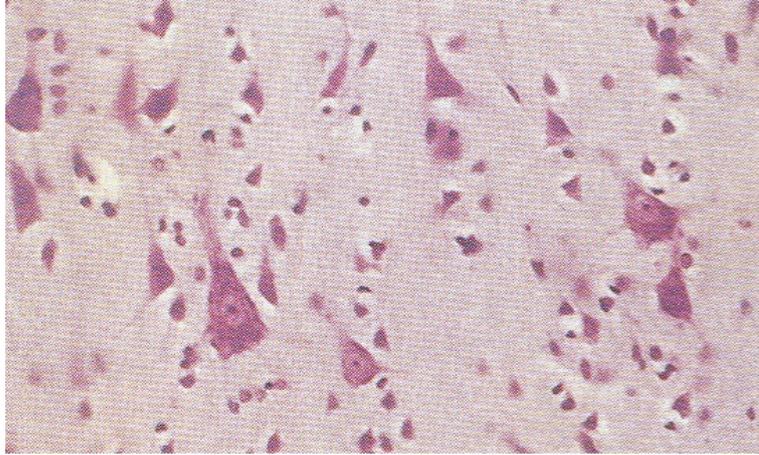


Abbildung 2.2.: Schematische Darstellung der Neuronen nach Nissel-Färbung (aus [Bear u. a. (2008)] S. 30).

Die Golgi-Färbemethode wurde nach der Veröffentlichung der Arbeit des italienischen Histologen Camillo Golgi im Jahr 1873 bekannt. Bei dieser Färbemethode wird Hirngewebe in eine Silberchromatlösung eingelegt, ein geringer Anteil der Neuronen wird dunkel gefärbt. In Abb. 2.3 sind deutlich erkennbare dunkel gefärbte Grundstrukturen eines Neurons zu sehen, die mit Hilfe der Golgi-Färbemethode hervorgehoben wurden.

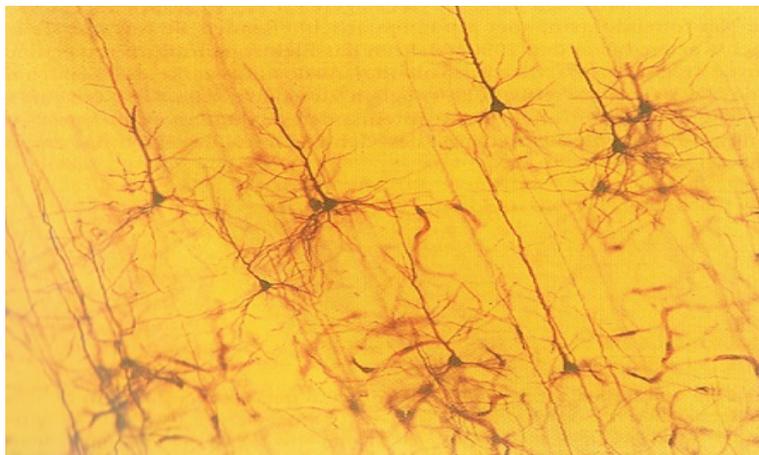


Abbildung 2.3.: Schematische Darstellung der Neuronen nach Golgi-Färbung (aus [Bear u. a. (2008)] S. 31).

⁴ Bezeichnung für die innere sol- oder gelartige flüssige Masse aller lebenden Zellen inklusive Zellkern.

2.1.1. Grundstruktur eines Neurons

Neuronen sind die zentralen signalverarbeitenden Zellen des Gehirns. Ihre Zahl liegt bei annähernd 100 Milliarden. Im Vergleich zu den Gliazellen, die 10 bis 50 mal häufiger sind, und die Ernährung sowie den Schutz ihrer benachbarten Zellen als Hauptfunktion haben, sind die im Neokortex⁵ (Abb. 2.1) präsenten pyramidenförmigen Neuronen für die Elektroenzephalografie (kurz EEG) Messung von Interesse. „Wäre das Gehirn ein Keks mit Schokoladenstücken, dann wären die Neuronen die Schokoladenstücke und die Gliazellen der Teig, der den übrigen Raum ausfüllt und bewirkt, dass die Schokoladenstücke an Ort und Stelle gehalten werden.“ ([Bear u. a. (2008)] S.28). Neuronen sind in der Lage Signale zu generieren und zu transferieren. Ihre Kommunikation untereinander ermöglicht die Verarbeitung von Reizen (Geräusche, Hautreize usw). Die Golgi-Färbung zeigt, dass Neuronen aus mindestens zwei unterscheidbaren Teilen bestehen und zwar aus dem Zellkörper **Soma**, sowie aus unterschiedlich langen Fortsätzen, den **Neuriten**. Die Fortsätze lassen sich in zwei Typen unterteilen: **Axon** und **Dendriten** (Abb. 2.4). Der Axon, der über einen Meter lang sein kann, wirkt als Leiter, der die Ausgangssignale des Neurons an andere Neuronen weiterleitet. **Dendriten** haben selten eine Länge von über 2 mm und wirken als Antennen, welche die von anderen Neuronen über deren **Axone** gesendeten Signale aufnehmen.

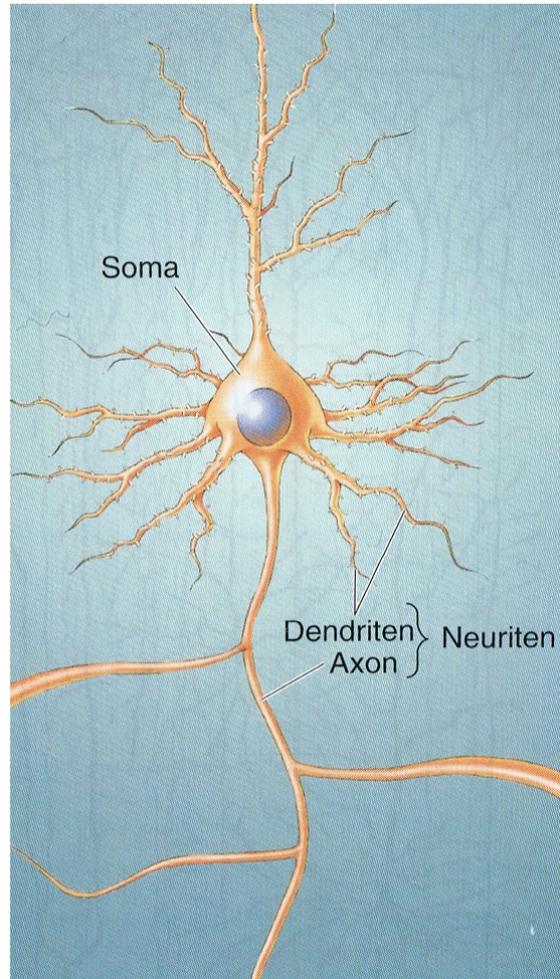


Abbildung 2.4.: Schematische Darstellung der grundlegenden Bestandteile eines (pyramidenförmigen) Neurons. (aus [Bear u. a. (2008)] S. 31)

⁵ Der Neocortex ist der multisensorische und motorische Teil der Großhirnrinde (Cortex cerebri) [aus Antwerpes (2013)].

2.1.2. Der Ruhezustand eines Neurons

Im **Intrazellulärraum**, dem Inneren einer Zelle, befinden sich Kaliumionen K^+ , sowie organische Ionen A^- . Außerhalb, im sogenannten **Extrazellulärraum**, sind Natriumionen Na^+ und Chloridionen Cl^- präsent (siehe Abb. 2.5). Eine Membran, die jede Zelle umhüllt, sorgt mittels einer Natrium-Kalium-Pumpe dafür, dass nur bestimmte Ionen in bestimmten Mengen durch die sogenannten Ionenkanäle in die Zelle hinein- oder heraus fließen. Dies führt zu einer unterschiedlichen Ionenverteilung zwischen dem Intra- und dem Extrazellulärraum. Aufgrund der verschiedenartigen Ionenkonzentrationen, ist der innere Bereich einer Zelle als positiv und der äußere als negativ geladen, was zur Entstehung einer **Potentialdifferenz** zwischen den beiden Bereichen führt. Je nach Zelltyp liegt der **Ruhezustand** einer Zelle bei einer Potentialdifferenz (laut [Haus u. a. (2013)]) zwischen -50 und -100 mV.

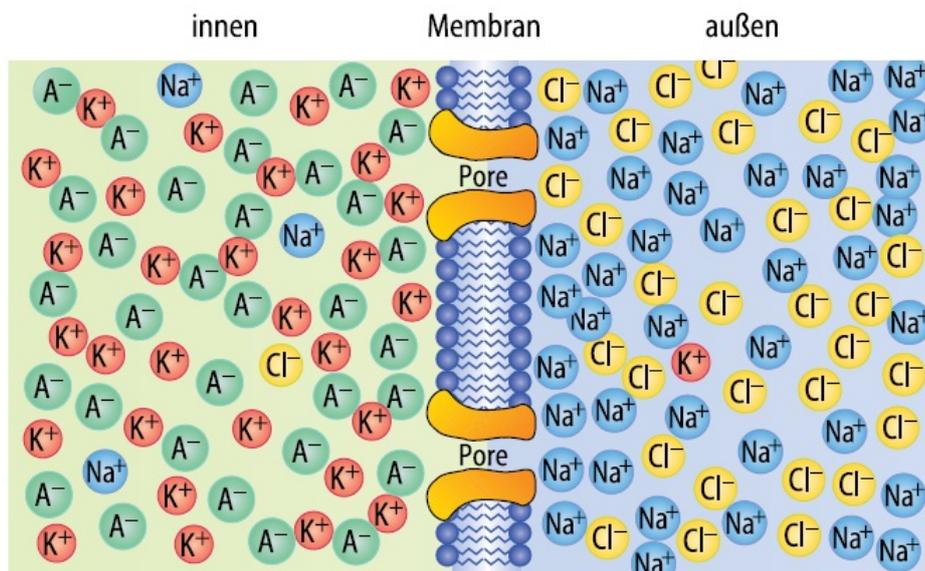


Abbildung 2.5.: Schematische Darstellung der Ionenverteilung an einer Nervenzelle. Auf beiden Seiten der Zellmembran sind inner- und außerhalb der Zelle unterschiedliche Ionen in unterschiedlich hohen Konzentrationen vertreten (aus [Haus u. a. (2013)] S.13).

In einer Zellmembran unterscheidet man zwischen zwei Arten von Ionenkanälen. Im Bereich der Synapse verfügt eine Membran über die sogenannten transmitterabhängigen Kanäle, welche sich nach der Freisetzung von Neurotransmittern öffnen. In anderen Bereichen der Zelle, z.B. am Axon, verfügt die Membran über eine andere Art von Ionenkanälen, den sogenannten spannungsabhängigen Kalium- bzw. Natrium-Kanälen. Diese sind während des Ruhepotentials geschlossen. Sie öffnen sich erst, wenn eine plötzliche Spannungsänderung außerhalb der Zelle stattfindet.

2.1.3. Das Aktionspotential eines Neurons

Physikalische oder chemische Einflüsse, bzw. Erregungen, verursachen eine plötzliche Spannungsänderung, welche zu einer Öffnung der spannungsabhängigen Natriumkanäle der Zellmembran führt, wodurch Natriumionen Na^+ schnell in die Zelle einströmen. Dadurch erhöht sich die Spannungsdifferenz zwischen dem intra- und extrazellulären Bereich. Dieser Vorgang wird als Depolarisationsphase bezeichnet, welche die Verlagerung des Ruhezustands (-90 mV) einer Nervenzelle in einen positiven Bereich kennzeichnet. Bei der Verlagerung kommt es an der Zellmembran zu einer Ladungsumkehr (von negativ zu positiv). Während der Dauer der Anstiegsphase des Aktionspotentials schließen sich die Natriumkanäle konstant, während sich die Kaliumkanäle parallel dazu langsam öffnen. Durch ausströmende K^+ Ionen aus dem Intrazellulärraum in den Extrazellulärraum wird die Depolarisationsphase begrenzt. Schaffen es die Natriumionen Na^+ das Ruhepotential der Zelle, das bei -90 mV liegt, in einen Bereich von mindestens -55 mV zu verlagern, entsteht am Axonhügel⁶ ein **Aktionspotential**, welches in Abb. 2.6 als Spitzenwert dargestellt ist. Die Menge der in der Zelle eingedrungenen Na^+ Ionen hat keinen Einfluss auf die Amplitudenhöhe des ausgelösten Aktionspotentials, sie liegt zwischen 80 mV und 100 mV und ist nur vom Zellentyp abhängig. Nach dem Erreichen des Potentialgipfels tritt die Repolarisationsphase ein und das Potential ändert seine Polarität zum Negativen. Hier sind die spannungsabhängigen Kaliumkanäle komplett geöffnet, wodurch Kaliumionen K^+ aus dem Intrazellulärraum in den Extrazellulärraum strömen. Aufgrund der Trägheit der Kaliumkanäle, die sich langsam schließen, kommt es zu einer weiteren Ausströmung der Kaliumionen K^+ trotz Überschreitung des Ruhepotentials von -90 mV. Sobald sich die Kaliumkanäle schließen, tritt die Hyperpolarisationsphase auf, hier sorgt eine Natrium-Kalium-Pumpe für das Wiedererreichen des Ruhezustands.

⁶Der Axonhügel ist der Ursprung des Axons am Zellkörper der Nervenzelle und der Bildungsort des Aktionspotentials [Antwerpes (2013)].

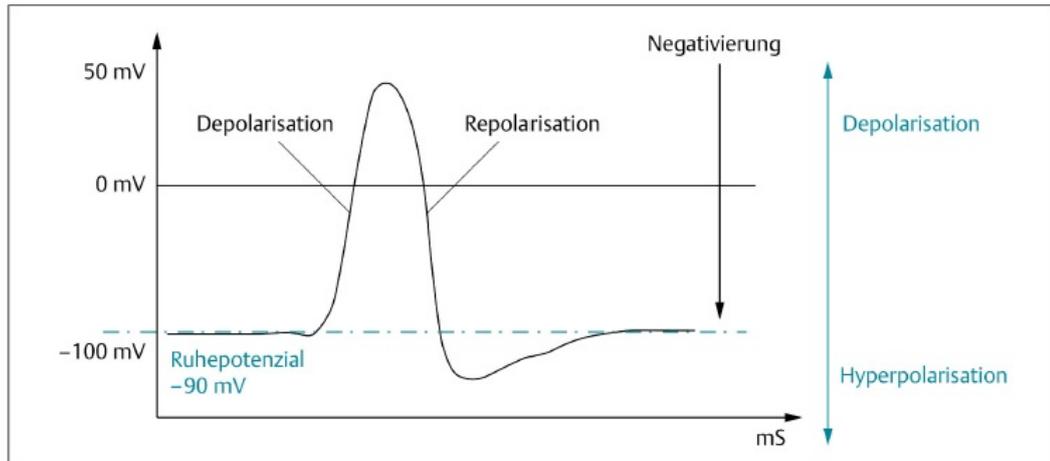


Abbildung 2.6.: Schematische Darstellung eines typischen Aktionspotenzials (aus [Wellach (2011)] S.12).

2.1.4. Kommunikation von Neuronen untereinander

Sobald ausgelöst, propagiert ein Aktionspotenzial entlang des Axons eines gereizten, bzw. afferenten⁷ Neurons. Am Axoterminal wird dann Kontakt zur Nachbarzelle aufgenommen. Die Kontaktaufnahme übernimmt eine Kontaktschnittstelle, die sog. Synapse. Synapsen lassen sich in zwei Arten unterteilen: **Axosomatische**, die Kontakt zum Zellenkörper haben und **Axodendritische**, die Kontakt zu den Dendriten haben. Synapsen können **exzitatorisch**⁸ oder **inhibitorisch**⁹ wirken. Für die Weiterleitung eines Aktionspotentials wird zunächst eine axodendritische Synapse (siehe Abb. 2.7) mit exzitatorischer Wirkung in Betracht genommen. Diese besteht aus drei Teilen:

- **präsynaptische Element**, welches sich am Ende des Axons eines Signal sendenden Neurons befindet,
- **postsynaptische Dendrit**, welches sich auf dem Dendriten eines Signal empfangenden Neurons befindet und
- **synaptische Spalt**, der zwischen dem prä- und dem postsynaptischen Element liegt.

⁷afferentes Neuron, allgemeine Bezeichnung für eine Nervenzelle, die Informationen zum Zentralnervensystem leitet.

⁸bedeutet erregend oder stimulierend (aus[Antwerpes (2013)]).

⁹bedeutet hemmend, das Gegenteil ist exzitatorisch (aus[Antwerpes (2013)]).

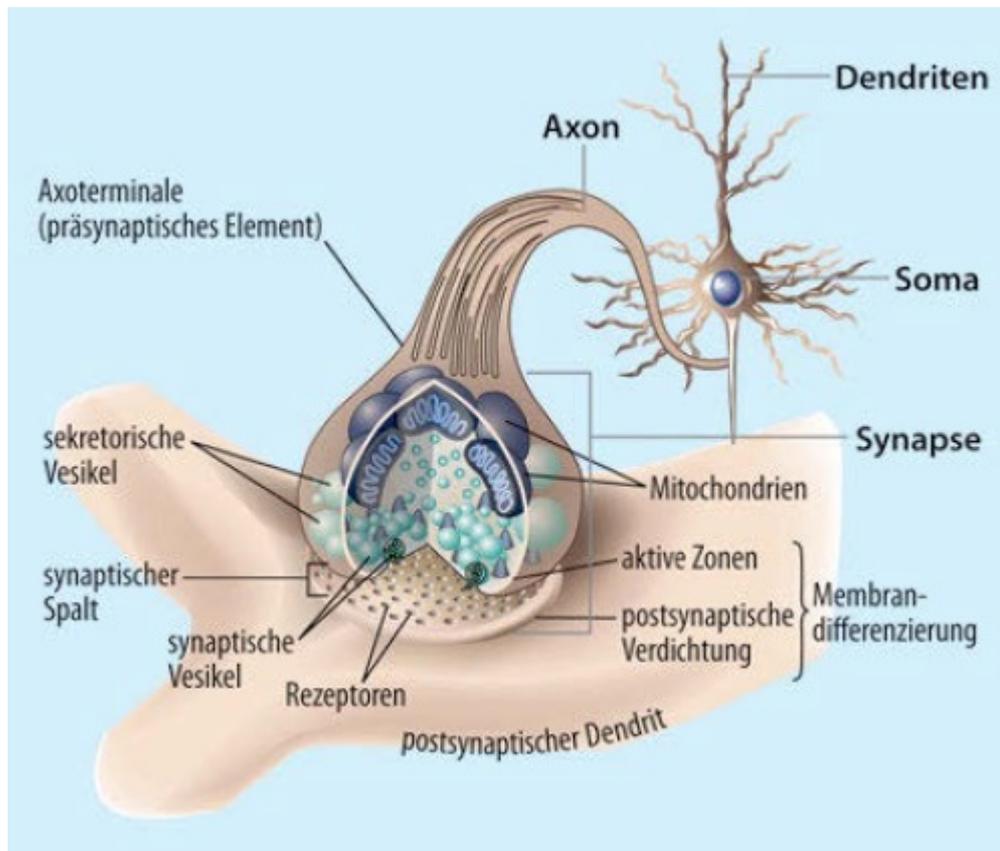


Abbildung 2.7.: Schematische Darstellung einer Synapse. (aus [Haus u. a. (2013)] S. 12)

Bei der Kontaktaufnahme wird im **präsynaptischen Element** der Neurotransmitter Glutamat¹⁰ freigesetzt. Dieser übernimmt die Information und bewegt sich durch den **synaptischen Spalt** in Richtung der empfangenden Zelle fort. Auf der anderen Seite angekommen, bindet sich der Neurotransmitter an die Rezeptoren, die sich auf dem **postsynaptischen Dendrit** befinden. Sobald die Bindung stattfindet, öffnen sich die transmitterabhängigen Ionenkanäle und die vom Glutamat transportierte Information löst in der Empfangszelle einen Ionenstrom aus. Somit wird folglich ein Aktionspotenzial in der Signal empfangenden Zelle ausgelöst. Der Vorgang wiederholt sich dann von Neuron zu Neuron, bis die gesendete Information die unteren Abschnitte des Hirnstammes erreicht. Von dort gelangt sie über das Rückenmark zum vorgesehenen Ziel (Nerv, Muskel, usw).

¹⁰Das Glutamat ist ein wichtiger Neurotransmitter im zentralen Nervensystem.

2.1.5. Entstehung elektrischer Felder im Gehirn

Aufgrund einer Erregung (Depolarisation), kommt es zur Wanderung von Natriumionen Na^+ vom extrazellulären- in den intrazellulären Raum einer Zelle. Der Verlust an positiven Ladungen im Bereich der Synapsen begünstigt dort die Bildung von Minus-Polen. Sobald das Aktionspotential ausgelöst wurde, bildet sich an dessen Entstehungsort (am Axonhügel) ein Plus-Pol, welcher während der Ausbreitung des Aktionspotentials im Axon wandert. Solch eine Ladungsverteilung ruft ein elektrisches Feld hervor, dessen elektrische Feldlinien in Abb. 2.8 gestrichelt dargestellt sind.

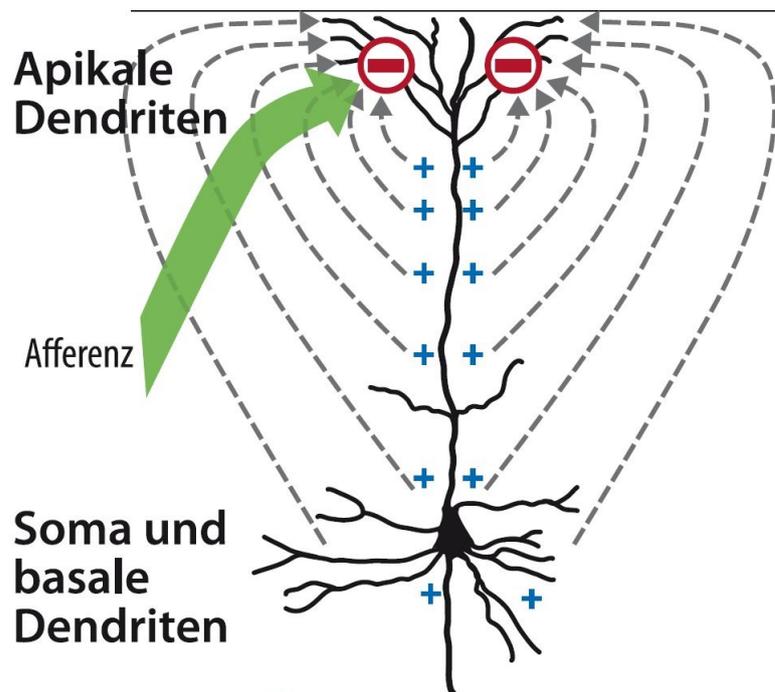


Abbildung 2.8.: Die Entstehung elektrischer Dipole (aus [Zschocke (2011)] S. 8).

Um an der Kopfoberfläche abgegriffen werden zu können, muss ein elektrisches Feld noch mehrere Schichten (z.B. Hirnhäute, Flüssigkeit, Schädelknochen und Kopfhaut) durchdringen, was zur Schwächung des Amplitudenwertes führt. Der gemessene Amplitudenwert erhöht sich mit zunehmender Synchronität der Zellenerregung, sowie mit zunehmender Zellenanzahl. Werden mehrere tausend Neuronen einer Zellenpopulation (siehe Abb. 2.9 a) gleichzeitig erregt, feuern sie ihre Aktionspotentiale dementsprechend gleichzeitig ab. Die Folge dessen ist, dass die einzelnen geringen Potentialfelder sich zusammen zu einem stärkeren Feld summieren, welches sich an der Kopfhaut in Form eines Signals mit hohen Amplitudenwerten und niedrigen

2. Grundlagen zur Elektroenzephalographie

Frequenzen messen lässt (siehe Abb. 2.9 c). Wird dagegen jede Zelle zeitversetzt erregt, erfolgt die Antwort der einzelnen Zellen dementsprechend zeitversetzt, was zur Entstehung von einem schwachen gesamten elektrischen Feld führt, dessen Signal durch unregelmäßige Amplitudenwerte und hohe Frequenzen charakterisiert ist (siehe Abb. 2.9b). Daraus lässt sich die Schlussfolgerung ziehen, dass die Amplitude eines EEG-Signals signifikant von der Synchronität der Neuronenaktivität, sowie von der Zellenanzahl abhängig ist.

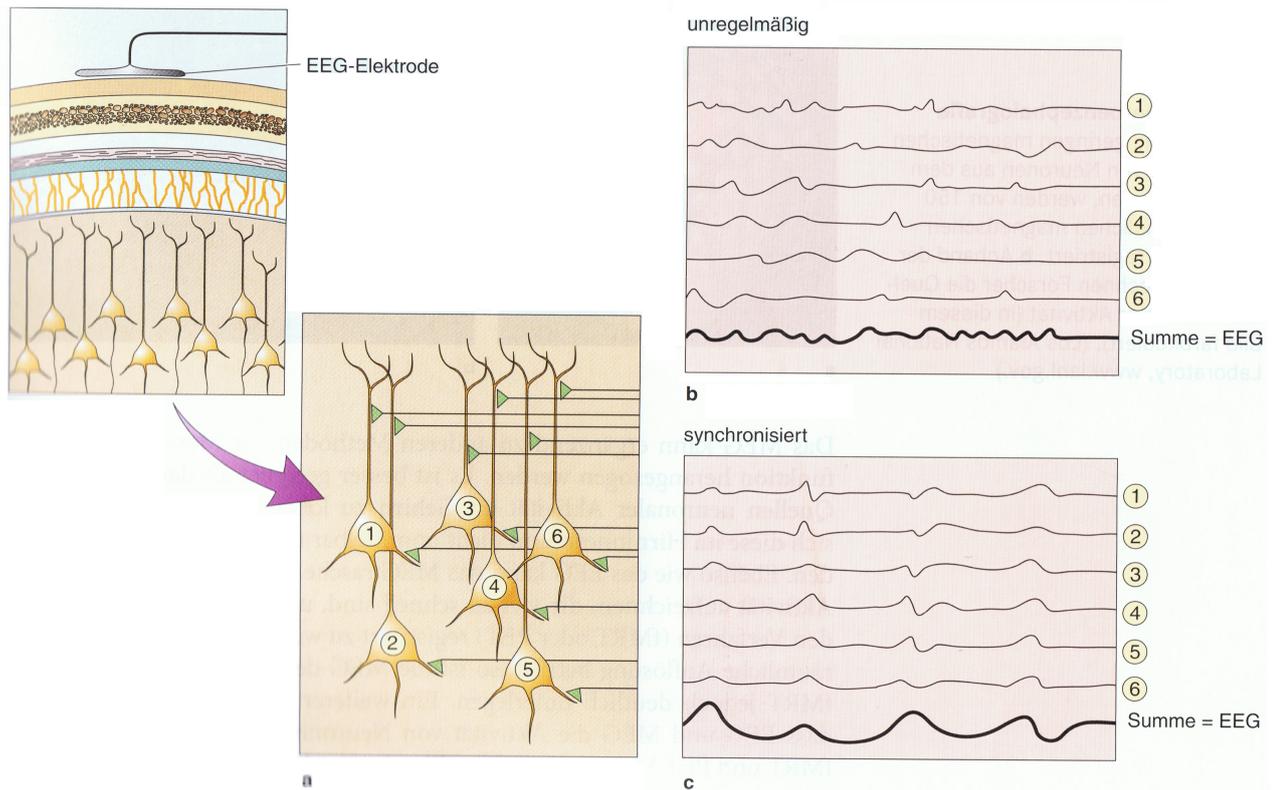


Abbildung 2.9.: Darstellung der Abhängigkeit elektrischer Hirnsignale von der Synchronität der Erregung von Neuronen. **a)** Eine Zellenpopulation (Neuronen 1 bis 6), bei der jedes Neuron Eingangssignale vom umgebenden neuronalen Netzwerk empfängt. **b)** Signalsumme einer zeitversetzten neuronalen Antwort auf eine asynchrone Erregung, mit einer relativ niedrigen aber hochfrequenten Amplitude. **c)** Signalsumme einer zeitsynchronen neuronalen Antwort auf eine synchrone Erregung, mit einer relativ hohen Amplitude und regelmäßigen Pulsen (aus [Bear u. a. (2008)] S. 661).

2.2. Das Elektroenzephalogramm

Das Elektroenzephalogramm, kurz EEG, ist ein Gerät, das elektrische Gehirnaktivitäten erfasst, deren Ursprung in den elektrischen Feldern erregter Gehirnzellen liegt. Generell dient die Erfassung einer präoperativen Diagnostik oder der medizinischen Forschung. Die EEG Ableitung kann invasiv an der Kortexoberfläche oder auch nichtinvasiv an der Kopfhautoberfläche erfolgen, wobei die EEG-Elektroden in Analogie zu einer topographisch-anatomischen Gliederung der Hirnregionen auf dem Kopf positioniert werden. Man unterscheidet zwischen sechs anatomischen Regionen, welche in **Frontal-, Temporal-, Präzentral-, Zentral-, Parietal- und Okzipital-** Regionen eingeteilt sind, dazwischen liegen die für die Elektroden relevanten **frontopolar, frontopräzentral, frontoparietal und parietookzipital** Regionen (siehe Abb. 2.10).

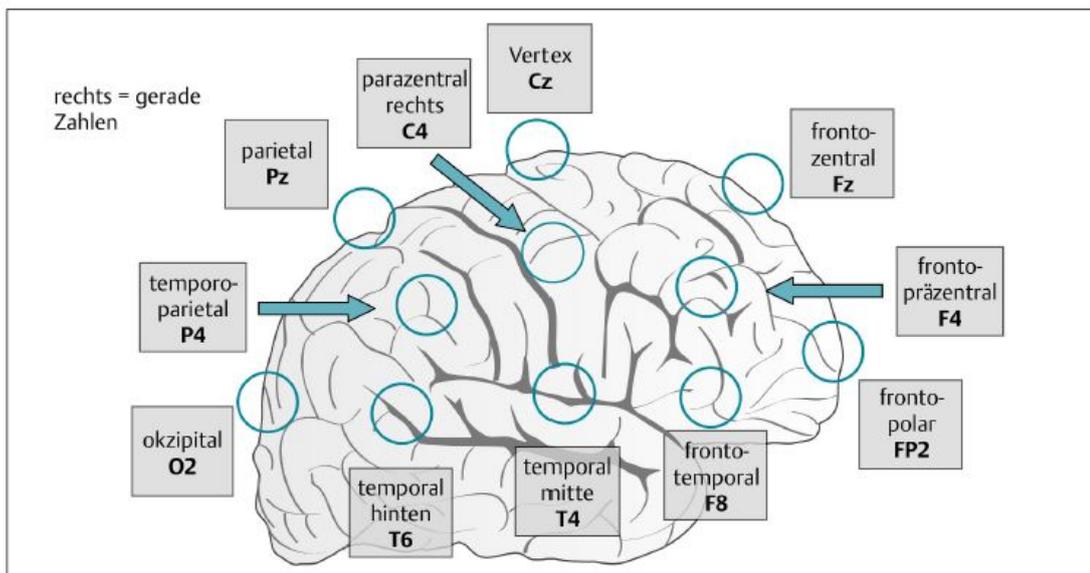


Abbildung 2.10.: Schematische Darstellung der Elektrodenpositionen und deren korrespondierenden Hirnregionen (aus [Wellach (2011)] S. 22).

2.2.1. Technische Grundlagen zum EEG-Gerät

Technisch betrachtet erfasst ein EEG-Gerät neuronale Potentialschwankungen, welche verstärkt gefiltert und in Form elektrische Signale analog oder digital aufgezeichnet werden. Zunächst wird auf die technischen Aspekte der EEG-Ableitung eingegangen.

Messung der neuronalen Feldpotentiale

Um die Aktivität eines Neurons zu registrieren, werden Potentialdifferenzen an zwei Ableitpunkten gemessen. Diese befinden sich auf den Feldlinien des elektrischen Dipols eines Neurons. Sie müssen auf verschiedene Äquipotentiallinien liegen, wie beispielsweise den Punkten A und B oder den EEG-Elektroden E und G, die in Abb. 2.13 dargestellt sind. Bezieht sich dagegen die Messung zwischen zwei Ableitpunkten aus der selben Äquipotentiallinie wie z.B. die Punkte A und C, ergibt sich aufgrund gleich hohen Feldpotentials gleicher Polarität keine Potentialdifferenz und zur Folge keine Registrierung neuronaler Aktivitäten. Hierbei ist das Vorzeichen der Differenzbildung zu berücksichtigen, denn dadurch wird die Ausschlagsrichtung des EEG-Zeigers eines analogen EEGs bestimmt. Beispielsweise ergibt die Ableitung an den Punkten E und G eine Differenz von -25 , der als dimensionslos angenommen wird. Das Ergebnis wird in der Registrierung mit einem EEG-Zeigeranschlag nach oben dargestellt. Eine Differenzableitung zwischen den Punkten D und E ergibt dagegen $+25$, diese Regel gilt auch für Summendipole größerer Nervenverbände.

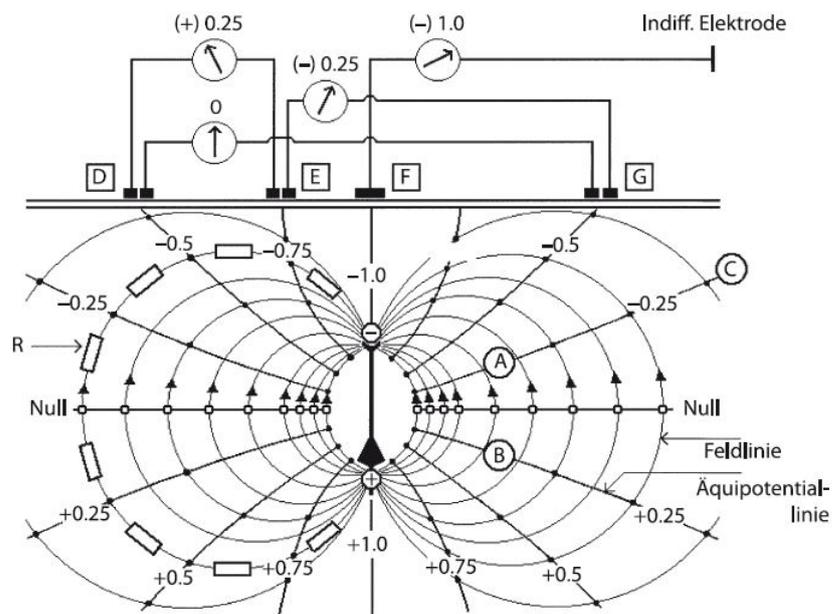


Abbildung 2.13.: Darstellung eines idealisierten Modells des elektrischen Dipols einer Pyramidenzelle während der Depolarisationsphase der apikalen Dendriten. Der Minuspol liegt im Bereich der Dendriten und der Pluspol liegt am Zellkörper. Beide sind mit idealisierten Werten ± 1 versehen. (aus [Zschocke (2011)] S. 32).

Anschluss und Montage der EEG Elektroden

Eine reale Dipolstruktur gestaltet sich im Vergleich zu einer idealen (siehe Abb. 2.13) stark **asymmetrisch**, denn während einer Messung ist generell nur derjenige Pol klar definiert, der am Ort der Erregung liegt. Der Gegenpol verteilt sich dagegen über weite Bereiche der Dendriten, dies gilt ebenfalls für Summendipole größerer synchron erregter Zellenverbände. Um den verstreuten Gegenpol zu ersetzen, werden in der Regel für die EEG-Messungen eine oder mehrere Referenzelektroden verwendet. Die gemessenen Schwankungen zeichnen sich durch extrem niedrige Amplituden aus, welche in der Regel zwischen 5 und 200 μV liegen. Laut Zschocke (2011) wäre eine artefaktarme EEG-Registrierung nur unter Verwendung von Differenzverstärkern möglich, welche im Grunde aus zwei Eingängen bestehen die an Elektroden verschaltet sind. Das Verstärkerausgangssignal ergäbe sich somit aus der Differenz beider Eingänge. Träten störende Artefakte an beiden Elektroden auf, so würden sie sich durch die Differenzbildung herausheben.

Die Polaritätskonvention: Das Ergebnis der Differenz unterliegt der internationalen Polaritätskonvention (siehe Abb. 2.14), welche die Ausschlagsrichtung des EEG-Zeigers bestimmt. Ein Zeigerausschlag nach oben bedeutet, dass das Differenzergebnis negativ ist, dies geschieht wenn der Wert des Verstärkereingangs A kleiner als des Verstärkereingangs B ist. Das Gegenteil bewirkt einen Zeigerausschlag nach unten.

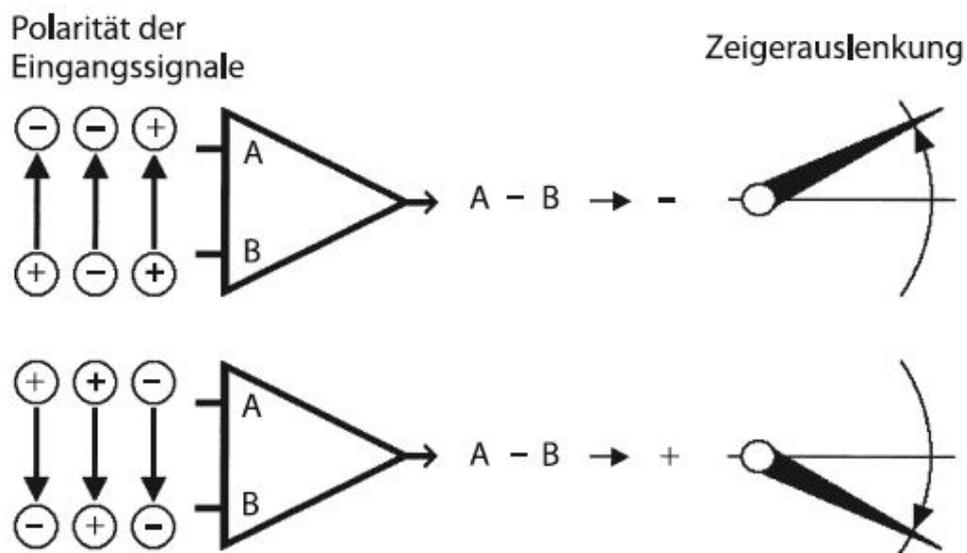


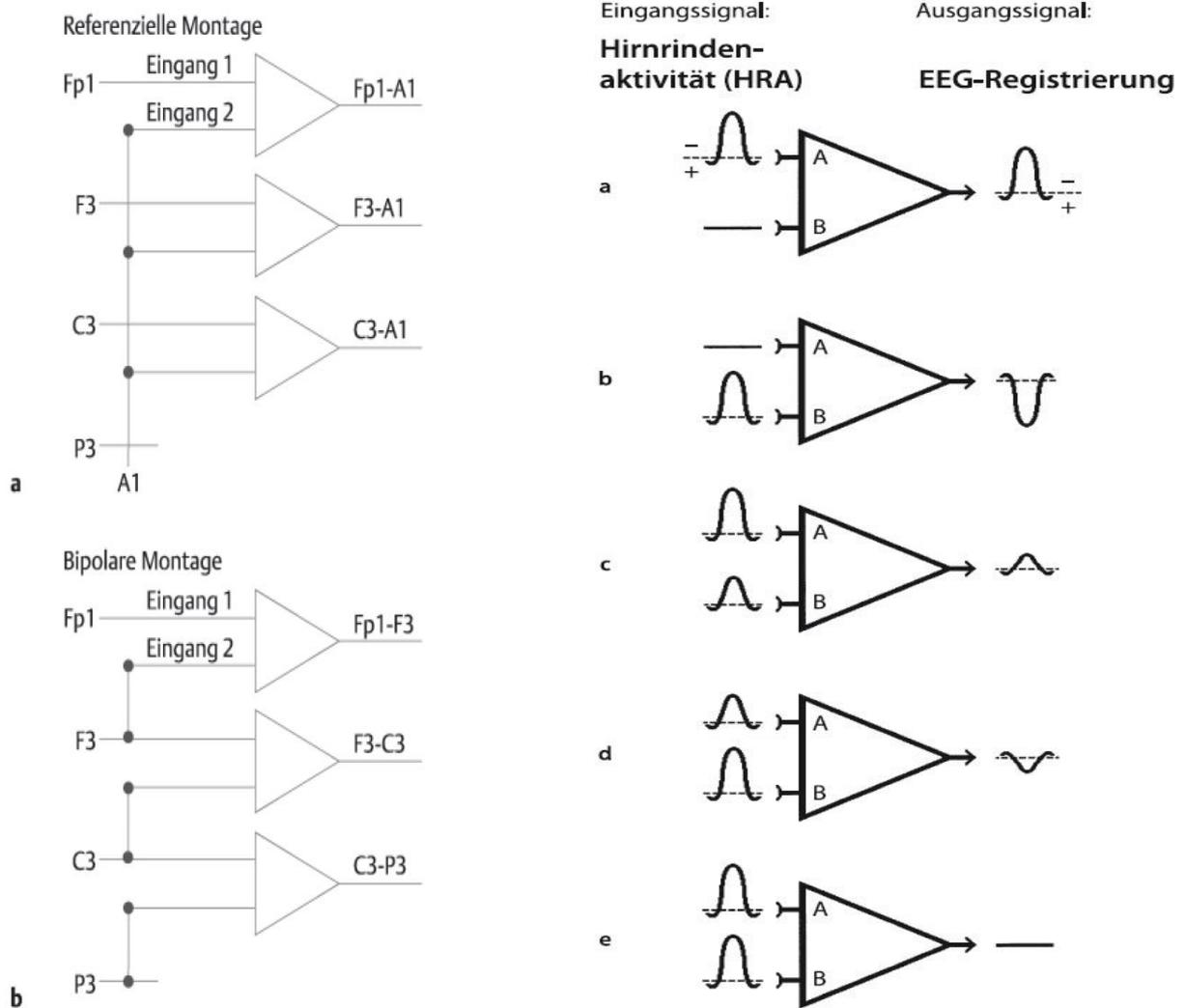
Abbildung 2.14.: Polaritätskonvention der EEG Registrierung (aus [Zschocke (2011)] S. 42).

Prinzipiell können Elektroden referenziell oder bipolar am Differenzverstärker montiert werden (siehe Abb. 2.15a).

Referenzielle Montage: Bei der referenziellen Montage handelt es sich um die Verwendung einer Elektrode als gemeinsame Referenz, welche am Eingang B des Differenzialverstärkers angeschlossen ist. So werden Potentialdifferenzen zwischen den aktiven Elektroden, die am Verstärkereingang A montiert sind und der gemeinsamen Referenzelektrode gemessen. Es wird vorausgesetzt, dass die Referenzelektrode nicht innerhalb des Potenzialfeldes liegt (siehe Abb. 2.15a-a). Als Referenzpunkte bieten sich die **natürliche** oder die **Durchschnitts- oder Mittelwertreferenz** als Alternativen an. Die natürliche Referenz wird an einem Bezugspunkt am Patienten angebracht, der außerhalb der Hirnaktivität liegt. Die Durchschnitts- oder Mittelwertreferenz wird dagegen technisch hergestellt. In der Praxis liegen die natürlichen Referenzpunkte im Nackenbereich, am Kinn oder an der Nase. Aufgrund des niedrigen Einflusses von Muskelartefakten, haben sich die **Ohr läppchen** als Bezugspunkte durchgesetzt. Die Ohr läppchen sind im 10-System mit A1 und A2 gekennzeichnet (Abb. 2.12).

Bipolare Montage: Bei der bipolaren Verschaltung werden dagegen zwei differente Ableitungs elektroden an den Eingängen des Differenzverstärkers angeschlossen. Jede Elektrode wird mit dem Eingang B eines Differenzverstärkers, sowie mit dem Eingang A des Folgenden verbunden. Ausgenommen sind die erste Elektrode, welche nur mit dem Eingang A des ersten Verstärkers verbunden ist und die letzte, welche nur am Eingang B des letzten Verstärkers angeschlossen ist (siehe Abb. 2.15a-b).

Einfluss der Montage auf das Ausgangssignal: Die Art der Verschaltung der Elektroden miteinander beeinflusst signifikant die Amplitudenhöhe, sowie die Polarität des Differenzsignals, welches in einer referenziellen Schaltung stets der aktiven Eingangselektrode entspricht, ausgenommen der Polarität (siehe Abb. 2.15b-a und 2.15b-b). Eine bipolare-Schaltung ergibt dagegen generell eine niedrigere Signalamplitudenhöhe, was in den Abbildungen 2.15b-c, 2.15b-d und 2.15b-e zu sehen ist, hier unterdrücken sich beide Eingangssignale gegenseitig. Eine Polaritätsumkehr der Eingangssignale eines Differenzverstärkers, wie es der Abb. 2.15b-b und 2.15b-e entnommen werden kann, bewirkt dementsprechend eine Invertierung des Ausgangssignals.



(a) Darstellung der referenziellen und der bipolaren Verschaltung. Wobei die Bezeichnungen Fp1,F3,C3,P3,A1 für die Eingangselektroden stehen und Fp1-A1,Fp3-A1,C3-A1 sowie Fp1-F3, F3-C3 und C3-P3 als Bezeichnungen für die zwischen den Elektroden gebildete Ausgangsdifferenz. (aus [Ebner (2010)] S. 18)

(b) Darstellung der verschiedenen Differenzabbildungen, referenzielle und bipolare Verschaltungen. (aus [Zschocke (2011)] S. 43)Für die Beschreibung der Abb. a,b,c,d und e siehe Text.

Abbildung 2.15.: Darstellung der verschiedenen Montagen von Elektroden und deren Auswirkung auf die Amplitude des Ausgangssignals eines Differenzverstärkers.

Vor- und Nachteile der referenziellen Montage: Eine natürliche Referenz bietet eine korrekte Darstellung der Hirnaktivität in Hinsicht ihrer Amplitude und ihrer Polarität, wobei sich die Referenzpunktartefakte auf alle EEG-Kanäle im Verhältnis 1:1 auswirken. Dagegen garantiert eine Ableitung gegen eine Durchschnittsreferenz geringen Einfluss von Referenzartefakten auf die Messung, dadurch ergibt sich eine korrektere Darstellung von EEG-Wellen. Ein Nachteil der Durchschnittsreferenz ist ein „glättender Effekt“, denn dieser begünstigt räumliche Zuordnungsfehler von regional begrenzten Hirnaktivitäten.

Vor- und Nachteile der bipolaren Montage: Die bipolare Montage gilt als weniger artefaktgefährdet als die referenzielle Montage. Die Artefakte einzelner Elektroden bleiben auf benachbarte Ableitungen begrenzt, was zu einer besseren Darstellung der EEG-Messungen führt. Die Nachteile einer bipolaren Montage liegen in der Reduzierung der Amplituden, sowie in der Verfälschung der Polarität der aufgezeichneten EEG-Wellen.

Verstärkung und Filterung von Artefakten

Die Elektroden eines EEGs sind angesichts des Baumaterials, sowie der Leitfähigkeit identisch. Trotz hoher Gleichtaktunterdrückung der Artefakte im Differenzverstärker, treten bei der EEG-Ableitung unterschiedliche Effekte auf, die auf Verschmutzungen oder Transpiration zurückzuführen sind. Dies bewirkt in der Regel einen Rest-Gleichspannungsanteil am Ausgang des Differenzverstärkers [Ebner (2010)].

Der EEG-Verstärker: Aufgrund des bereits erwähnten Rest-Gleichspannungsanteils besteht der im EEG verbaute Verstärker generell aus zwei Verstärkerstufen, welche durch einen Kondensator miteinander gekoppelt sind. Die Eingangssignale neuronaler Potentialschwankungen fließen durch die erste Verstärkerstufe, die aus einem Differenzverstärker besteht. Das Ausgangssignal der ersten Stufe enthält einen Rest-Gleichspannungsanteil, welcher zunächst von einem Kondensator unterdrückt wird. Danach werden die Amplituden der gemessenen neuronalen Potentialschwankungen, welche meist unter 100 μV liegen, in der zweiten Verstärkerstufe um den Faktor 10 000 verstärkt [Ebner (2010)]. Verstärkt werden auch Artefakte, die nicht identisch sind und/oder die Eingänge des Differenzverstärkers nicht im Gleichtakt erreicht haben.

Störung durch Artefakte: Grundsätzlich wird zwischen technischen und biologischen Artefakten unterschieden. Technische Artefakte können aufgrund von Stromnetzstörungen, elektrostatischen Aufladungen des Patienten, schlecht sitzenden Elektroden, bei Zahnprothesen

oder bei einem Herzschrittmacher auftreten. Biologische Artefakte sind dagegen auf den Patienten bezogen und treten aufgrund des EKG-Rhythmus, Schweiß des Patienten oder aufgrund von Muskelbewegungen auf.

Filterung von Artefakten: Artefakte können mit einem Tief-, bzw. Hochpassfilter, sowie mit einem Kerbfilter reduziert werden. Moderne EEGs verfügen über Verstärker, die eine bestimmte und feste Bandfrequenz bis 30 Hz verstärken, welche digitalisiert weiter verarbeitet wird. Generell lassen sich Artefakte über deren jeweilige Frequenzbereiche identifizieren und dementsprechend unter Verwendung von Filtern unterdrücken. Beispielsweise sind Muskelartefakte als rasche Frequenzen, die über 60 Hz liegen, zu identifizieren und mit einem Tiefpassfilter zu unterdrücken. Wechselspannungsstörungen liegen meist bei einer Frequenz von 50 Hz, welche mit einem Kerbfilter „Notch-Filter“ unterdrückt werden können. Bewegungs-, bzw. Schwitzartefakte können mit einem Hochpassfilter unterdrückt werden, denn sie liegen im Frequenzbereich von 1-3 Hz bzw. unter 1 Hz.

2.2.2. Messung der Gehirnrhythmen

Nach Ableitung und Filterung werden die Potentialschwankungen in Form von Amplitudenverläufen für die Auswertung dargestellt. Eine Hirnregion bezogene EEG-Ableitung wird **Grundaktivität** genannt. Je nach Hirnregion unterscheiden sich die dargestellten EEG-Wellen in Bezug auf ihre Amplitude, Frequenz und Phase. So sind beispielsweise Ableitungen frontaler und temporaler Hirnregionen durch das Auftreten von θ -Wellen charakterisiert, während Ableitungen aus der Präzentralregion durch β -Wellen geprägt sind.

Der α -Grundrhythmus

Die EEG-Ableitung der Grundaktivität in der okzipitoparietalen Hirnregion bezeichnet man als Grundrhythmus, welcher aufgrund der in ihm dominanten α -Aktivität, α -Grundrhythmus genannt wurde. Sein Auftreten ist mit der Reduzierung sensorischer Einflüsse und psychischer sowie körperlicher Entspannung bei gleichzeitiger Aufrechterhaltung der Aufmerksamkeit verbunden. Er ist von Mensch zu Mensch sehr unterschiedlich, kann aber für den einzelnen doch eine geringe Variabilität aufweisen. Die Individualität des α -Grundrhythmus war bis 1974 ein Ziel zahlreicher Untersuchungen mit dem Ziel bestimmte Persönlichkeitsmerkmale mit dem EEG zu verknüpfen. Alle Untersuchungen hatten keine Resultate erbracht. Für tiefergehende Informationen sei auf [Brown (1974)] verwiesen, eine Übersicht und eine kritische Stellungnahme ist im Referat „Vom Berger-Rhythmus zum Alpha-Kult und zur Alpha-Kultur“ von Gastaut (1974) zu finden. Eine Variation des α -Grundrhythmus kann als Folge sensorischer

Änderungen (Augen schließen, bzw. öffnen) entstehen. Das wohl bekannteste Beispiel dafür ist der Berger-Effekt.

Der Berger Effekt: Im Jahre 1924 machte der Professor der Psychiatrie Hans Berger (1873-1941) die ersten Messungen von Hirnströmen. Er führte Experimente an Patienten mit offenen Schädelverletzungen durch und erkannte, dass Messungen an Patienten mit offenen Schädeldecken nicht zwangsläufig bessere Messergebnisse brachten, als Messungen an der Schädeloberfläche bei geschlossener Schädeldecke. Er erkannte auch, dass die Verdichtungen der Hirnhäute, sowie postoperative Vernarbungen ungenauere Messungen bringen, als Messungen an einer gesunden Schädeloberfläche. In seinem Buch „Das Elektroenzephalogramm des Menschen“

beschrieb er den nach ihm benannten „Berger-Effekt“. Er schrieb „*Es war mir schon sehr frühzeitig aufgefallen, dass das Öffnen der Augen während der Ableitung¹¹ des EEG auf der Schädeloberfläche oder auch von der Dura¹² einer Schädellücke bei den meisten Versuchspersonen sofort tiefgreifende Veränderungen am EEG hervorrief*“ [Muehlau und Both (1991)]. Die Aussage deutet auf die Ent-

deckung des Berger Effektes hin, welcher in den Abbildungen 2.16 und 2.17 gezeigt wird. In Abb. 2.16 ist gezeigt, dass vor der senkrechten Linie die Augen des Probanden geöffnet waren, nach der senkrechten Linie wurden die Augen geschlossen. Die langsameren Alpha-Wellen sind vor allem an den Elektroden C4-P4, nach der senkrechten Linie zu erkennen. In Abb. 2.17 ist der gegenteilige Fall dargestellt. Hier hat der Proband die Augen vor der senkrechten Abgrenzung geschlossen und danach geöffnet. Die Hirnwellen nehmen die Charakteristik an, die typischerweise bei einem Beta-Rhythmus vorherrscht, das Phänomen ist an den Elektroden C4-P4, nach der senkrechten Linie zu erkennen [Scholz (2014) S.27].

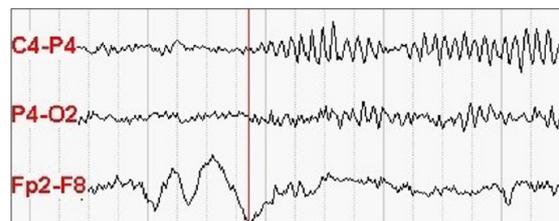


Abbildung 2.16.: Der Berger Effekt (Anfang) (aus [Scholz (2014)] S.27).

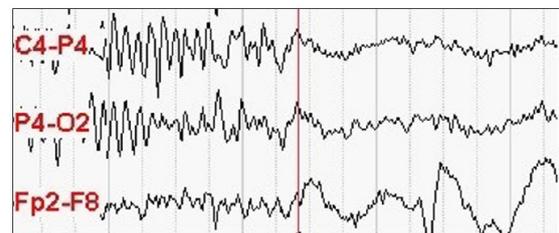


Abbildung 2.17.: Der Berger Effekt (Ende) (aus [Scholz (2014)] S.27).

¹¹während der Messungen.

¹²Dura Mater: harte (äußere) Hirnhaut; Kurzform: Dura.

2.2.3. Auswertung der Gehirnrhythmen

Wie in 2.1.5 erläutert wurde, entstehen aufgrund der Synchronität der wiederholten Erregung großer Neuronenverbände Grundrhythmen, wie beispielsweise der oben genannte α -Grundrhythmus. Obwohl Gehirnaktivitätsrhythmen eine Grundlage für klinische diagnostische Aussagen über die menschliche Gehirnaktivität bilden, bleibt ihre Bedeutung nach dem heutigen Wissenstand lückenhaft und ist nicht frei von Spekulationen. Ihre Interpretation bleibt überwiegend Praxiserfahrung orientiert, für deren klinische Auswertung einige Parameter zu berücksichtigen sind (siehe [Zschocke (2011)]). Für den Belang dieser Arbeit genügt es aber einen Blick auf drei Parameter zu werfen, welche die Frequenz, die Amplitude, sowie die Häufigkeit des Auftretens besonderer Signalmuster im Grundrhythmus sind.

Auswertung der Frequenz

Generell variieren die Grundrhythmen innerhalb eines Frequenzbereichs zwischen 0 Hz und 30 Hz, welcher in vier Frequenzbereiche aufgeteilt ist: δ , θ , α und β . Die Frequenzeinteilung ist empirisch entstanden (mehr dazu siehe [Zschocke (2011) Kapitel 3]). Beispiel dafür ist der α -Grundrhythmus. Abb. 2.18 kann entnommen werden, dass im α -Grundrhythmus vier

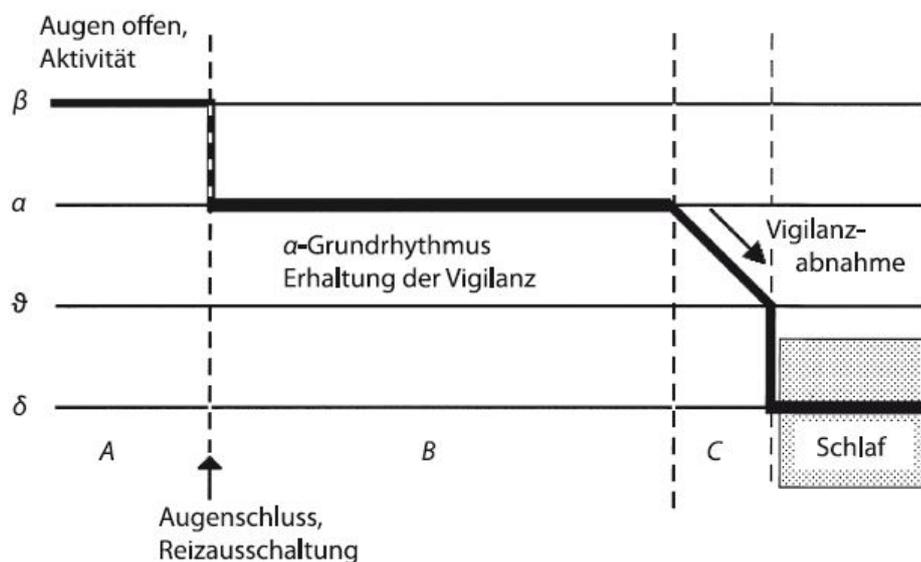


Abbildung 2.18.: Darstellung der Variation des *alpha*-Grundrhythmus (aus [Zschocke (2011)] S. 29).

unterschiedliche Aktivitäten auftreten können. Die β -Aktivität ist bei offenen Augen besonders präsent (2.18-A). Bei geschlossenen Augen und bei Aufrechterhaltung der Vigilanz wird vor allem die α -Aktivität gemessen (2.18-B), welche bei vigilanter Wert Abnahme durch die θ -Aktivität ersetzt werden (2.18-C). Erst im Schlaf prägt die δ -Aktivität den Grundrhythmus.

Die Frequenzangabe: Die Frequenzangabe erfolgt durch Auszählen der einzelnen Potentialschwankungen pro Sekunde. Heutzutage unterscheidet man zwischen vier grundlegenden Bereichen von Potentialschwankungen eines Gehirnrhythmus. Jeder Bereich ist durch das Auftreten bestimmter Wellenmuster gekennzeichnet, welche in Abb. 2.19 zu sehen sind.

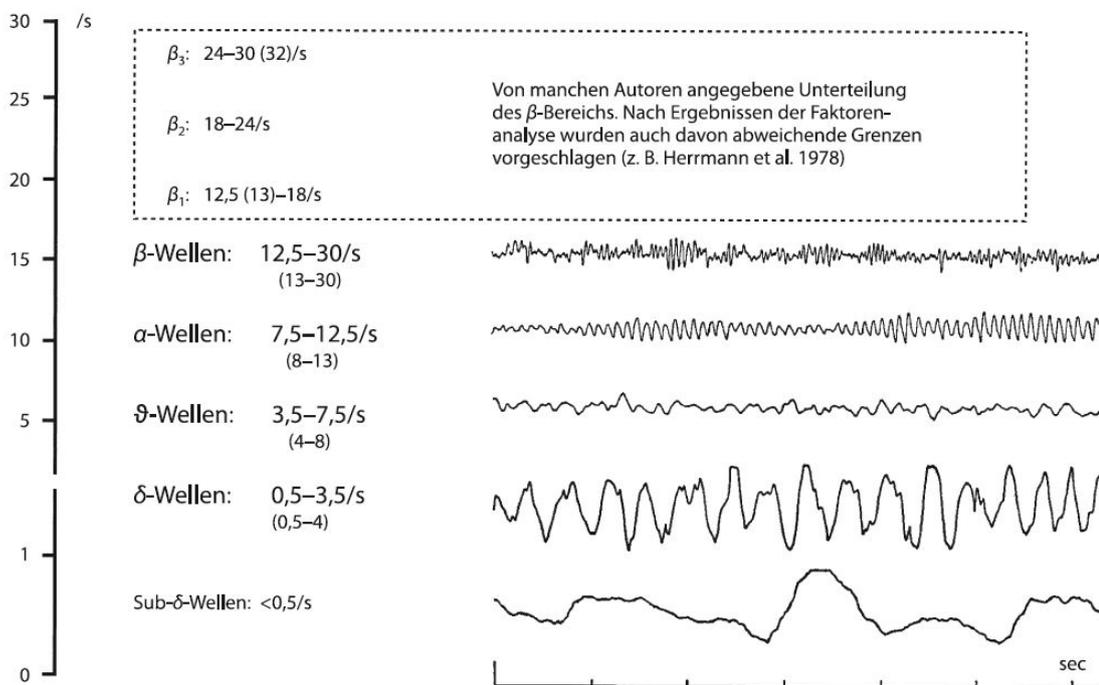


Abbildung 2.19.: Einteilung und Bezeichnungen der Frequenzbereiche des EEG (in Klammern leicht abweichende, ebenfalls häufig verwendete Frequenzgrenzen) (aus [Zschocke (2011)] S. 571).

- δ -Wellen ($0,5$ bis $4/s$): sind häufig durch eine große Amplitude charakterisiert und kennzeichnen den Tiefschlaf oder eine tiefe Bewusstlosigkeit.
- θ -Wellen (4 bis $8/s$): treten in bestimmten Schlafstadien auf und kennzeichnen den Übergang zwischen Schlaf- und Wachzustand.

- α -Wellen (8 bis 13/s): charakterisieren den inaktiven Wachzustand bei Ruhe und Entspannung, während die Augen geschlossen sind.
- β -Wellen (13 bis 30/s): signalisieren einen aktiven und aufmerksamen Wachzustand.

Der Aktivitätsbereich oberhalb von 30/s wird γ -Bereich genannt, welcher im Routine-EEG keine Bedeutung hat aber für manche Grundlagenforschungen interessant ist. Die γ -Wellen werden in mancher, nicht offizieller, Literatur mit dem Auftreten von besonders anspruchsvollen kognitiven Aufgaben oder mit hoher Konzentration, bzw. Aufmerksamkeit in Verbindung gesetzt.

Auswertung der Amplitude

Die Amplitudenwerte von Gehirnrhythmen sind von den Ableitbedingungen abhängig. Auf der Kopfoberfläche liegen sie meist unter $100 \mu\text{V}$, bei direkten Ableitungen an der Hirnoberfläche sind sie dagegen etwa 10-mal höher und liegen zwischen $500 \mu\text{V}$ bis $1000 \mu\text{V}$. Die Amplitudenwerte von Gehirnrhythmen haben in der Medizin einen geringeren Stellenwert als deren Frequenz, denn eine gemessene Spannungshöhe ist das Ergebnis des Differenzverstärkers, der zwischen zwei Elektroden verschaltet ist. Liegen beide auf unterschiedlichen aber aktiven Gehirnregionen, so bildet sich eine geringe Differenz und somit eine geringe Spannungshöhe aus. Liegt dagegen eine der Elektroden auf einer ruhigen Region, wie z.B. am Ohrappen, ergibt sich eine hohe Differenz am Differenzverstärker und somit wird das Ergebnis durch eine hohe Amplitude charakterisiert. Die Amplitude hängt also stark von der Montage der Elektrode am Differenzverstärker ab. Die Amplituden werden in den Befundformulierungen häufig mit den Attributen »niedrig« oder »hoch« gekennzeichnet [Zschocke (2011)]. Liegen zum Beispiel die Amplitudenwerte von α -Wellen unter $20 \mu\text{V}$, werden sie als niedrig bezeichnet, liegen sie zwischen $20 \mu\text{V}$ und $60 \mu\text{V}$, wird ihre Amplitude als mittlere bezeichnet. Als hohe Amplitude bezeichnet man α -Wellen, die Amplituden über $60 \mu\text{V}$ aufweisen.

Häufigkeit des Auftretens besonderer Wellenmuster

Ein Grundrhythmus kann je nach Patientenzustand von den δ -, θ -, α - und β -Wellenmustern geprägt sein. Die EEGisten verwenden häufig die Bezeichnung „Ausprägung“ für die Beschreibung des α -Grundrhythmus, welche die Häufigkeit der Präsenz von α -Wellen im α -Grundrhythmus pro Zeiteinheit beschreibt. Begriffe wie „ausgeprägt“, „mäßig ausgeprägt“ oder „gering ausgeprägt“ werden für die Beschreibung von z.B. Herdstörungen (α -Verlangsamung) verwendet. Für die Bestimmung der α -Ausprägung wird die Amplitude als Bewertungskriterium mit einbezogen. Wie in Teilabschnitt 2.2.3 erläutert, variiert die Amplitudenhöhe der

2. Grundlagen zur Elektroenzephalographie

EEG-Registrierung je nachdem, wie die Elektroden am Differenzverstärker geschaltet sind, daher soll die Festlegung der Ausprägung in Bezug zur Elektrodenmontage erfolgen. Die Häufigkeit des Auftretens der Wellen pro Zeiteinheit wird als **Index** bezeichnet und in Prozent angegeben (siehe Abb. 2.20).

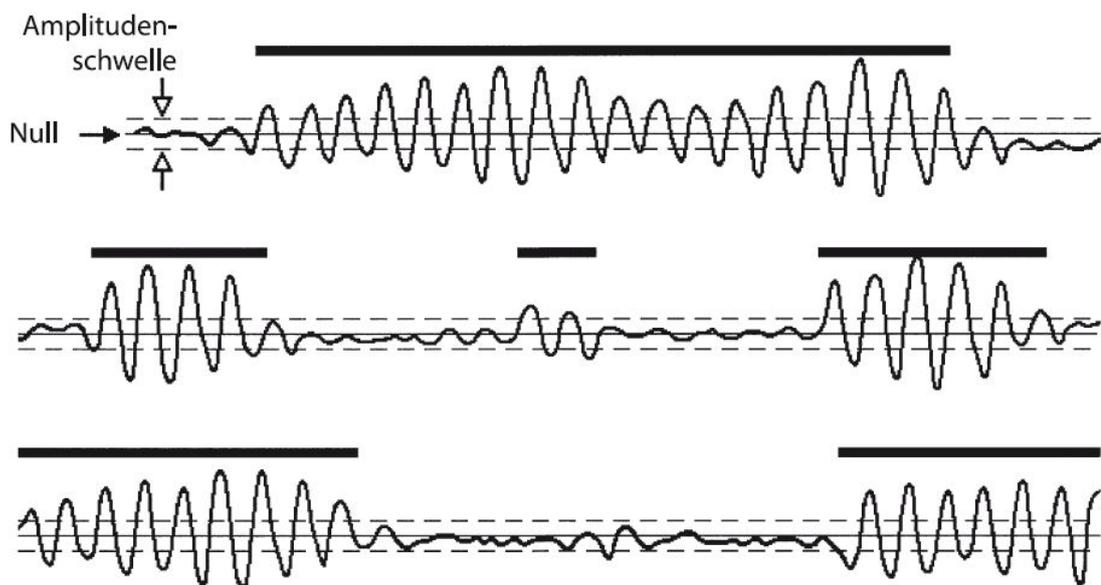


Abbildung 2.20.: Beispiele zur Bestimmung des α -Indexes. Gezählt werden Wellen mit einem Amplitudenwert, der den Schwellenwert $10 \mu\text{V}$ überschreitet. Der α -Index beträgt 60% für alle dargestellten EEG-Wellen (aus [Zschocke (2011)] S. 75).

Für eine genaue Bestimmung des α -Indexes muss der EEG-Zeitraum der Erfassung möglichst groß sein (mehrere Seiten). In der klinischen Praxis genügt eine grobe Einteilung für die Kennzeichnung des α -EEG. Beispielsweise bezeichnet ein α -Index, der kleiner als 30% ist, einen gering ausgeprägten α -Grundrhythmus. Liegt der α -Index zwischen 30% und 60%, wird der α -Grundrhythmus als mäßig ausgeprägt gekennzeichnet. Ein gut ausgeprägter α -Grundrhythmus ist gekennzeichnet von einem α -Index größer als 60%. Auf ähnliche Weise erfolgt die Häufigkeitsbestimmung von δ -, θ - und β -Wellen, welche aber keine praktische klinische Bedeutung hat.

2.2.4. Interpretation und Bedeutung von Gehirnrythmen

Gehirnrhythmen variieren stark und korrelieren wie es in Abb. 2.21 dargestellt ist mit bestimmten Verhaltenszuständen, wie z.B. Aufregung, Entspannung, Wachzustand, Tiefschlaf oder einem komatösen Zustand. Obwohl Rhythmen keinen Aufschluss darüber geben, woran eine Person gerade denkt, können sie doch Auskunft darüber geben, ob die Person genau das gerade tut. Wenn der Kortex gerade aktiv Informationen verarbeitet, ist das Aktivitätsniveau der Neuronen relativ hoch. Die Neuronen arbeiten dabei synchron und mit voller Aktivität, allerdings in kleinen Gruppen. Dadurch wird die Signalsumme eine geringe Amplitude und eine relativ hohe Frequenz aufweisen, was auf die Dominanz der Gamma- und Beta-Rhythmen hindeutet. Das Phänomen ist z.B. mit einem aufgeregten Zustand eines Patienten zusammenzubringen, was auf Abb. 2.21 (Excited) zu sehen ist. Im Schlaf werden meist relativ wenig Informationen verarbeitet. Ein Großteil der Neuronen wird phasenweise durch einen gemeinsamen und langsamen rhythmischen Input erregt. Die Folge ist eine hohe Synchronität und eine hohe Amplitude des Signals. In diesem Fall dominieren die Delta- und Theta-Rhythmen in der Signalsumme wie Abb. 2.21 (Deep Sleep) entnommen werden kann.

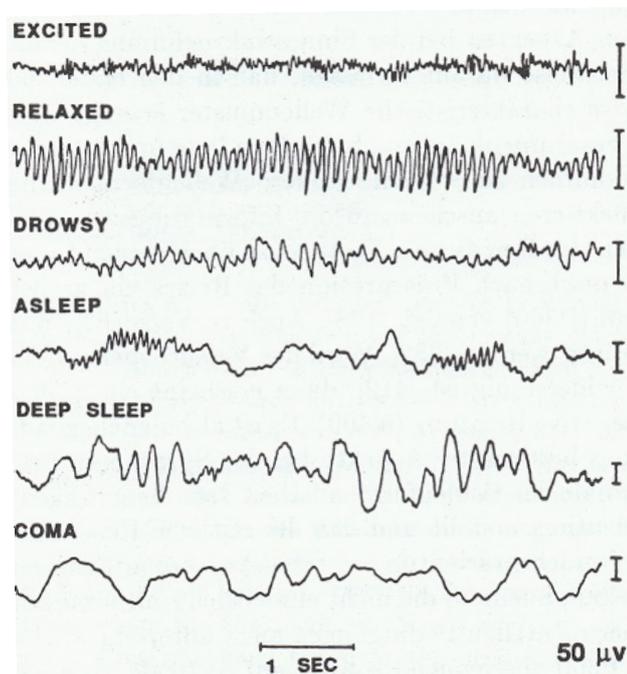


Abbildung 2.21.: EEG-Aufzeichnungen während unterschiedlicher Erarbeitungsphasen (aus [Churchland u. a. (1997)] S. 567).

Teil II.

**Architektur und Design der
Multieffekt-Software**

1. Überblick

Das Multieffekt-*Patch* (siehe Abb. 1.1) besteht aus einem Kontrollbereich, einem Signalpfad, einem EEG-Monitor und einem OSC-Nachrichtenempfänger. Die seriell miteinander verschalteten Effekte bilden zusammen den Signalpfad, der vom Gitarrensiegel durchlaufen wird. Im Kontrollbereich kann jeder Effekt aktiviert oder deaktiviert werden, dies erfolgt über eine eigene grafische Benutzeroberfläche. Die grafische Benutzeroberfläche bietet außerdem die Möglichkeit dessen Parametereinstellungen zu modifizieren, zu speichern und wieder abzurufen. Ein EEG-Monitor dient dazu die EEG-Aktivitäten darzustellen.

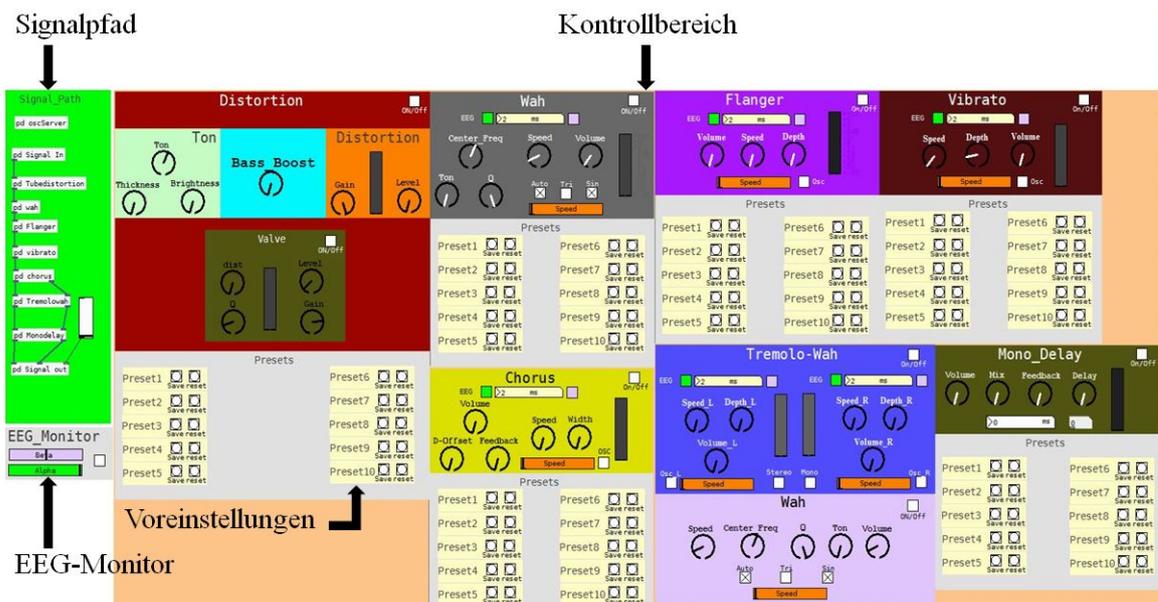


Abbildung 1.1.: Darstellung der grafischen Oberfläche des Multieffekts.

In dem zweiten Kapitel wird auf das Design der einzelnen Effekte eingegangen. Kapitel 3 beschäftigt sich mit der Steuerung der Multieffekt-Software. Der erste Teil von Kapitel 3 befasst sich mit dem verwendeten EEG-Gerät, sowie mit der eingesetzten Methode zur Nutzung der erfassten EEG-Messungen in die Steuerung der Effekte. Im zweiten Teil vom Kapitel 3 wird auf die Gestensteuerung des Multieffekts eingegangen. Letztendlich folgt im dritten Teil von Kapitel 3 eine Einführung in die Bedienung der grafischen Benutzeroberfläche.

2. Design der Audioeffekte

In diesem Kapitel wird auf die verschiedenen Effekte, und ihre Implementierung in *Matlab*, sowie in „*Pure data*¹“ (kurz. *Pd*) eingegangen.

2.1. Delay-basierte Effekte

Zu den Delay-basierten Audioeffekten gehören Vibrato, Chorus, Flanger sowie Delay, welche laut [Zölzer (2011)] auf Basis eines universellen Kammfilters (siehe Abb.2.1) (Engl. *universal comb filter*) realisiert werden können.

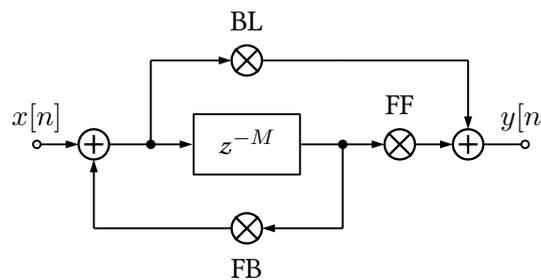


Abbildung 2.1.: Universeller Kammfilter mit den Parametern BL: blend, FF: feedforward, FB: feedback nach [Zölzer (2011)].

Durch verschiedene Parametereinstellungen kann der Kammfilter als FIR-, IIR-, Allpass-Filter oder auch als einfaches Delay betrieben werden. Die Parametereinstellungen können der Tabelle 2.1 entnommen werden.

Tabelle 2.1.: Parameter des universellen Kammfilters.

Modus/Parameter	BL	FB	FF
FIR comb Filter	X	0	FF
IIR comb Filter	1	X	0
Allpass	a	-a	1
Delay	0	0	1

¹ *Pure data* ist eine grafische Entwicklungsumgebung zur Klangerzeugung in Echtzeit.

2.1.1. Vibrato

Der Vibrato-Effekt bewirkt eine periodische Variation der Frequenz eines Audiosignals und kann auf verschiedene Arten erzeugt werden. Geübte Sänger zum Beispiel, können mit der Kraft Ihrer Stimmbänder einen langanhaltenden vibrierenden Ton erzeugen. Musiker mit einem Saiteninstrument können einen Ton geringfügig vibrieren lassen, indem sie die Saiten quer über die Bünde einer Gitarre ziehen. Bei einer E-Gitarre können vibrierende Töne durch das Niederdrücken des Hebels des mechanischen Vibratosystems erzeugt werden. Den Abbildungen 2.2 und 2.3 kann die Wirkung des Vibrato-Effekts auf ein Audiosignal im Frequenzbereich entnommen werden.

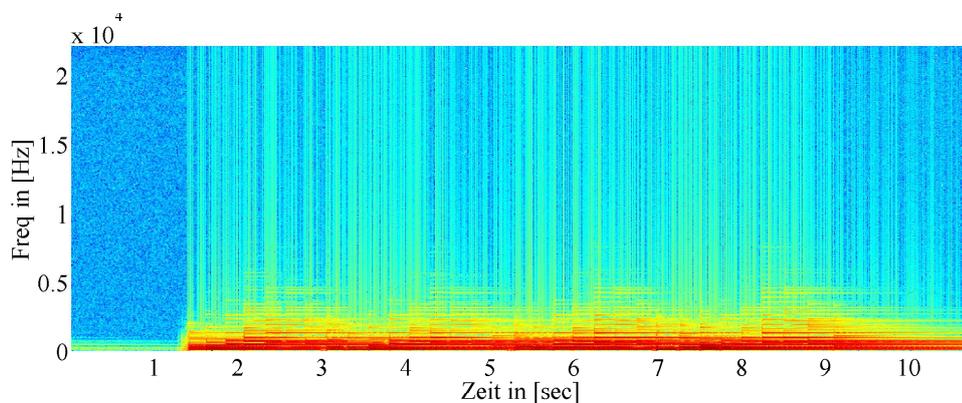


Abbildung 2.2.: Darstellung des rohen Audiosignals im Frequenzbereich.

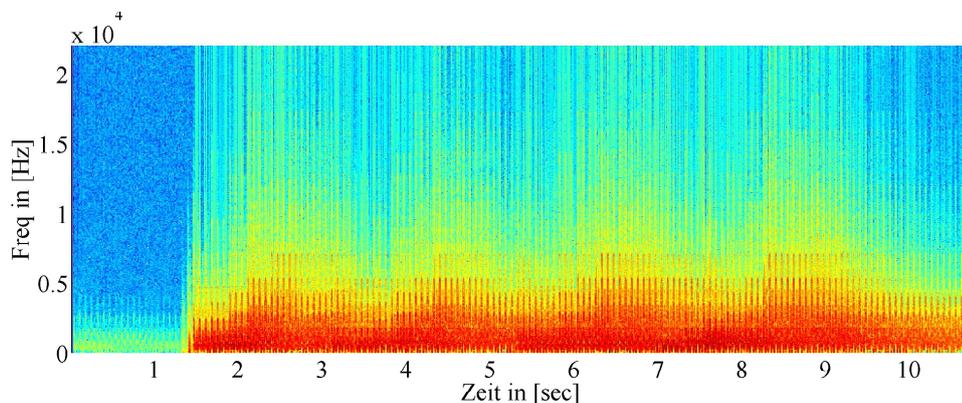


Abbildung 2.3.: Darstellung eines mit dem Vibrato-Effekts behafteten Audiosignals, wobei die Frequenz des Oszillaotrs bei 14 Hz liegt und die Intensität 0.05 beträgt.

Bezogen auf dem Multieffekt-Patch erfolgt die Einstellung der Frequenz des Oszillators beim Vibrato-Effekt durch die Betätigung des Drehknopfs „Speed“. Die Intensität des Effekts kann durch den Drehknopf „Depth“ bestimmt werden.

Implementierung

Hauptsächlich geht es darum das Audiosignal zu verzögern und mittels eines niederfrequenten Oszillators, (kurz *LFO*), das verzögerte Audiosignal periodisch zu variieren. Die Verzögerungszeit hat meistens einen Wert zwischen 5 und 10 ms, wobei die Frequenz des LFOs in einem Bereich von 5-14 Hz liegt.

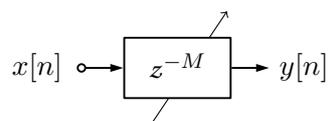


Abbildung 2.4.: Vibrato nach [Zölzer (2011)].

Matlab: Eine Implementierung in *Matlab* kann Listing A.1 entnommen werden. Hierbei werden die Variationswerte aus dem vorgegeben Delay und dem aktuellen Wert des LFOs wie folgt berechnet:

```
M =MODFREQ;  
MOD = sin(M*2*pi*n);  
ZEIGER = 1-DELAY+WIDTH*MOD; <- maximale Verzögerungszeit.
```

Das Audioausgangssignal wird zunächst anhand der berechneten Variationswerte, sowie des verzögerten Eingangssignals interpoliert. Im Listing A.1 (siehe Anhang) wurde eine lineare Interpolation für die Berechnung des Ausgangssignals verwendet, welche wie folgt berechnet wird :

$$y(n, 1) = Delayline(i + 1) * frac + Delayline(i) * (1 - frac)$$

bzw. Mathematisch dargestellt

$$y(n) = x(n - (M + 1)) * frac + x(n - M) \cdot (1 - frac) - y(n - 1) \cdot (1 - frac).$$

Alternative Interpolationsverfahren sind in [Zölzer (2011)] S.79 zu finden.

Pure data: Die *Pure data* Implementierung (siehe Abb. B.1) des Vibrato-Effekts basiert auf dem im Anhang zu entnehmenden Listing A.1. Die Verzögerung wird in ms angegeben und nach der folgenden Formel berechnet:

$$Depth \cdot (LFO + 1) + 1, \text{ mit } -1 \leq LFO \leq 1. \quad (2.1)$$

Die Interpolation in *Pure data* übernimmt das Objekt [vd ~], welches ein bilineares Interpolationsverfahren implementiert.

2.1.2. Chorus

Der Chorus-Effekt ist der nächste Verwandte des Vibrato-Effekts. Es handelt sich hierbei um den beliebtesten Modulationseffekt, welcher sich für akustische und elektrische Gitarren, sowie auch für Bass und Gesang eignet. Der Chorus-Effekt wird auch „Breitmacher“ genannt. Er bewirkt, dass ein Ton voluminöser und wärmer klingt.

Implementierung

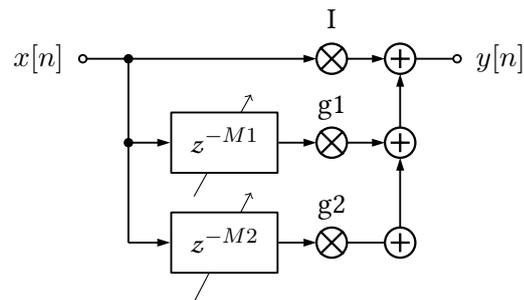


Abbildung 2.5.: Der Chorus-Effekt nach [Zölzer (2011)].

Wie dem Blockschaltbild 2.5 entnommen werden kann, besteht der Chorus-Effekt aus zwei parallel zueinander geschalteten Vibrato-ähnlichen Verzögerungsketten, wobei der Frequenzunterschied zwischen den beiden Oszillatoren der Verzögerungsketten 1 Hz beträgt. Die verzögerten Signale werden dem Originalsignal summiert. Die wichtigsten Kontrollparameter sind die Frequenz des LFOs, welche 5 Hz nicht überschreiten darf und die Intensität des Effekts. In *Pure data* wurde ein Stereo Chorus implementiert. Hier wird das originale Signal nicht mit dessen verzögerten Kopien zusammengemischt, sondern getrennt auf den Ausgängen des Stereokanals ausgegeben. Zusätzlich wurde noch in den jeweiligen Verzögerungsketten ein Delay-Offset implementiert, welcher dem Chorus einen Echo-Effekt verleiht, sodass der Klang

sich noch breiter und fülliger gestaltet. Die Verzögerung in den jeweiligen Verzögerungsketten lässt sich anhand der folgenden Formel berechnen:

$$Depth \cdot (LFO + 1) + Dof fset, \text{ mit } -1 \leq LFO \leq 1, 1 \leq Dof fset \leq 1. \quad (2.2)$$

Die Implementierungen des Chorus-Effekts können dem Anhang unter „ChorusFlanger.m“ bzw. „Chorus.pd“ entnommen werden.

2.1.3. Flanger

Eine Legende besagt, dass in den siebziger Jahren zwei Studiot Techniker beim Versuch scheiterten, zwei identisch bespielte Tonbänder auf zwei Bandmaschinen gleicher Bauart zeitgleich zueinander wieder zu geben. Sie entdeckten den Flanger Effekt. Aufgrund von Toleranzen in der Herstellung der baugleichen Tonbandgeräte entstanden bei der Wiedergabe Geschwindigkeitsdifferenzen, welche zur Entstehung eines „Düsenjäger-ähnlichen Effekts“ im Audiosignal geführt hat. Anders gesagt, der Flanger-Effekt entsteht wenn zwei identische Töne minimal verzögert (0.1-3 ms) zueinander wiedergegeben werden. Die minimale Zeitverzögerung sorgt für eine periodische gegenseitige Auslöschung beider gespielter Töne. Zur Verdeutlichung sei folgendes Beispiel angeführt: Ein Ton T_1 mit einer Grundfrequenz $F_1 = 1 \text{ kHz}$ und einer Periodendauer von $T = 1/f = 0.001 \text{ s}$ wird erzeugt. Eine vollständige Auslöschung von T_1 erfolgt erst, wenn ein zweiter Ton T_2 mit der gleichen Frequenz $F_2 = 1 \text{ kHz}$ so dazu parallel wiedergegeben wird, dass es zwischen den beiden Tönen eine Zeitverzögerung von genau einer halben Periode ($T/2 = 0.0005 \text{ s}$), sprich eine Phasenverschiebung von 180° gibt. Mit anderen Worten: zwei Töne die die gleichen Grundfrequenz haben, löschen sich gegenseitig aus, wenn ein Ton dem anderen mit einer Phasenverschiebung von 180° nacheilt, bzw. vorausseilt. Das Phänomen tritt auch bei komplexeren Signalen auf, wie zum Beispiel einem Gitarrenton. Im Fall eines Gitarrentons werden die Tonbestandteile bei der Frequenz $F = 1 \text{ kHz}$, sowie ihre ungeradzahlig vielfachen im Ton ausgelöscht. Die dazwischen liegenden geradzahlig vielfachen von F werden dagegen zueinander addiert, was zu einer Verdoppelung deren Amplituden führt. Der Frequenzgang eines Flanger-Filters enthält eine immer wiederkehrende Kerbe. Aus diesem Grund wird der Flanger-Filter auch Kammfilter genannt.

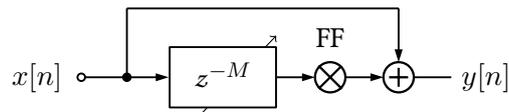


Abbildung 2.6.: Flanger.

Implementierung

Dem Blockdiagramm 2.6 kann entnommen werden, dass der Flanger fast wie das Vibrato implementiert ist, wobei der Unterschied in der Zeitverzögerung liegt, welche beim Flanger maximal 3 ms betragen darf. Die Frequenz des LFO liegt zwischen 0.1 und maximal 1 Hz.

Die Implementierungen in *Matlab*, bzw. in *Pure data* können dem Anhang unter „ChorusFlanger.m“ bzw. „Flanger.pd“ entnommen werden.

2.1.4. Delay

Als Delay wird einerseits eine Verzögerung bezeichnet, andererseits auch der Echo-Effekt. Beim Echo handelt es sich um eine Wiederholung eines Signals nach einer gewissen Verzögerungszeit. Um eine digitale Verzögerungszeit zu erzeugen, wird ein Speicherpuffer benötigt, welcher für einen gewissen Zeitabschnitt das Eingangssignal zwischenspeichert. Aus dem Speicherpuffer wird dann das gespeicherte Signal mit einer gewissen Verzögerung ausgelesen und mit dem zeitverzögerten Eingangssignal gemischt.

Implementierung

Die Implementierung erfolgt nach dem in Abb. 2.7 gezeigten Blockdiagramm:

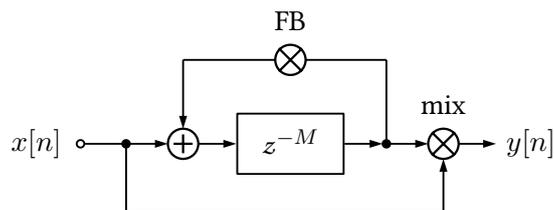


Abbildung 2.7.: Delay.

Die Implementierungen in *Matlab*, bzw. in *Pure data* können dem Anhang unter „Delay.m“ bzw. „MonoDelay.pd“ entnommen werden.

2.2. Tremolo

Das Tremolo moduliert den Pegel eines Signals mit einer niederfrequenten Schwingung, welche in der Größenordnung 0.5-20 Hz liegt. Das Signal wird periodisch ein- und ausgeblendet, sodass rhythmische Schwankungen in der Lautstärke entstehen. Der Amplitudenmodulator kann wie folgt beschrieben werden:

$$y[n] = [1 + \alpha \cdot m(n)] \cdot x[n]. \quad (2.3)$$

$m[n]$ stellt den niederfrequenten Oszillator dar und $x[n]$ das zu modulierende Signal. Der Faktor α bestimmt die Intensität des Tremolo-Effekts und liegt in einer Größenordnung von 0-1. Der Effekt eines Tremolos auf einem Audiosignal kann Abb. 2.8 entnommen werden.

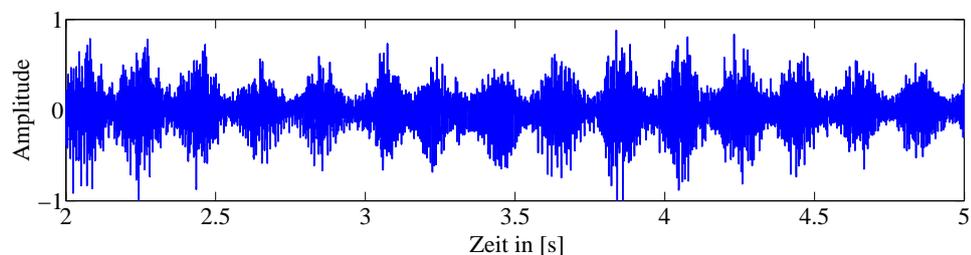


Abbildung 2.8.: Darstellung der Wirkung eines Tremolo-Effekts auf ein Audiosignal, wobei $\alpha = 0.5$ beträgt, die Frequenz des Oszillators liegt bei 5 Hz.

Implementierung

Die Implementierung in *Matlab* und *Pure data* basiert auf der Gleichung 2.3. In *Pure data* wurde ein Stereo-Tremolo-Effekt implementiert, der zwei voneinander völlig unabhängige Signalmodulatoren nutzt, die das Signal bearbeiten und auf den jeweiligen Ausgängen des Stereokanals ausgeben.

Die Implementierungen in *Matlab*, bzw. in *Pure data* können dem Anhang unter „Tremolo.m“ bzw. „Tremolo.pd“ entnommen werden.

2.3. Wah Wah

Der Wah-Wah-Effekt verändert den Ton einer Gitarre oder eines Keyboards, sodass es sich wie eine menschliche Stimme, die „wah wah“ ausspricht anhört. In einem Wah-Wah wird meist entweder ein Glockenfilter, (engl. „*peak filter*“) oder ein Tiefpassfilter mit hoher Güte verwendet. Ein hoher Gütefaktor sorgt dafür, eine schmale Bandbreite im Eckfrequenzbereich beider Filter zu erzeugen. Der Tiefpassfilter erhält dazu noch eine Übertönung, das Ausgangssignal wird somit durch eine schmale und steilflankige Resonanz geprägt (siehe Abb.2.10). Der typische Wah-Wah-Effekt entsteht erst, wenn die Eckfrequenz der Resonanz im Bereich zwischen 300 und 2000 Hz hin und her geschoben wird. Laut [Zölzer (2011)] eignet sich der zeitvariable Filter als Alternative für die Realisierung des Effektes. Der zeitvariable Filter verfügt gleichzeitig über einen Tiefpass-, Bandpass-, und Hochpass-Filterausgang und bietet noch die Möglichkeit, die Eckfrequenz über die Zeit zu variieren. Die drei Ausgänge des zeitvariablen Filters werden durch folgende Transferfunktionen beschrieben:

$$H_l(z) = \frac{r^2}{1 + (r^2 - q - 1)z^{-1} + qz^{-2}}, \quad (2.4)$$

$$H_b(z) = \frac{(1 - z^{-2})}{1 + (r^2 - q - 1)z^{-1} + qz^{-2}}, \quad (2.5)$$

$$H_h(z) = \frac{r \cdot (1 - z^{-1})}{1 + (r^2 - q - 1)z^{-1} + qz^{-2}}. \quad (2.6)$$

Mit $r = 2 \sin(\pi f_c / f_s)$, wobei f_c und f_s die Eckfrequenz bzw. die Abtastfrequenz des Filters darstellen. Die Variable q lässt sich in Funktion vom Filtergütefaktor Q ausdrücken $q = 1 - r(1/Q)$. Der Einfluss des Gütefaktors auf den Frequenzgang des Tiefpassfilters kann den Abbildungen 2.9 und 2.10 entnommen werden.

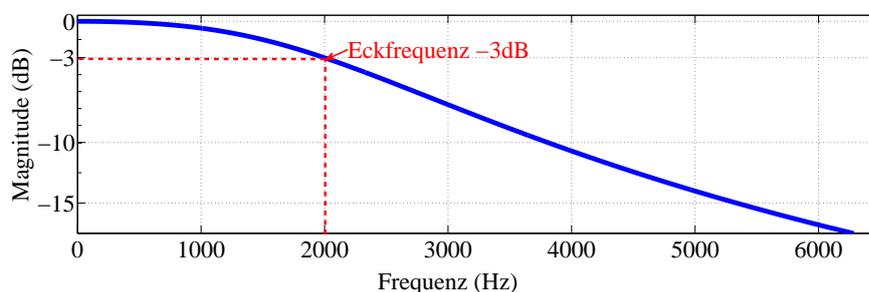


Abbildung 2.9.: Darstellung des Frequenzgangs des Tiefpassfilterausgangs eines zeitvariablen Filters mit einer Eckfrequenz $f_c = 2000$ Hz und einem Gütefaktor $Q = 0.707$.

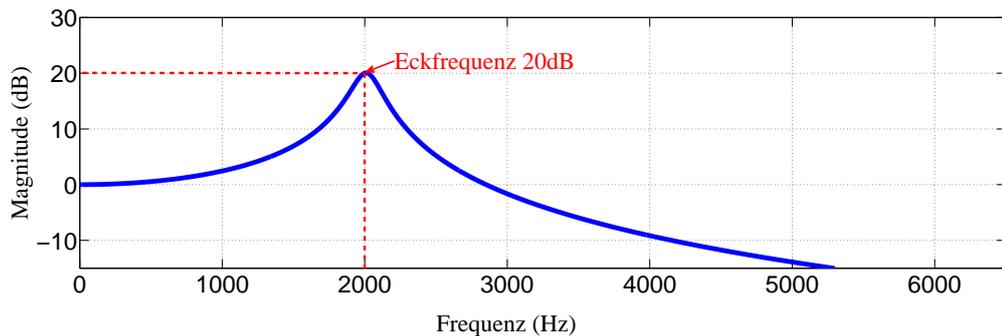


Abbildung 2.10.: Darstellung des Frequenzgangs des Tiefpassfilterausgangs eines zeitvariablen Filters, mit einer Eckfrequenz $f_c = 2000$ Hz und einem Gütefaktor $Q = 0.1$.

Implementierung

Matlab: Die Implementierung in *Matlab* erfolgt nach dem Prinzip des Blockdiagramms das in Abb. 2.11 dargestellt ist.

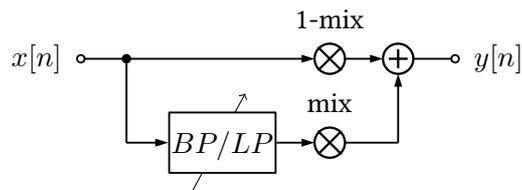


Abbildung 2.11.: Wah-Wah.

Der eben erwähnte zeitvariable Filter wurde anhand der folgenden Differenzgleichungen implementiert:

$$\begin{aligned}
 y_l[n] &= F_1 y_b[n] + y_l[n - 1], \\
 y_b[n] &= F_1 y_h[n] + y_b[n - 1], \\
 y_h[n] &= x(n) - y_l[n - 1] - Q_1 y_b[n - 1].
 \end{aligned}
 \tag{2.7}$$

$y_l[n]$, $y_b[n]$ und $y_h[n]$ stellen hierbei die jeweiligen Ausgänge des Tiefpass-, Bandpass-, und Hochpass-Filters dar. Die Eckfrequenz des Filters wurde unter Verwendung einer Dreieckfunktion variiert, welche zwischen den typischen Wah-Wah Frequenzen (300 bis 2000 Hz) oszilliert.

Pure data: Die Implementierung in *Pure data* ist ebenfalls eine Umsetzung des Blockdiagramms in Abb. 2.11. In *Pure data* bietet sich das Objekt [vcf ~] (vcf ist eine Abkürzung für

Voltage-controlled bandpass filter) an, das ein Bandpassfilter ist, welcher die Möglichkeit bietet dessen Eckfrequenz zu variieren.

Im Anhang sind die Implementierungen in *Matlab*, bzw. in *Pure data* unter den Namen „WahWah.m“, bzw. „WahWah.pd“ zu finden.

2.4. Verzerrung

Signalverzerrungen entstehen durch kratzig klingende Oberwellen, welche innerhalb eines nichtlinearen Systems (siehe 1.2) eines Eingangssignal hinzuaddiert werden. Mathematisch dargestellt antwortet ein lineares System auf ein Eingangssignal der Form $x(n) = A \sin(2\pi f_1 T n)$ mit einem Ausgangssignal $y(n) = A' \sin(2\pi f_1 T n + \phi)$, sodass sich die Änderung im Eingangssignal auf der Amplitudenhöhe, sowie auf der Phase der verschiedenen Frequenzen begrenzt. Ein nichtlineares System antwortet dagegen mit einem Ausgangssignal $y(n) = A_0 + A_1 \sin(2\pi f_1 T n) + \dots A_n \sin(N \cdot 2\pi f_1 T n)$. Hier werden aufgrund der Nichtlinearität des Systems mehrere periodische Signale zum ursprünglichen Signal aufeinander addiert. Die Übersteuerung einer Transistorstufe kann ein solches Phänomen hervorrufen, sie führt zu einer Verzerrung des Eingangssignals (siehe Abb. 2.13).

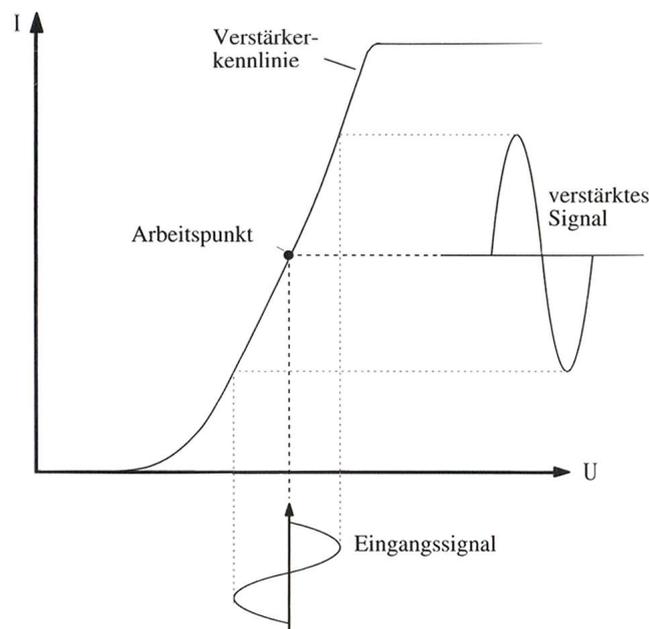


Abbildung 2.12.: Kennlinie einer mittel ausgereicherten Transistor Verstärkerstufe (aus [Pieper (1999)] S. 185).

An der Stelle des Arbeitspunktes in Abb. 2.12, welcher sich mitten im linearen Bereich der Transistorkennlinie befindet, erfährt das Eingangssignal bei Erhaltung der ursprünglichen Form eine Pegelverstärkung.

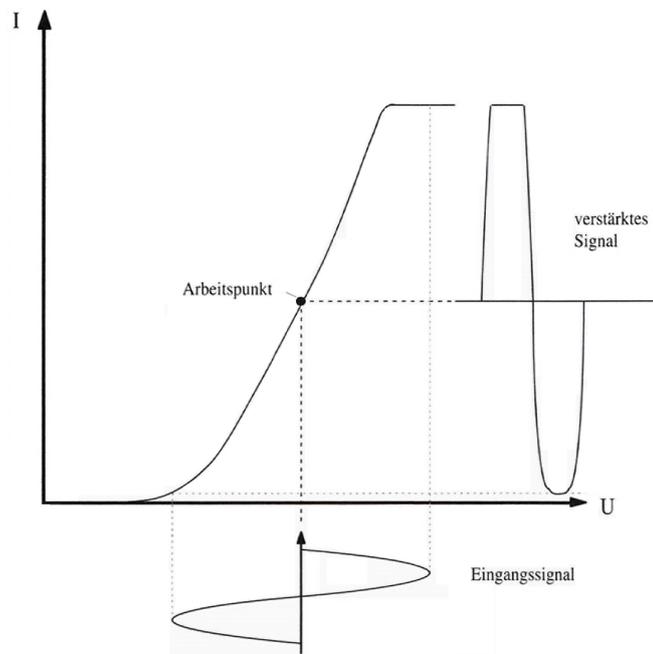


Abbildung 2.13.: Kennlinie einer hoch ausgereicherten Transistor Verstärkerstufe (aus [Pieper (1999)] S. 186).

Wird die Verstärkerstufe noch höher gesteuert, wie Abb.2.13 zu entnehmen ist, erreichen die Spitzen des Eingangssignals die nichtlinearen Bereiche der Verstärkerkennlinie. Sobald die Oberwellen den oberen Knick erreichen, werden sie einfach abgeschnitten. Unten geraten die Signalwellen in den unteren Krümmungsbereich der Kennlinie, was zu einer Abrundung der Signalspitze führt. Als Folge dessen verformt sich das Eingangssignal und es entstehen Verzerrungen.

Implementierung

Für die Approximation der Kennlinie des Transistorverstärkers wurde bei der Implementierung des Verzerrer-Effekts die hyperbolische Tangentenfunktion \tanh verwendet. Der Grund dafür liegt bei der Ähnlichkeit des Linienverlaufs der \tanh -Funktion zu der der Verstärkerkennlinie. Außerdem charakterisiert sich die Funktion \tanh durch einen gebogenen Oberbereich, sodass bei zunehmender Übersteuerung des Eingangssignals ein rascher Pegelanstieg der entstande-

nen ungeradzahigen Frequenzvielfachen vermieden wird.

Die Implementierung erfolgt nach folgendem Schema:

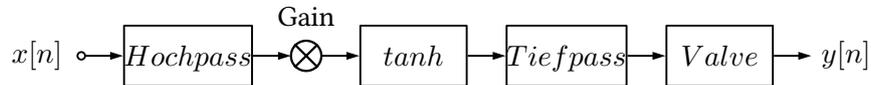


Abbildung 2.14.: Verzerrer.

Das Eingangssignal durchläuft zuerst einen Hochpassfilter, welcher die unerwünschten tiefen Frequenzen unterdrückt. Das Signal wird zunächst mit einem Gainfaktor multipliziert und dadurch übersteuert. Das übersteuerte Signal gelangt dann in die Funktion \tanh , welche den nichtlinearen Bereich einer Verstärkerstufe simuliert und für eine Verzerrung des Signals sorgt. Zum Schluss durchläuft das verzerrte Signal einen hochresonanten Tiefpassfilter, welcher dafür sorgt, dass die durch die Verzerrung entstandenen unerwünschten Oberwellen begrenzt werden. Um den Verzerrer noch dynamischer zu gestalten, wurde am Ende der Signalkette eine Röhrensimulation (in Abb. 2.14 *Valve* nach [Zölzer (2002) S.122]) implementiert, welche sich durch folgende Funktion beschreiben lässt:

$$f(x) = \frac{x - Q}{1 - e^{-dist(x-Q)}} + \frac{Q}{1 - e^{-dist(Q)}}, \text{ mit } Q \neq 0, x \neq Q. \quad (2.8)$$

Q repräsentiert dabei den Arbeitspunkt und somit die Linearität der Transferfunktion und $dist$ den Charakter der Verzerrung. Somit richtet sich die Linearität der Transferfunktion an dem Q -Wert, das bedeutet: je negativer Q ist, desto linearer fällt die Transferfunktion aus.

Im Anhang befinden sich die Implementierungen in Matlab bzw. in *Pure data* unter den Namen „Distortion.m“ bzw. „Distortion.pd“.

3. Steuerung des Multieffekts

3.1. EEG-Effektsteuerung

Als EEG-Gerät kommt das Gerät „MindWave“ der Firma „Neurosky“ zum Einsatz (siehe 3.1). Das Gerät verfügt über zwei Elektroden, eine aktive und eine passive. Aus diesem Grund wird davon ausgegangen, dass mit den Elektroden eine referenzielle EEG Messung durchgeführt wird (siehe Abschnitt 2.2.1). Die aktive Elektrode wird frontopolar links (siehe Abb. 2.11) auf der Stirn positioniert, die referenzielle ans linke Ohrläppchen (siehe Abb. 2.12) geklemmt. Die vom EEG-Gerät gemessenen Signale werden bei einer Frequenz von 512 Hz an den mitgelieferten „USB“-Funkempfänger gesendet, welcher als Server dem Computer den Zugriff auf die Daten gewährleistet. Das EEG-Gerät sendet grundsätzlich zwei Datentypen: die im Gerät auf unbekanntem Wege bearbeiteten Daten und die Rohdaten. Der Unterschied zwischen den beiden Datentypen liegt an der Latenzzeit, deren Aktualisierung. Während die im EEG-Gerät verarbeiteten Daten in einem Abstand von einer Sekunde aktualisiert werden, werden die Rohdaten dagegen 512 mal pro Sekunde übertragen. Wegen der relativ geringen Latenzzeit eignen sich nur die Rohdaten für die Echtzeitsteuerung der Audioeffekte.



Abbildung 3.1.: Darstellung des Neurosky-Mindwave EEGs.

3.1.1. EEG-Datenerfassung und Weiterleitung

Für die EEG-Datenerfassung wurde im Rahmen dieser Arbeit ein Java Programm namens „EEGtoPD“ geschrieben, welches als Client die Daten vom USB-Funkempfänger abfragt. Die Kommunikation zwischen Client und Server basiert auf dem TCP Protokoll. Die Verbindung zum Server erfolgt durch eine Klasse namens „Connector“, die ein Socket mit der loopback-Adresse 127.0.0.1 und dem Port 13854 erstellt. Die Klasse „Dispatcher“ liest mit einer Endlosschleife Nachrichten aus dem Socket. Die Nachrichten werden im JSON Format übertragen und sehen wie folgt aus:

```
1 {
2     "poorSignalLevel":0,
3     "eegPower":{
4         "highGamma":19825,
5         "lowGamma":13228,
6         "theta":6200,
7         "highAlpha":11335,
8         "lowBeta":13453,
9         "delta":12260,
10        "highBeta":35085,
11        "lowAlpha":11619},
12        "eSense":{
13            "meditation":74,
14            "attention":81
15        }
16    }
17 }
18 {"rawEeg":36}.
```

Eine Nachricht besteht, wie oben dargestellt, aus mehreren Teilnachrichten. Die Teilnachrichten beinhalten eine Bezeichnung und einen EEG-Datenwert, wie z.B. {"rawEeg":36}. Die Klasse „Handler“ übernimmt die Zerteilung jeder ankommenden Nachricht in Teilnachrichten. Je nach Bezeichnung wird zunächst die entsprechende „Event-Methode“ aufgerufen, welche die passende Aktion ausführt. Für die Effektsteuerung wird nur die Teilnachricht mit der Bezeichnung „rawEeg“ berücksichtigt, welche dessen EEG-Datenwert per OSC-Nachrichtenprotokoll für die weitere Verarbeitung an *Pure data* sendet.

3.1.2. Verarbeitung der EEG-Daten

In Abb. 3.2 sind die ungefilterten EEG-Daten dargestellt, welche nach *Pure data* gesendet werden.

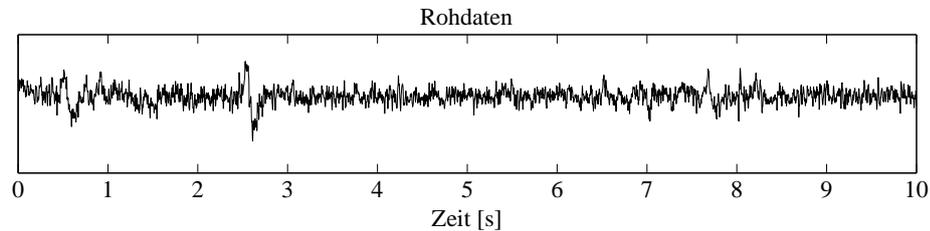


Abbildung 3.2.: Darstellung der EEG-Rohdaten.

Wie im Abschnitt 2.2.2 erwähnt wurde, handelt es sich hierbei um die Messung von einem α -Grundrhythmus, welcher in verschiedene Frequenzbereiche unterteilt ist. Für die Steuerung der Gitarreneffekte sind die α - (8-13 Hz) und β - (13-30 Hz) Frequenzbereiche von Relevanz. Die EEG Daten werden also mit dem Ziel gefiltert, die α und β -Wellen zu erhalten. Wie in Abschnitt 2.2.1 erläutert wurde, enthalten die Rohdaten meistens Artefakte, welche über deren Frequenzbereich identifiziert und ausgefiltert werden können. Die Entfernung der Muskelartefakte, welche in einem Frequenzbereich von 60 Hz liegen, erfolgt anhand eines Tiefpassfilters mit einer Eckfrequenz von 60 Hz. Die Filterung des Netzbrummens gelingt mit einem 50 Hz Kerbfilter. Die Erhaltung des für die EEG-Messungen relevanten Frequenzbereichs, der zwischen 0, 1 und 30 Hz liegt, erfolgt mit einem Tiefpassfilter. Unter Verwendung von Bandpassfiltern mit der entsprechenden Bandbreite gelingt letztendlich die Extraktion der jeweiligen α - und β -Wellen.

Aufgrund der Anforderung nach einer Echtzeitbearbeitung bei der Steuerung von Gitarreneffekten, muss die Verarbeitung der EEG-Rohdaten ebenfalls in Echtzeit erfolgen. Dafür eignen sich die von *Pure data* bereitgestellten Filter. Die Muskelartefakte wurden anhand des Objekts [lp10_butt~] gefiltert, welches einen Tiefpassfilter zehnter Ordnung mit Butterworth Charakteristik implementiert. Für die Filterung des Netzbrummens wurde das *Pure data* Objekt [bsw2~] eingesetzt, welches einen Kerbfilter zweiter Ordnung implementiert. Unter Verwendung des [lp10_butt~ 30] Objekts wurde der für die EEG-Messungen relevante Bereich, der zwischen 0, 1 und 30 Hz liegt, gewonnen. Die Extraktion der α - und β -Wellen erfolgte anhand des Objekts [bpw2~], welches ein Bandpassfilter der zweiten Ordnung nachbildet (siehe Abb.(3.3)).

3. Steuerung des Multieffekts

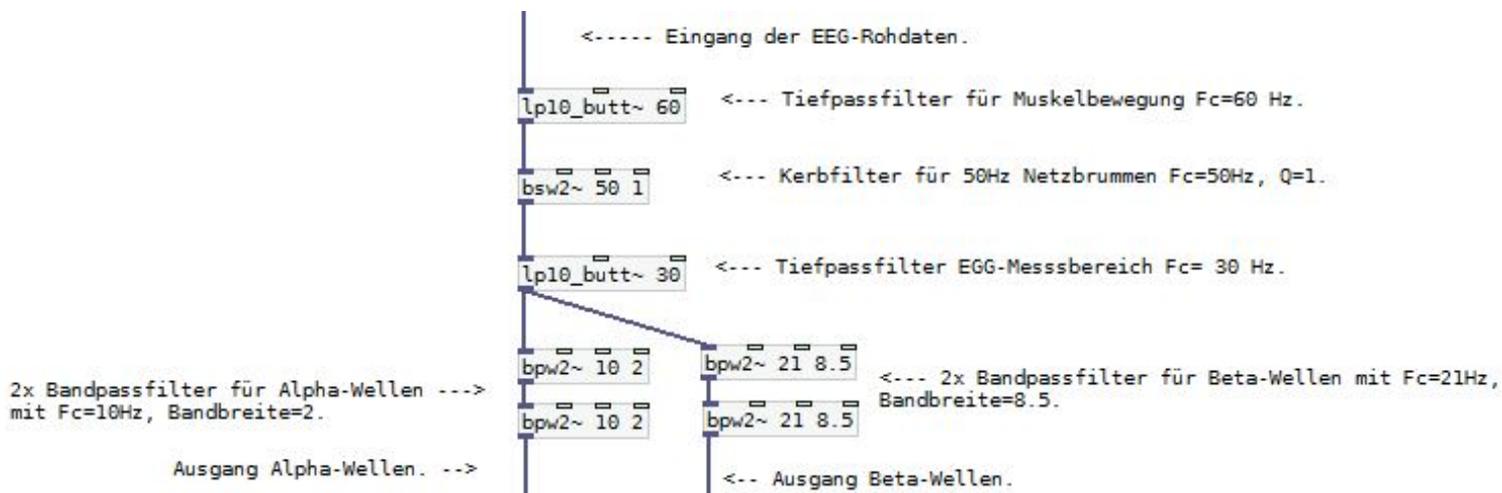


Abbildung 3.3.: Darstellung der verwendeten Filterkette für die EEG-Rohdatenverarbeitung in *Pure data*.

Für Testzwecke wurde die Filterkette in *Matlab* modelliert, das dazugehörige *Matlab*-Skript ist Anhang A.2 zu entnehmen. Das Testergebnis kann den Abbildungen 3.4 und 3.5 entnommen werden. Durch den Filterungsprozess konnten die α - und β -Wellen extrahiert werden, welche eine ähnliche Form haben, wie die in Abb. 2.19 dargestellte Muster von α - und β -Wellen.

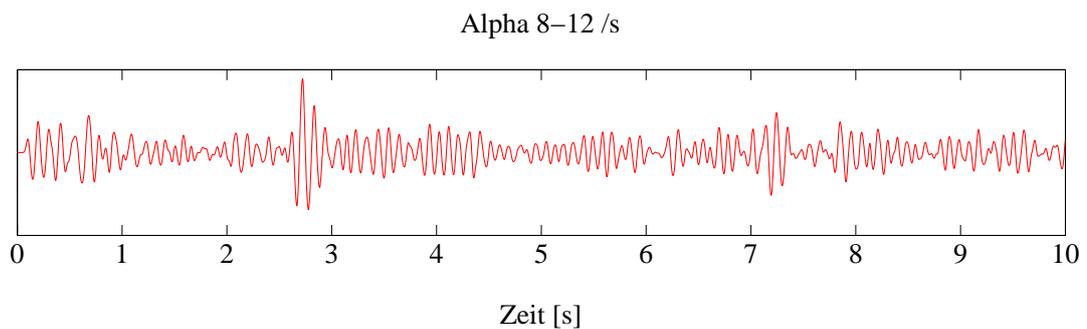


Abbildung 3.4.: Darstellung der α -Wellen.

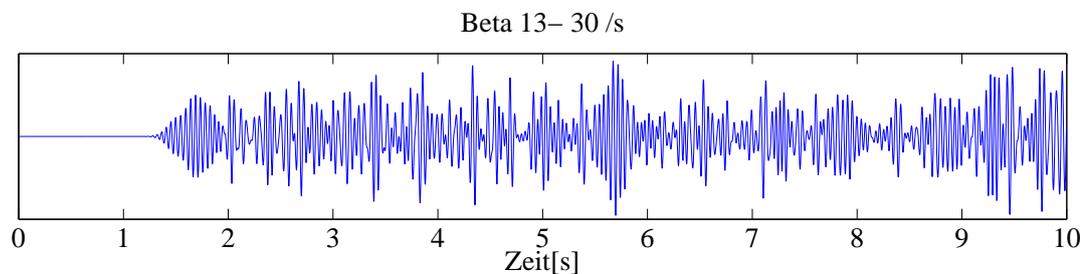


Abbildung 3.5.: Darstellung der β -Wellen.

3.1.3. Effektsteuerung

In vorangegangenen Arbeiten, die sich mit EEG-Steuerung befassten (siehe [Trad (2012)], [Larsen (2011)], [PERRIN (2012)]) wurden zur Steuerung von technischen Vorgängen die Hirnwellen gleich nach der Filterung in einem Klassifikationsverfahren verarbeitet. Die dabei verwendeten Klassifikationsverfahren bedürfen Trainingsdaten, sowie bestimmten Bedingungen, wie z.B. geringe Muskelbewegungen und einen bestimmten Grad an Konzentration des Probanden, um eine möglichst wiederholbare Interpretation der Messungen sicherzustellen. Außerdem werden relativ hohe Rechenzeiten benötigt, um die Klassifikation durchzuführen. Werden z.B. neuronale Netze zur Klassifikation verwendet, können Verzögerungen von bis zu 20 s auftreten (siehe [Larsen (2011)]). Für die in dieser Arbeit zu entwickelnde Steuerung ist eine solches Verfahren zur Messung und Interpretation von Hirnwellen unpraktikabel. Das Problem stellt sich hierbei in der Form dar, dass sich ein Musiker ständig in Bewegung befindet und seine Konzentration auf das Spielen des Instrumentes richtet. Dadurch kann nicht sichergestellt werden, dass seine Hirnwellen korrekt interpretiert werden, da hier keine kontrollierten Bedingungen erzeugt werden können. Erschwerend kommt die Zeitverzögerung hinzu, die durch die lange Rechenzeit der Klassifikationsverfahren entsteht und eine Echtzeitsteuerung unmöglich macht.

Alternative Methode zur EEG-Signalverarbeitung

Aufgrund den im vorigen Absatz genannten Gründen wird in dieser Arbeit eine alternative Verarbeitungsmethode der EEG-Messungen implementiert. Wie in Teil I Abschnitt 2.2.3 erläutert wurde variieren die Hirnrhythmen zwischen vier Frequenzbereichen γ , θ , α und β . Für die EEG-Steuerung eignen sich die α - und β -Wellen aus folgenden Gründen:

- Die für Delay-basierten Effekte verwendeten niederfrequenten Oszillatoren, weisen den gleichen Frequenzbereich auf wie α - und β -Wellen (8 - 30 Hz).
- Der bewusste „Wachzustand“ eines Menschen wird durch eine starke Präsenz von α - und β -Wellen charakterisiert.

Möchte man die α - und β -Wellen zur Echtzeitsteuerung verwenden, steht man zwangsläufig vor einigen Hürden. Die erste Hürde besteht darin, dass Messverfahren bedingt, die Amplitudenwerte der Hirnwellen nicht einheitlich sind und je nach verwendeter Hardware stark variieren. Bei dem verwendeten Mindwave-Gerät ist nicht bekannt, wie die Verstärkung des erfassten EEG-Signals erfolgt und eine Deutung wäre rein spekulativ. Die zweite Hürde, die es zu bewältigen gilt, ist die Aperiodizität der Hirnwellen. Diese macht eine Steuerung aufgrund der Inkonsistenz der Hirnwellen instabil. Um dennoch eine konsistente und stabile Steuerung zu ermöglichen, müssen die EEG-Daten der α - und β -Wellen aufgearbeitet werden:

- Um den Wertebereich der Hirnwellen zu begrenzen, durchlaufen die α - und β -Wellen zusätzlich drei Bandpassfilter [bpw2~], wodurch sie geglättet werden. Der vorgenommene Schritt ist in Abb. 3.6 dargestellt.
- Abhilfe gegen die Aperiodizität der Hirnwellen wird durch eine Kontrollkette (siehe Abb. 3.7) geschaffen. Nach dem Filterprozess, durchlaufen die α - und β -Wellen eine Kontrollkette bei der nur jeder n -te Wert durchgelassen wird. Der Wert n ist dabei einstellbar, sollte jedoch mindestens 2 ms betragen.

Ohne die verwendeten Bandpassfilter und die Kontrollkette würden sich die Effekte instabil und inkonsistent verhalten.

3. Steuerung des Multieffekts

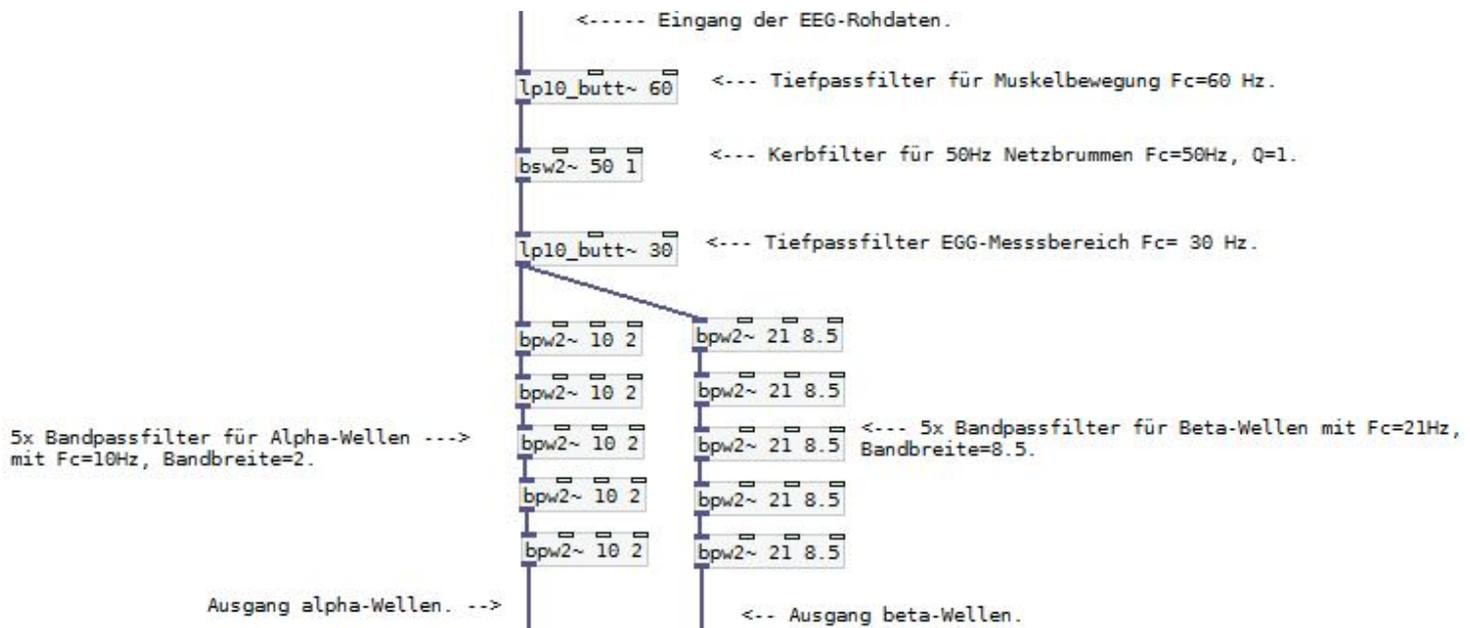


Abbildung 3.6.: Darstellung der erweiterten Filterkette in *Pure data*.

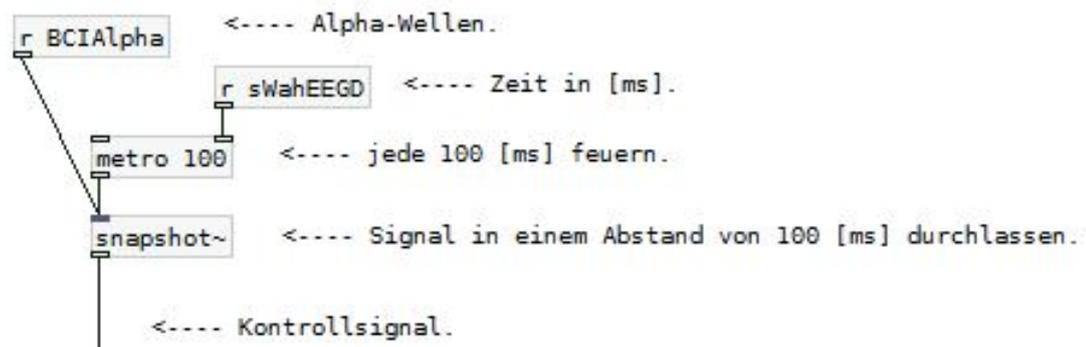


Abbildung 3.7.: Darstellung der Kontrollkette.

3.2. Gestensteuerung

Die Gestensteuerung wurde mit Hilfe eines „Kinect“ Sensors der Firma „Microsoft“ realisiert, der seit 2010 zur Steuerung der Videospielekonsole *Xbox 360* eingesetzt wird. Wie Abb. 3.8 zu entnehmen ist, verfügt die *Kinect* über einen 3D-Tiefensensor, der aus einer Infrarotlichtquelle und einem Infrarotlichtsensor besteht.

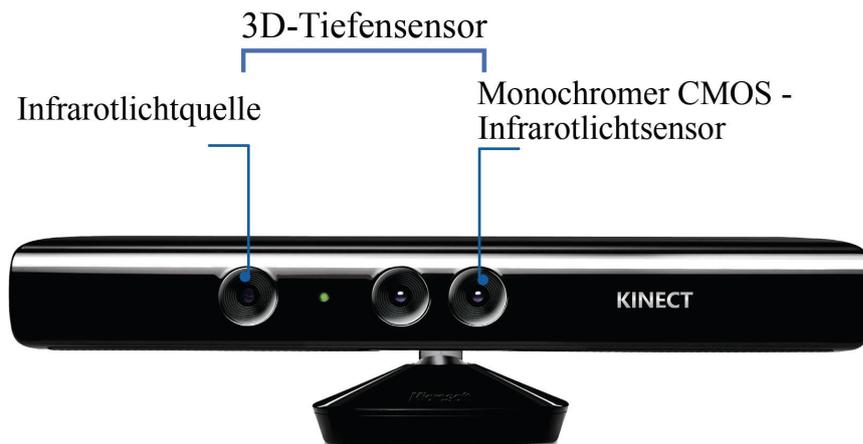


Abbildung 3.8.: Darstellung der *Microsoft Kinect*.

Die Infrarotlichtquelle projiziert ein großflächiges Infrarotpunktmuster in den Raum. Die reflektierten Infrarotpunkte werden vom Infrarotlichtsensor registriert und zunächst vom integrierten Mikroprozessor in Bildpixel umgewandelt. Die Helligkeit jedes Pixels wird auf dessen Entfernung abgebildet, wobei die Genauigkeit der ermittelten Entfernungswerte in der z-Richtung im Zentimeterbereich liegt, und in x- und y-Richtung in Millimeterbereich. Die z-Richtung stellt die Tiefe des Raums und die x- bzw. y-Richtung dessen Breite bzw. dessen Höhe dar. Der Wertebereich welcher die Entfernung darstellt, ist 11-bit lang und liefert somit für jeden Punkt 2048 verschiedene Entfernungswerte. Aus den einzelnen reflektierten Punkten werden 3D-Bilder mit einer Auflösung von 640 x 480 Pixel bei einer Bildwechselfrequenz von 30 fps erstellt. Für die Steuerung der *Kinect* wird „OpenNI“¹ verwendet. *OpenNI* verwendet als Modul zur Identifizierung und Verfolgung von Personen die *NITE-Middleware*. Die Architektur der jeweiligen *OpenNI* und *NITE* kann Abb.3.9 entnommen werden.

¹OpenNI (Engl. *Open Natural Interaction*) ist ein Framework, das mehrere *Application Programming Interfaces* (kurz APIs) für die Entwicklung von Anwendungen mit natürlicher Interaktion zur Verfügung stellt.

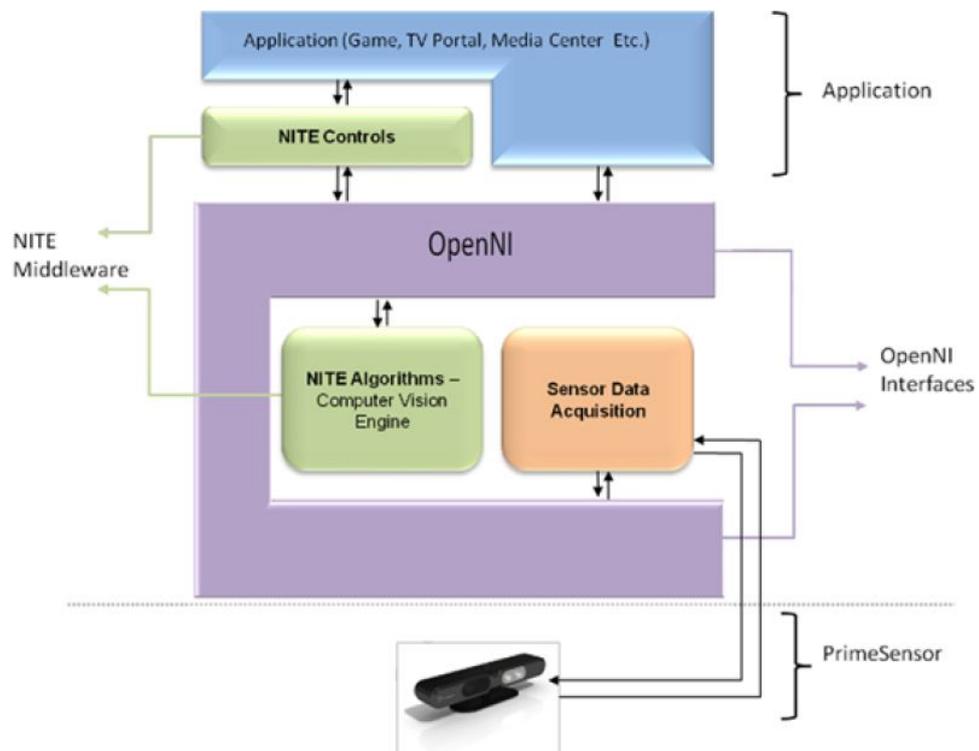


Abbildung 3.9.: Darstellung der Architektur des *OpenNI Frameworks* mit *NITE-Middleware* aus [Gebauer (2012) S.23].

Die Erfassung visueller und/oder auditive Ereignisse erfolgt direkt auf Hardwarebasis in der unteren Schicht *OpenNIs*. Die von der Hardware erfassten Daten gelangen mit Hilfe der bereitgestellten Schnittstellen in die mittlere Schicht, dort werden sie vom *NITE*-Algorithmus analysiert, verarbeitet und dem *NITE-control*-Modul zur Verfügung gestellt. Das *NITE-control*-Modul ist eine Anwendungsschicht, die weitere Module zur Gestenerkennung und zur Interaktion mit grafischen Oberflächen bereitstellt.

3.2.1. Implementierung

Für die Gestensteuerung wurde ein Programm namens „Gestensteuerung“ geschrieben, dessen Quellcode dem Anhang entnommen werden kann. Die Implementierung erfolgt in *Processing*² unter Verwendung der *Simple-OpenNI*³-Bibliothek. Die Benutzerprofilerkennung erfolgt nach einer Kalibrierungsphase in welcher der Benutzer für wenige Sekunden die Ψ -Stellung einnimmt. Während dieser Phase berechnet *OpenNI* auf Basis der Tiefeninformationen die Koordinaten des Skelettmodells des Benutzers. Nach einer erfolgreichen Kalibrierung kann auf die Koordinaten der einzelnen Punkte des Skelettmodells zugegriffen werden. Die nachfolgende Abb. 3.10 zeigt eine graphische Darstellung des Skelettmodells.

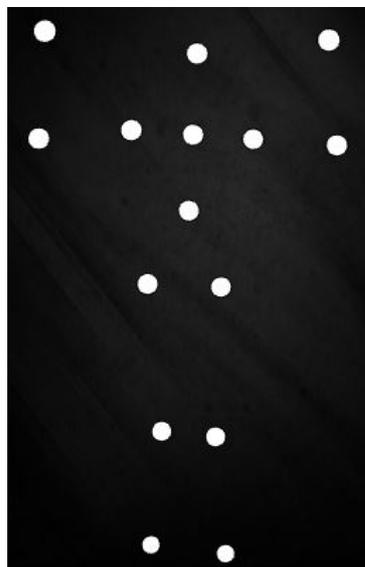


Abbildung 3.10.: Darstellung des Skelettmodells des Benutzers in der Ψ -Stellung nach einer erfolgreichen Kalibrierungsphase.

Die Steuerung der Effekte wird durch Verarbeiten der Körperhaltungen des Benutzers realisiert. Eine Körperhaltung wird durch die Position der einzelnen Skelettpunkte relativ zueinander bestimmt. In der Klasse „User“ wurden die Körperhaltungen auf Basis einer oder mehreren Regel(n), bzw. Bedingung(en) definiert.

²*Processing* ist eine objektorientierte und java basierte Programmiersprache, die es ermöglicht Interaktionen und visuelle Elemente zu programmieren.

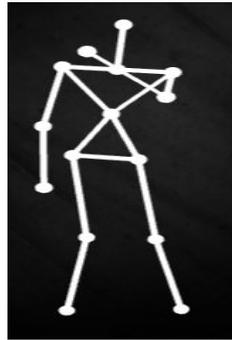
³*Simple-OpenNI* ist eine *OpenNI*-Bibliothek für *Processing*.

```
1 ArrayList<Stellung> stellungen = new ArrayList<>();
2
3 // Stellung initialisieren.
4 Stellung position1 = new Stellung(...);
5
6 // Regel für den Rechten Arm.
7 position1.regelHinzufuegen(Skelett.get(Skelett.RECHTS_HAND),
8     Position.UEBER, Skelett.get(Skelett.KOPF));
9
10 // Stellung zur Stellungsliste hinzufügen.
11 stellungen.add(position1);
```

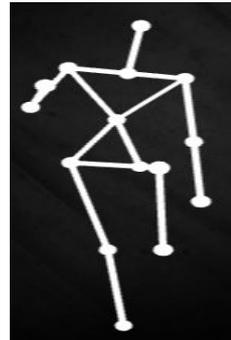
Die in Zeile 7 definierte Stellung *position1* wird anhand einer Regel bestimmt, welche die Lage zweier Skelettpunkte relativ zueinander definiert. In diesem Fall wird die Stellung erst erkannt, wenn sich die rechte Hand über dem Kopf befindet. Es können beliebig viele Stellungen definiert werden. Die definierten Stellungen werden in der Klasse *Handler* geprüft. Erst bei Erfüllung aller Regeln, die eine Stellung definieren, wird die entsprechende *Call back*-Methode aufgerufen, welche eine *OSC*-Nachricht an *Pure data* schickt. Alle definierten Stellungen werden wiederholt bei einer Frequenz von 60 Hz geprüft, wobei die von der *Kinect* gelieferten Koordinaten einer Körperhaltung, bei einer Frequenz von 30 Hz aktualisiert werden.

3.2.2. Effektsteuerung

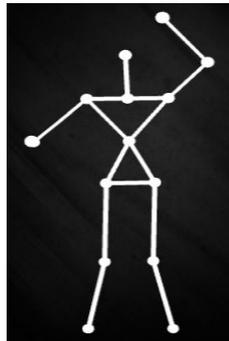
Die Gestensteuerung wird dafür eingesetzt, einzelne Effekte zu aktivieren, bzw. zu deaktivieren. Für diesen Zweck wurden sieben Körperhaltungen definiert, welche Abb.3.11 entnommen werden können, wobei die Stellungen 3.11a, 3.11b, 3.11c, 3.11d, 3.11e und 3.11f sich nur auf die Position der rechten Hand, relativ zu den anderen Skelettpunkten beziehen. Sobald eine Stellung erkannt wurde, wird der entsprechende Gitarren-Effekt aktiviert, bei einer wiederholten Erkennung derselben Stellung wird der Effekt deaktiviert.



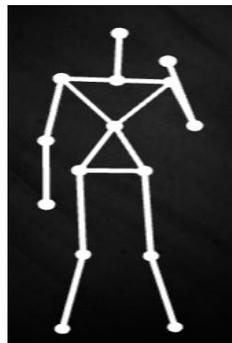
(a) Chorus-Stellung



(b) Delay-Stellung



(c) Distortion-Stellung



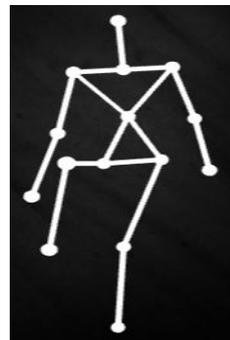
(d) Flanger-Stellung



(e) Tremolo-Stellung



(f) Wah-Wah-Stellung



(g) Next Patch-Stellung

Abbildung 3.11.: Darstellung der sieben Benutzerstellungen zur Effektsteuerung.

3.3. Bedienung

Das Multieffekt kann zusätzlich zu der Gestensteuerung mit Hilfe einer grafischen Benutzeroberfläche bedient werden. Der Signalpfad in Abb. 3.12 besteht aus verschiedenen Objekten, welche in serieller Reihenfolge geschaltet sind. Das oberste [pd Signal_In] bzw. das unterste [pd Signal_out] Objekt beinhalten den Analog-Digital- bzw. den Digital-Analog-Wandler. Die dazwischen seriell geschalteten Objekten beinhalten die Implementierung der einzelnen Effekte, wobei dessen Schaltungsreihenfolge flexibel geändert werden kann. Die Multieffekt-Software beinhaltet einen EEG-Monitor (siehe Abb. 3.13), welcher aus zwei Schiebereglern und einem Schalter besteht und Auskunft über das EEG-Signal gibt. Das Verhalten der jeweiligen α - und β -Wellen wird durch der Hin- und Herbewegung der jeweiligen Schieberegler dargestellt.



Abbildung 3.13.: Der EEG-Monitor.

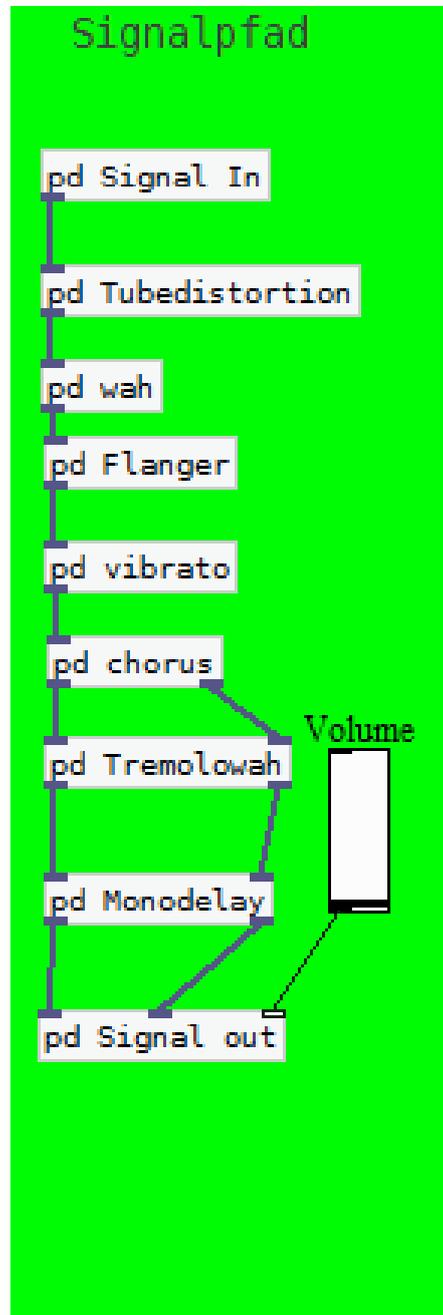


Abbildung 3.12.: Darstellung des Signalpfads.

3. Steuerung des Multieffekts

Die im Signalpfad seriell geschalteten Effekte können einzeln mit Hilfe der zugehörigen grafischen Benutzeroberfläche gesteuert werden. Aufgrund der Ähnlichkeit der Bedienung der Effekte wird nur ein Beispiel erwähnt, welches Abb. 3.14 entnommen werden kann. Das Beispiel wird anschließend diskutiert.

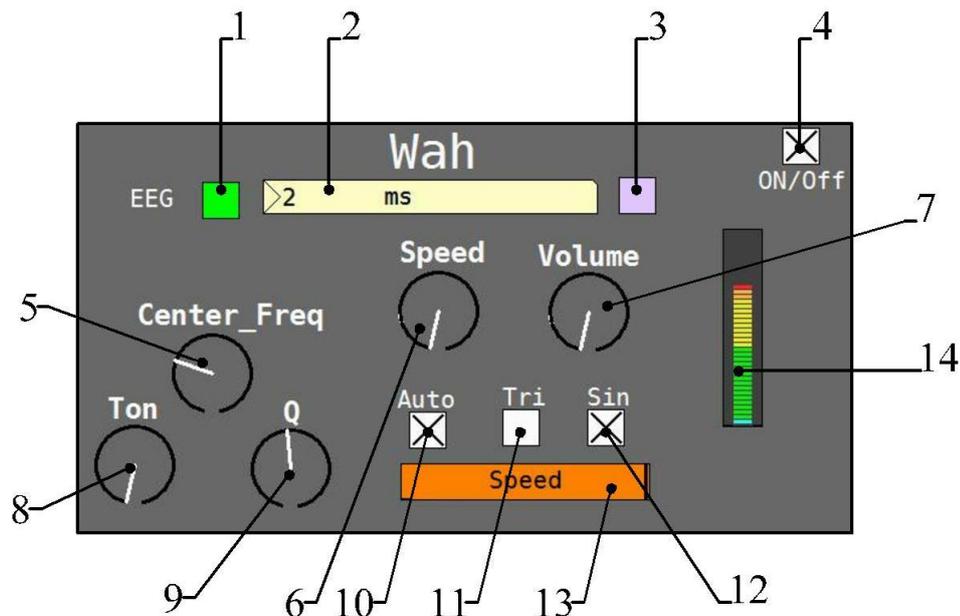


Abbildung 3.14.: Darstellung der grafischen Benutzeroberfläche zur Bedienung des Wah-Wah-Effekts.

Der Wah-Wah-Effekt kann wahlweise von einem Oszillator oder von einem EEG-Signal gesteuert werden. Durch den Schalter 10 wird der Oszillator-Modus aktiviert, bzw. deaktiviert. Die Form des vom Oszillator erzeugten Steuersignals kann sinusförmig oder dreieckförmig gewählt werden, wobei die Wahl mit Hilfe des Schalters 11 oder 12 erfolgt. Mit dem Drehknopf 6 kann die Frequenz des Oszillators eingestellt werden. Die Aktivierung, bzw. Deaktivierung des EEG-Modus erfolgt durch die Schalter 1 oder 3. In diesem Modus ersetzen die α - oder β -Wellen die Funktion des Oszillators und übernehmen die Steuerung der Effekte. Der Zeitabstand in dem die α -, bzw. β -Wellen zur Kontrolle des Wah-Wah-Effekts durchgelassen werden, kann durch den einstellbaren Wert im Fenster 2 eingestellt werden. Mit Hilfe des Drehknopfs 5 kann die Oberfrequenzzecke des Wah-Wah-Filters geändert werden, wobei dessen Güte mit dem Drehknopf 9 eingestellt werden kann. Der Drehknopf 8 kann den Ton des Filterausgangssignals

3. Steuerung des Multieffekts

beeinflussen. Der *Level Meter* 14 dient zur Darstellung des Ausgangssignals um somit eine Übersteuerung erkennen zu können.

Teil III.

Fazit und Ausblick

Ziel dieser Arbeit war die Entwicklung einer Multieffekt-Software, die mit Hilfe alternativer Steuerungstechnik bedient werden kann. Die Bedienung sollte dabei mit EEG-Technik und Gestensteuerung realisiert werden.

Da es sich bei einer EEG-Steuerung um sehr komplizierte neurophysiologische Prozesse handelt, die mittels Messtechnik greif- und anwendbar gemacht werden, wurden zuerst die theoretischen Grundlagen in Teil I, Kapitel 2 erläutert. Dort erfolgt eine Einführung in die Neurophysiologie des Gehirns und in die Entstehung von Hirnwellen, sowie ihren Grundrhythmen. Nach einer Einführung in die technischen Grundlagen zur Messung der Gehirnrhythmen in 2.2.1 wurden die Frequenzbereiche identifiziert, die sich für eine Steuerung der Effekte eignen. In Teil II Kapitel 2 wurde auf das Design der Effekte eingegangen. Wie dort gezeigt wurde, basieren Delay-Effekte, wie Wah-Wah und Tremolo, auf der Steuerung eines niederfrequenten Oszillators. Eben dieser sollte durch eine andere Steuerung ersetzt werden, den Hirnwellen. Aus diesem Grund wurde nach dem Filterprozess eine Kontrollkette implementiert, die in einstellbaren Zeitabständen Samples der Hirnwellen-Messung durchführt, mit dem Zweck die Konsistenz und Stabilität des Effektes zu gewährleisten (siehe Kapitel 3 Abschnitt 3.1.3). In einem weiteren Schritt wurde in Kapitel 3 Abschnitt 3.2 eine *Kinect*-Kamera verwendet, um Körperhaltungen des Benutzers zu erfassen und sie in Befehle zur Steuerung der Multieffekt-Software umzuwandeln.

Im Zuge dieser Arbeit ergaben sich Probleme mit der Leistungsfähigkeit der eingesetzten Hardware, es kam zu hohen Verzögerungszeiten (7 bis 200 ms) bei dem Einsatz der Multieffekt-Software, was die Wichtigkeit einer effizienten Implementierung von Filtern und den Einsatz leistungsstarker Hardware betont. Eine gezielte Steuerung der Multieffekt-Software mit Hilfe der EEG-Technik war nicht möglich. In den praktischen Ausführungen wurde festgestellt, dass EEG-Wellen chaotisch auftreten und im rohen Zustand zur Steuerung ungeeignet sind. Die Recherche im Zuge dieser Arbeit ergab, dass für eine Verwendung der EEG-Wellen zur Steuerung Klassifikationsalgorithmen verwendet werden müssen, die für die Steuerung von Musikeffekten eine zu hohe Rechenzeit erfordern. Außerdem verlangen Klassifikationsverfahren bestimmte Voraussetzungen, wie Trainingsdaten und geringe Muskelartefakte. Diese Voraussetzungen können nicht erfüllt werden, da ein Musiker Bewegungen nicht vermeiden kann, außerdem sind Trainingsdaten bei solchen abwechslungsreichen Situationen schwer anwendbar. Bei der Gestensteuerung wurde festgestellt, dass die *Kinect* die Verfolgung der Hände häufig kurzzeitig verliert oder ungenaue Daten liefert. Diese Probleme können mit der geringen Bilderfassungsfrequenz der Kamera erklärt werden, die bei 30 fps liegt. Außerdem

ist die Kombination des *OpenNI-frameworks* mit dem *NITE* zum derzeitigen Stand nicht stabil, auch die Installationen unterschiedlicher Versionen von *OpenNI* und *NITE* brachten keine spürbaren Verbesserungen.

Die im Rahmen dieser Arbeit entwickelte Multieffekt-Software ergibt durch ihre Architektur weitreichende Möglichkeiten diese zu erweitern und zu optimieren. Hierbei können die Implementierungen der Effekte durch die einfache Art des Quellcodes schnell verstanden, an individuelle Bedürfnisse angepasst und um zusätzliche Effekte erweitert werden. Aufgrund der modularen Architektur der Multieffekt-Software besteht die Möglichkeit weitere Steuerungsmodule hinzuzufügen, was ein weiteres Gebiet nachfolgender Arbeiten sein kann. Die Verwendung von EEG-Technik in weiteren Arbeiten sollte kritisch erfolgen, da es die vorher genannten Rahmenbedingungen unbedingt zu beachten gilt.

A. Matlab code

```
1 % Matlab Skript zur Implementierung des Vibrato-Effekts
2 %
3 % Die Implementierung stammt aus dem folgenden Buch:
4 %     Udo Zölzer, ed. "DAFX: Digital Audio Effects".
5 %     John Wiley & Sons, 2003, Kapitel 3, S. 68-69.
6 %     ISBN: 9780471490784.
7
8
9 [x, SAMPLERATE] = audioread('TestAudio.wav');
10 x = x(:,1);
11 Modfreq = 2; % LFO in Hz
12 Width = 0.01; % Intensität
13
14 Delay=Width;
15
16 % Konvertierung von delay [sec] in delay [samples]
17 DELAY=round(Delay*SAMPLERATE);
18 WIDTH=round(Width*SAMPLERATE);
19
20 if WIDTH>DELAY
21     error('delay greater than basic delay !!!');
22     return;
23 end
24
25 MODFREQ=Modfreq/SAMPLERATE; % Modulationsfrequenz [samples]
26 LEN=length(x); % Anzahl der Samples im
27 % Eingangssignal
28 L=2+DELAY+WIDTH* 2; % Gesamte Delay Länge berechnen
29 Delayline=zeros(L, 1); % Speicherreservierung für
30 % das Delay
31 y=zeros(size(x)); % Speicherreservierung für
32 % das Ausgangssignal
```

A. Matlab code

```
33 for n=1:(LEN-1)
34     M=MODFREQ;
35     MOD=sin(M*2*pi*n);           % LFO
36     ZEIGER=1+DELAY+WIDTH*MOD; % Aktueller Delay
37     i=floor(ZEIGER);             % Delay aufrunden
38     frac=ZEIGER-i;              % berchnung des Indexes für die %
                                   Interpolation
39     Delayline=[x(n);Delayline(1:L-1)];
40     %---Lineare Interpolation-----
41     y(n,1)=Delayline(i+1)*frac+Delayline(i)*(1-frac);
42 end
43
44 % Signalanalyse
45 Audioanalyser (x, y, SAMPLERATE, 'Vibrato')
46
47 audiowrite('Vibrato.wav',y, SAMPLERATE);
```

Listing A.1: Vibrato.m (aus Zölzer (2011) S.79)

```
1 % Matlab Skript zur Filterung von EEG-Rohdaten
2
3 % Daten einlesen
4 %=====
5 % Include
6 addpath('Filter');
7
8 % read File
9 [FileName,PathName] = uigetfile(['BSP/', '*.txt']);
10
11 % Signal auslesen
12 sig=csvread([PathName,FileName]);
13 signal = sig(:,1);
14
15 % Darstellungskoeffizienten
16 %=====
17 Fs = 512; % Abtastfrequenz
18 step = 1/Fs;
19 t = 0:step:(length(signal)-1)/Fs; % Zeitbereich
20
21 %Figure Name
22 figTitel = sprintf('Zeitbereich Analyse von %s',[FileName]);
```

A. Matlab code

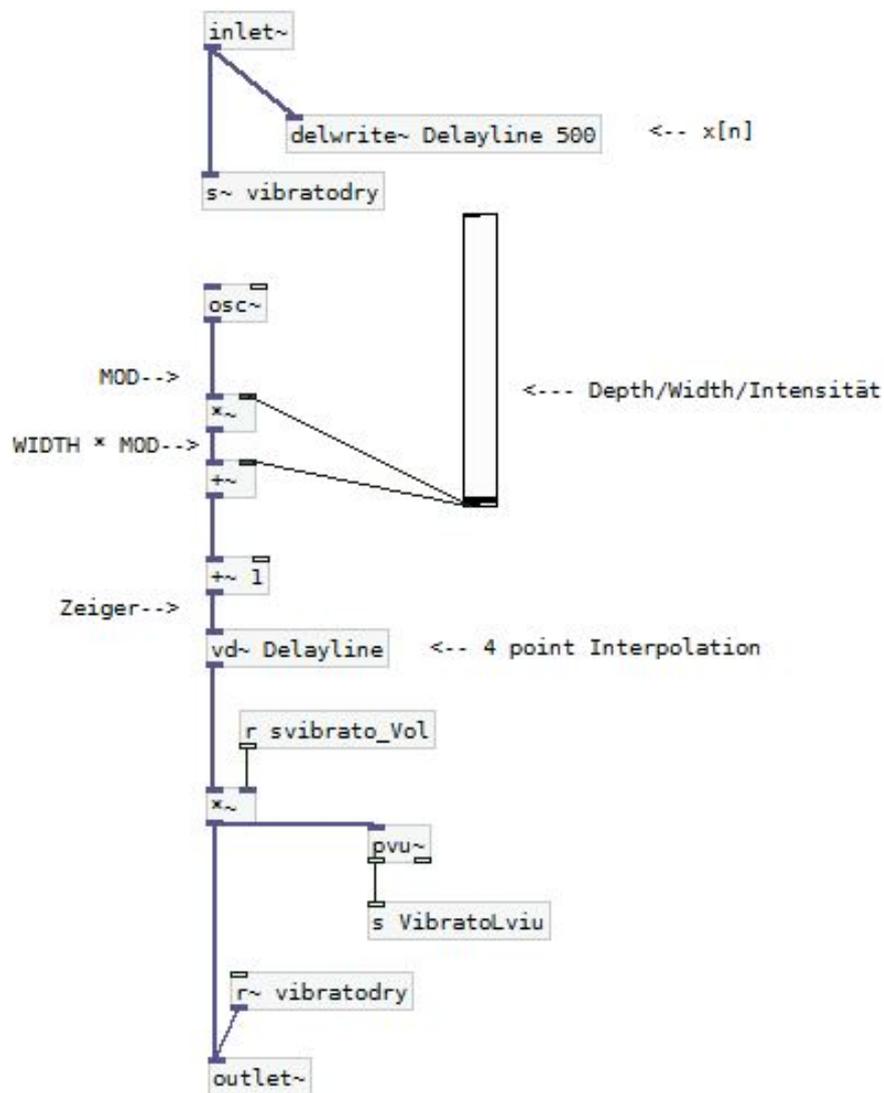
```
23 set(figure, 'name', figTitel, 'numbertitle', 'off')
24
25 %-----
26
27 % Plot Rohsignal
28 %=====
29 subplot(3,1,1)
30 plot(t,sig, 'k');
31 title ('Rohdaten');
32
33
34 % Filterung der Artefakte
35 %=====
36 MuskelArtefakte=filter(Lowpass60HzButter100,sig);
37 NetzBrummenArtefakte=filter(NotchFilter,MuskelArtefakte);
38 sig= filter(Lowpass30HzButter100,NetzBrummenArtefakte);
39
40
41 % Alpha Band
42 %=====
43 % filtern
44 data = process_Sig(sig,AlphaBandFilter2nd0);
45 data = process_Sig(data,AlphaBandFilter2nd0);
46
47 % Plot
48 subplot(3,1,2)
49 plot(t,data, 'r');
50 title ('Alpha 8-12 /s');
51
52 % Beta Band
53 %=====
54 % filtern
55 data = process_Sig(sig,BetaBandFilter);
56 data = process_Sig(data,BetaBandFilter2nd0);
57
58 % Plot
59 subplot(3,1,3)
60 plot(t,data, 'c');
```

A. Matlab code

```
61 title ('Beta 13- 30 /s');
```

Listing A.2: EEGRohdatenAnalyser.m

B. Pure data



Der Vibrato-Effekt, basiert auf die Matlab Implementierung in Udo Zölzer, ed. "DAFX: Digital Audio Effects". John Wiley & Sons, 2011 S.76 ISBN: 978-0-470-97967-9.

Abbildung B.1.: Darstellung der *Pure data* Implementierung des Vibrato-Effekts.

C. Inhalt der DVD

1	DVD	
2	+Audio	Audiomaterial
3	Matlab	Beispiele aus Matlab
4	Puredata	Beispiele aus Pure data
5	+SourceCode	Quellcode
6	+Java.....	Java Programme
7	BAGestensteuerung ..	Gestensteuerung
8	EEG&AudioRecorder ..	Aufnahme von EEG-Messungen
9	EEGtoPD	EEG-Erfassung&Weiterleitung
10	+Matlab	Matlab Skripte
11	+DSP	Audiosignalverarbeitung
12	Effekte	Einzelne Effekte
13	Systemtheorie ...	Analyse diskreter Systeme
14	EEG	EEG-Signalverarbeitung
15	+PureData	Pure data Patches
16	Effekte	Einzelne Effekte
17	Multieffekt	Multieffekt-Software
18	+Thesis	Bachelorarbeit

Literaturverzeichnis

- [Ackermann 1991] ACKERMANN, Philipp: *Computer und Musik - eine Einführung in die digitale Klang- und Musikverarbeitung*. Berlin, Heidelberg : Springer, 1991. – ISBN 978-0-387-82291-4
- [Alchalabi 2013] ALCHALABI, Bilal: *A Brain-Computer Interface for navigation in virtual reality*, Institut de Génie Biomédical Université de Montréal, Diplomarbeit, 2013
- [Alexis 2006/2007] ALEXIS, Jeremie: *Ein universelles System zur Anwendung von Biosignalen im Biofeedback und als Human Computer Interface*, Technische Universität Wien, Diplomarbeit, 2006/2007
- [Alexis 2011] ALEXIS, Jeremie: *Developing a Home-Based Functional Application for an EEG-based Brain Computer Interface*, UNIVERSITY OF SOUTHERN QUEENSLAND Faculty of Engineering and Surveying, Diplomarbeit, 2011
- [Antwerpes 2013] ANTWERPES, Dr. F.: *DocChechFlexikon*. 2013. – URL <http://flexikon.doccheck.com/>
- [Barkl 2009] BARKL, Michael L.: *Composition : pure data as meta-compositional instrument*, University of Wokkongong, Dissertation, 2009
- [Bear u. a. 2008] BEAR, Mark F. ; CONNORS, Barry W. ; PARADISO, Michael A.: *Neurowissenschaften: Ein grundlegendes Lehrbuch für Biologie, Medizin und Psychologie (German Edition)*. Spektrum Akademischer Verlag, 2008. – ISBN 3827420288
- [Biao MA 2013] BIAO MA, Songlin W.: *A Robot Control System Based on Gesture Recognition Using Kinect*, 2013
- [Borenstein 2012] BORENSTEIN, Greg: *Making Things See - 3D Vision with Kinect, Processing, Arduino, and MakerBot*. 1. Aufl. Sebastopol : O'Reilly Media, Inc.", 2012. – ISBN 978-1-449-30707-3

- [Bossert u. a. 2008] BOSSERT, Martin ; FREY, Thomas ; FLIEGE, Norbert ; BOSSERT, Martin: *Signal- und Systemtheorie* -. 2. korr. Aufl. 2009. Wiesbaden : Vieweg+Teubner Verlag, 2008. – ISBN 978-3-835-10249-1
- [Braun 2008] BRAUN, Simon: *Discover Signal Processing - An Interactive Guide for Engineers*. 1. Auflage. New York : Wiley, 2008. – ISBN 978-0-470-51970-7
- [Bronstein u. a. 2008] BRONSTEIN, Ilja N. ; SEMENDJAJEW, K. A. ; MUSIOL, Gerhard ; MUEHLIG, Heiner: *Taschenbuch der Mathematik* -. 7. vollst. überarb. u. erg. Aufl. Frankfurt am Main : Deutsch, 2008. – ISBN 978-3-817-12007-9
- [Brown 1974] BROWN, Barbara B.: *The Alpha Syllabus - A Handbook of Human EEG Alpha Activity*. Springfield, : Charles C. Thomas, 1974. – ISBN 978-0-3-98-03-0
- [Churchland u. a. 1997] CHURCHLAND, Patricia ; SEJNOWSKI, Terrence J. ; BIBEL, Wolfgang ; KRUSE, Rudolf ; HÖLDOBLER, Claudia ; STEFFEN, Hölldobler: *Grundlagen zur Neuroinformatik und Neurobiologie - the computational brain in deutscher Sprache*. 1997. Aufl. Wiesbaden : Vieweg, 1997. – ISBN 978-3-528-05428-1
- [Clerc 2013] CLERC, Maureen: *Interfaces Cerveau-Machines basees sur l'imagination de mouvements brefs : vers des boutons controles par la pensee*, UNIVERSITE DE NICE - SOPHIA ANTIPOLIS ECOLE DOCTORALE STIC SCIENCES ET TECHNOLOGIES DE L'INFORMATION ET DE LA COMMUNICATION, Dissertation, 2013
- [David T. Yeh und O.Smith 2007] DAVID T. YEH, Johnathan S. A. ; O.SMITH, Julius: SIMPLIFIED, PHISICALLY-INFORMED MODELS OF DISTORTION AND OVERDRIVE GUITAR EFFECTS PEDALS. In: *Digital Audio Effects (DAFx-07)*, 2007
- [Ebner 2010] EBNER, Günther Deuschl A.: *EEG*. 2010. – ISBN 3131401028
- [Farnell 2010] FARNELL, Andy: *Designing Sound* -. New. Cambridge : MIT Press, 2010. – ISBN 978-0-262-01441-0
- [Fliege 1991] FLIEGE, Norbert: *Systemtheorie* -. 1991. Aufl. Wiesbaden : Teubner, 1991. – ISBN 978-3-519-06140-3
- [Fliege und Gaida 2008] FLIEGE, Norbert ; GAIDA, Markus: *Signale und Systeme - Grundlagen und Anwendungen mit MATLAB ; mit 8 Tabellen und 38 MATLAB-Projekten*. 1. Aufl. Wilburgstetten : Schlembach Fachverlag, 2008. – ISBN 978-3-935-34042-7

- [Gebauer 2012] GEBAUER, Florian: *Konzeption und Entwicklung unter Verwendung der Microsoft Kinect*, Fachhochschule Köln, Campus Gummersbach, Diplomarbeit, 2012
- [Haus u. a. 2013] HAUS, Karl-Michael ; HELD, Carla ; KOWALSKI, Axel ; KROMBHOLZ, Andreas ; NOWAK, Manfred ; SCHNEIDER, Edith ; STRAUSS, Gert ; WIEDEMANN, Meike: *Praxisbuch Biofeedback und Neurofeedback* -. 2013. Aufl. Berlin : Springer DE, 2013. – ISBN 978-3-642-30179-7
- [Henkel 2006] HENKEL, Klaus: *Das Schneiden in der Mikroskopie*. 2006. – URL <http://www.klaus-henkel.de/cut-mikrotom.html>
- [Häusel 2008] HÄUSEL, Hans-Georg: *Brain View - Warum Kunden kaufen*. 2. Auflage 2008. M : Haufe Lexware, 2008. – ISBN 978-3-448-08746-8
- [Kiencke u. a. 2008] KIENCKE, Uwe ; SCHWARZ, Michael ; WEICKERT, Thomas: *Signalverarbeitung - Zeit-Frequenz-Analyse und Schätzverfahren*. Deutschland : Oldenbourg, 2008. – ISBN 978-3-486-58668-8
- [Kramer 2012] KRAMER, Jeff: *Hacking the Kinect* -. 2012. Aufl. New York : Apress, 2012. – ISBN 978-1-430-23867-6
- [Larsen 2011] LARSEN, Erik A.: *Classification of EEG Signals in a Brain- Computer Interface System*, Norwegian University of Science and Technology, Diplomarbeit, 2011
- [McClellan u. a. 1998] MCCLELLAN, James H. ; SCHAFER, Ronald W. ; YODER, Mark A.: *DSP First: A Multimedia Approach*. Prentice Hall, 1998. – ISBN 0132431718
- [Mertins 2013a] MERTINS, Alfred: *Signaltheorie - Grundlagen Der Signalbeschreibung, Filterbänke, Wavelets, Zeit-Frequenz-Analyse, Parameter- und Signalschätzung*. 3. überarb. u. erw. Aufl. 2013. Berlin : Springer DE, 2013. – ISBN 978-3-834-88109-0
- [Mertins 2013b] MERTINS, Alfred: *Signaltheorie - Grundlagen Der Signalbeschreibung, Filterbänke, Wavelets, Zeit-Frequenz-Analyse, Parameter- und Signalschätzung*. 3. überarb. u. erw. Aufl. 2013. Berlin : Springer DE, 2013. – ISBN 978-3-834-88109-0
- [Muehlau und Both 1991] MUEHLAU, Gerhard ; BOTH, Reinhard: *Das Elektrenkephalogramm des Menschen - kommentierter Reprint des Erstdruckes aus dem Jahre 1938*. (Komment. Reprint d. Ausg. 1938). pmi-Verlag, 1991. – ISBN 3-89119-184-7
- [Neukom 2005] NEUKOM, Martin: *Signale, Systeme und Klangsynthese - Grundlagen der Computermusik*. 2. Aufl. Pieterlen : Peter Lang, 2005. – ISBN 978-3-039-10819-0

- [PERRIN 2012] PERRIN, Margaux: *Coadaptation cerveau machine pour une interaction optimale : application au P300-Speller*, Université Claude Bernard Lyon1, Dissertation, 2012
- [Pieper 1999] PIEPER, Frank: *Das Effekte-Praxisbuch - Hörbeispiele. CD. 1. Aufl.* Carstensen, 1999. – ISBN 978-3-910-09816-9
- [Pirkle 2012] PIRKLE, Will: *Designing Audio Effect Plug-Ins in C++ - With Digital Audio Signal Processing Theory*. Justus-Liebig-Universität Gießen : Taylor & Francis, 2012. – ISBN 978-0-240-82515-1
- [Puckette 2006] PUCKETTE, Miller: *The Theory and Technique of Electronic Music*. World Scientific Publishing Co. Pte. Ltd, 2006
- [Salvador] SALVADOR, Kevin: *DIGITAL GUITAR EFFECTS UNIT AND AMPLIFIER* / California Polytechnic State University San Luis Obispo. – Forschungsbericht
- [Scholz 2014] SCHOLZ, André: *EEG-basierte Erfassung von Aufmerksamkeitsprofilen: Grundlagenforschung zur Reduzierung der psychischen Belastung am Arbeitsplatz (BestMasters) (German Edition)*. Springer Gabler, 2014. – ISBN 3658047275
- [Trad 2012] TRAD, Dalila: *Interface Cerveau-Machine, Application au handicap moteur*, Université der Versalles Saint-Quentin en Yveline Faculte de Science Economiques et de Gestion des Sfax, Dissertation, 2012
- [Webb 2012] WEBB, Jarrett: *Beginning Kinect Programming with the Microsoft Kinect SDK* -. 2012. Aufl. New York : Apress, 2012. – ISBN 978-1-430-24104-1
- [Wellach 2011] WELLACH, Ingmar: *Praxisbuch EEG: Einführung in die Beurteilung, Befundung und Differenzialdiagnose der Elektroenz.* Thieme, Stuttgart, 2011. – ISBN 3131539216
- [Yeh 2009] YEH, David Te-Mao: *DIGITAL IMPLEMENTATION OF MUSICAL DISTORTION CIRCUITS BY ANALYSIS AND SIMULATION*, STANFORD UNIVERSITY, Diplomarbeit, 2009
- [Zölzer 2002] ZÖLZER, Udo: *DAFX - Digital Audio Effects* -. 1. Auflage. New York : John Wiley & Sons, 2002. – ISBN 978-0-471-49078-4
- [Zölzer 2011] ZÖLZER, Udo: *DAFX - Digital Audio Effects*. New York : John Wiley & Sons, 2011. – ISBN 978-1-119-99130-4
- [Zolzer 2005] ZOLZER, Udo: *Digitale Audiosignalverarbeitung* -. 3. überarb. und erw. Aufl. 2005. Wiesbaden : Vieweg+Teubner Verlag, 2005. – ISBN 978-3-519-26180-3

[Zschocke 2011] ZSCHOCKE, Hansen: *Klinische Elektroenzephalographie (German Edition)*.
Springer, 2011. – ISBN 3642199429

Hiermit versichere ich, dass ich die vorliegende Arbeit ohne fremde Hilfe selbständig verfasst und nur die angegebenen Hilfsmittel benutzt habe.

Hamburg, 08. Juli 2014

Mohamed Kamel Koumenji