

# Kohärenzanalyse von EEG-Daten

## Diplomarbeit

zur Erlangung des Grades eines Diplom-Informatikers  
im Studiengang Computervisualistik

vorgelegt von

Jan-Frederik Feldheim

Erstgutachter: Prof. Dr.-Ing. Stefan Müller  
(Institut für Computervisualistik, AG Computergraphik)

Zweitgutachter: Dr. med. Friedhelm Hummel  
(Klinik und Poliklinik für Neurologie, UKE)

Koblenz, im September 2009



## Erklärung

Ich versichere, dass ich die vorliegende Arbeit selbständig verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt habe.

	Ja	Nein
Mit der Einstellung der Arbeit in die Bibliothek bin ich einverstanden.	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Der Veröffentlichung dieser Arbeit im Internet stimme ich zu.	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

.....  
(Ort, Datum)

.....  
(Unterschrift)

# Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>Einleitung</b>	<b>1</b>
1.1	Motivation . . . . .	1
1.2	Ziele . . . . .	1
1.3	Anforderungen . . . . .	1
<b>2</b>	<b>Grundlagen</b>	<b>3</b>
2.1	Neurophysiologische Grundlagen . . . . .	3
2.2	EEG-Grundlagen . . . . .	4
2.2.1	Elektrodenplatzierung und Bezeichnung . . . . .	5
2.2.2	Frequenzbänder . . . . .	7
2.2.3	Veränderung der oszillatorischen Aktivität . . . . .	8
2.3	Transkranielle Magnetstimulation (TMS) . . . . .	8
2.4	Datenerhebung . . . . .	9
2.4.1	Experimentelles Design . . . . .	9
2.4.2	Vorverarbeitung und Segmentierung . . . . .	10
2.5	Transformation . . . . .	11
2.5.1	Fouriertransformation (FT) . . . . .	11
2.5.2	Kurzzeit-Fourier-Transformation (STFT) . . . . .	12
2.5.3	Wavelet-Transformation (WT) . . . . .	13
2.5.4	Das Morlet-Wavelet . . . . .	14
2.6	Kohärenz . . . . .	15
2.6.1	Phase-Locking-Value (PLV) . . . . .	16
2.6.2	Phasensynchronisation im Gehirn . . . . .	17
2.7	Statistik . . . . .	18
2.7.1	T-Test . . . . .	19
2.7.2	Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test . . . . .	20
2.7.3	Mann-Whitney-U-Test . . . . .	20
2.7.4	Bootstrapping . . . . .	20
<b>3</b>	<b>Entwurf</b>	<b>22</b>
3.1	Systemanforderungen . . . . .	22
3.2	Programm- und Datenstruktur . . . . .	22
3.2.1	Verarbeitungsablauf . . . . .	22
3.2.2	Datenstrukturen . . . . .	24
3.3	Verwendete Bibliotheken und externer Quellcode . . . . .	25
3.3.1	Grafische Benutzeroberfläche (GUI) . . . . .	25
3.3.2	Wavelet-Transformation . . . . .	25
3.3.3	Signifikanztests . . . . .	25
3.3.4	Multi Prozessor Unterstützung . . . . .	26

<b>4</b>	<b>Umsetzung</b>	<b>27</b>
4.1	Programmteil 1: brEEGen Transformer . . . . .	27
4.1.1	Mainwindow . . . . .	27
4.1.2	Importdialog . . . . .	28
4.1.3	Elektrodenpositionierung . . . . .	30
4.1.4	Wavelet-Dialog . . . . .	30
4.1.5	Beispiele für die Korrektheit der CWT . . . . .	31
4.1.6	Skullmap-Darstellung . . . . .	33
4.1.7	PLV-View . . . . .	35
4.1.8	Color-Mapping . . . . .	36
4.1.9	Export . . . . .	36
4.2	Programmteil 2: brEEGen Statistic . . . . .	37
4.2.1	Mainwindow . . . . .	37
4.2.2	Importdialog . . . . .	37
4.2.3	Test-Dialog . . . . .	38
4.2.4	Skullmap-Darstellung . . . . .	39
<b>5</b>	<b>Test und Vergleich mit kommerzieller Software</b>	<b>41</b>
5.1	brEEGen vs. Brainvision Analyzer . . . . .	41
5.2	Anwendertest . . . . .	42
<b>6</b>	<b>Ergebnisse</b>	<b>44</b>
6.1	Anwendungsbeispiel . . . . .	44
6.2	Experimentelles Design . . . . .	46
6.3	Daten . . . . .	46
6.4	Auswertung . . . . .	47
6.5	Interpretation der Ergebnisse . . . . .	51
<b>7</b>	<b>Fazit und Ausblick</b>	<b>52</b>
7.1	Fazit . . . . .	52
7.2	Ausblick . . . . .	53
<b>A</b>	<b>Quellen</b>	<b>54</b>
A.1	Literaturverzeichnis . . . . .	54
A.2	verwendete Bibliotheken und Quellcode . . . . .	54

# **1 Einleitung**

## **1.1 Motivation**

Die systematische Neurowissenschaft erforscht den Aufbau und die Funktionsweise des menschlichen Gehirns. Der Schwerpunkt der Forschungsgruppe "Brain Imaging and NeuroStimulation (BINS)" der Klinik und Poliklinik für Neurologie am Universitätsklinikum Hamburg-Eppendorf (UKE) liegt in der Untersuchung der Kontrolle von Bewegungsvorgängen. Ziel ist es, die Mechanismen von plastischen Anpassungsvorgängen innerhalb des Gehirns zu verstehen um optimierte Therapiemöglichkeiten nach Hirnschädigung, wie z.B. Schlaganfällen, zu entwickeln. Dafür werden mit nicht-invasiven bildgebenden Verfahren die Hirnfunktionen bei Patienten und gesunden Probanden in geeigneten Experimenten untersucht. Die verwendeten bildgebenden Messverfahren sind Magnetresonanztomografie (MRT) und Elektroenzephalografie (EEG). Zum besseren Verständnis der Funktion bestimmter kortikaler Areale werden zusätzlich nicht-invasive Hirnstimulationsverfahren, wie die transkranielle Magnetstimulation (TMS) oder transkranielle Gleichstromstimulation (tDCS) eingesetzt. Dabei wird mittels dieser Verfahren, das relevante kortikale Areal in seiner Funktion moduliert oder temporär virtuell läsiert (funktionell ausgeschaltet).

## **1.2 Ziele**

Die im Rahmen dieser Diplomarbeit entwickelte Software dient der Analyse und statistischen Auswertung der aus den durchgeführten Experimenten gewonnenen EEG-Daten. Ziel ist die Darstellung der funktionalen Beziehungen bestimmter Hirnareale unter klar definierten Versuchsbedingungen auf der Grundlage von Messungen der oszillatorischen Veränderungen der Hirnströme. Ein weiterer Schwerpunkt der vorgelegten Arbeit wurde auf die Visualisierung der statistischen Ergebnisse von EEG-Kohärenz- und EEG-Poweramplitudenanalyse gelegt. Das Programm soll den empirischen Nachweis von Hypothesen ermöglichen und durch die interaktive Datenvisualisierung zum intuitiveren Verständnis der Ergebnisse beitragen.

## **1.3 Anforderungen**

Die entwickelte Software soll als eigenständige kostenlose Anwendung den gesamten Datenanalysevorgang bewerkstelligen und dabei dem Benutzer eine visuelle Rückkopplung über die Zwischenschritte und Ergebnisse liefern. Bisher wurden Teile dieser Analyse in Skripten ohne Benutzeroberfläche, Interaktionsmöglichkeiten und Visualisierung durchgeführt, deshalb

liegt ein Schwerpunkt des Programms auf guter Bedienbarkeit und Ergebnisvisualisierung. Das Programm muss folgende Aufgaben bewältigen können:

- Anwendungsfallspezifischer Import der vorverarbeiteten und segmentierten Daten
- Transformation der einzelnen Datensätze durch kontinuierliche Wavelettransformation
- Berechnung und Darstellung einer Zeit-Frequenz-Repräsentation der Daten
- Berechnung und Darstellung der Kohärenz
- Statistische Auswertung der aufbereiteten Daten
- Visualisierung der Ergebnisse

## 2 Grundlagen

### 2.1 Neurophysiologische Grundlagen

Das menschliche Gehirn besteht aus einer Ansammlung von Nervenzellen. Davon kann das Neuron als die kleinste informationsverarbeitende Einheit aufgefasst werden. Die Kommunikation der Zellen findet auf zwei Wegen statt: Chemisch durch Botenstoffe und elektrisch durch Entladung. In der vorgestellten Arbeit werden Korrelate von neuroelektrischer Aktivität mit modernen EEG-basierten Methoden untersucht. Es stellt sich die Frage, wie sich die einzelnen Nervenzellen in Netzwerken organisieren, um komplexe Verarbeitungsprozesse durchführen zu können. Wie funktioniert die Kommunikation innerhalb eines Areals und zwischen unterschiedlichen Arealen? Wie ist die Informationsübertragung und Verarbeitung organisiert und im Gehirn implementiert? Diese Fragen zu beantworten stellt eine der zentralen neurowissenschaftlichen Herausforderungen dar.

Eine klassische Hypothese für die neuronale Codierung von Informationen ist die Feuerrate von einzelnen Neuronen oder die mittlere Feuerrate von Neuronenverbänden, also die Frequenz mit der sich die Zellen entladen [Adrian, 1928]. Diese Idee bildet die Grundlage für viele neurowissenschaftliche Untersuchungen und Modelle. Es wurde eine Korrelation zwischen der Feuerrate einzelner Neuronen und experimentellen Variablen wie sensorische Reizen, motorischem Verhalten oder kognitiven Parametern wie Aufmerksamkeit gefunden [deCharms und Zador, 2000]. Eine Hypothese wie Information im Gehirn codiert wird basiert auf der Annahme, dass auf der Ebene von Zellen und Zellverbänden ein Prozess der funktionalen Kopplung und damit eine Synchronisierung der Zellaktivität stattfindet.

Wenn Neuronenverbände Aktivitäten in gleicher Frequenz aufweisen, sagt dies allerdings nicht unbedingt viel über die Vorgänge zwischen den einzelnen Neuronen aus. Die ähnliche Feuerrate kann auch durch einen gemeinsamen Stimulus, z.B. das Eintreffen von Informationen über den Sehnerv in der Sehrinde oder andere sensorische Informationen, angeregt worden sein. Wenn nur die Frequenz gleich ist, bedeutet dies noch keine Synchronisierung. Eine weitergehende Annahme postuliert, dass die präzise zeitliche Struktur der neuronalen Aktivität im Bereich weniger Millisekunden eine funktionell relevante Eigenschaft bei der Informationsübertragung und Verarbeitung in neuronalen Netzwerken darstellt [Abeles, 1982]. Abeles postuliert die Existenz so genannter Synfire Chains, bei denen in stark verschalteten Netzwerken mit festgelegter Aktivierungsstruktur nach der Aktivierung einer ersten Neuronengruppe weitere nachgeschaltete Gruppen in bestimmter zeitlicher Reihenfolge aktiviert werden. Ob diese Synchronisierung nur der Stabilisierung der Informationsübertragung dient oder selbst Informationen codiert ist umstritten.



Tatsache ist, dass sich die lokale Aktivierung von Arealen in bestimmten Frequenzbereichen und der Grad der Synchronisierung über größere Distanzen oder innerhalb eines Areals aus den gemessenen EEG-Daten errechnen und quantifizieren lässt. Dies ist die technische Hauptaufgabe dieser Diplomarbeit.

## 2.2 EEG-Grundlagen

Die EEG-Messung ist ein Verfahren zur Ableitung von kortikalen Spannungsschwankungen in der bioelektrischen Aktivität lokaler Zellverbände. Da es ein nicht-invasives Verfahren ist, welches die Spannungsunterschiede an der Schädeloberfläche registriert, eignet es sich gut zur Messung von Aktivitäten der Großhirnrinde (Kortex). Diese Spannungsschwankungen werden durch die postsynaptischen Potentiale der auf der Kortexoberfläche gelegenen Pyramidenzellen verursacht. Damit diese Spannungsschwankungen ein eindeutiges Signal ergeben, müssen die postsynaptischen Potentiale in gewisser zeitlicher Synchronität in größeren Zellverbänden auftreten. Entladen sich die Zellen unter einer Messelektrode zufällig und ungeordnet, kann man nur ein elektrisches Rauschen messen. Mit dem EEG werden vor allem Summenpotentiale gemessen. Die im EEG sichtbare rhythmische Aktivität kann nur durch die Summation mehrerer phasengleicher Potentialverschiebungen innerhalb größerer Zellpopulationen entstehen [Lopes da Silva & Pfurtscheller, 1999]. Eine Elektrode misst die Entladungen von Millionen von Zellen in räumlicher Nachbarschaft in der Größenordnung von Quadratzentimetern auf der Schädeloberfläche. Obwohl das EEG ein sehr altes Verfahren ist, das erstmals von dem deutschen Psychiater Hans Berger im Jahr 1924 am Menschen angewendet wurde, hat es nach wie vor seinen Stellenwert in den Neurowissenschaften zur Erforschung der Aktivität und der Informationsverarbeitung im Gehirn. Berger entdeckte bereits rhythmische Oszillationen mit hoher Amplitude und einer Frequenz von ca. 10Hz im aufgezeichneten EEG bei einer Ruhemessung mit geschlossenen Augen und nannte dieses Phänomen Alpha-Rhythmus. Bei geöffneten Augen verschwand dieser Rhythmus und eine deutlich schnellere Oszillation, welche er Beta-Rhythmus nannte, wurde im Signal dominant [Berger, 1929].

Trotz neuer technisch aufwändiger bildgebender Verfahren wie Positronenmissionstomographie (PET), Magnetenzephalographie (MEG) und funktioneller Magnetresonanztomographie (fMRI), ist das EEG nach wie vor ein unersetzbares Verfahren in der neurophysiologischen Forschung und klinischer Praxis. Vorteile gegenüber den anderen Verfahren sind:

- hohe zeitliche Auflösung (1000 Hz Abtastrate) und keine Verzögerung. Die elektrischen Prozesse und Reaktionen können in Echtzeit aufgezeichnet werden

- nicht-invasive Messung über lange Zeiträume (z.B. Schlaf-EEG) ohne Beeinträchtigung der Versuchsperson und deren Hirnaktivität
- gut kombinierbar mit anderen Verfahren wie TMS
- kostengünstig
- mobil

Natürlich gibt es auch Nachteile:

- geringere räumliche und Tiefenauflösung (die räumliche Auflösung kann zwar durch das Anbringen von mehr Elektroden gesteigert werden, jedoch verteilt sich die messbare Spannung und streut an der Schädeloberfläche, da das Gehirn von leitender Flüssigkeit umgeben ist. Die Auflösung liegt in der Größenordnung von Zentimetern.)

### 2.2.1 Elektrodenplatzierung und Bezeichnung

Es gibt zwei Möglichkeiten ein EEG abzuleiten. Gemessen wird ein Spannungsunterschied, also benötigt man zwei Abnahmestellen pro Signalkanal. Die unipolare Messung misst den Unterschied zwischen einer differentiellen Elektrode über einem bestimmten Areal und einer indifferenten Referenzelektrode z.B. am Ohrläppchen oder auf der Nase. Bei der bipolaren Messung werden zwei differente Elektroden, also der Spannungsunterschied zwischen zwei Kortexarealen, verglichen. Um EEG-Messungen vergleichen zu können gibt es ein internationales System zur Elektrodenplatzierung das 10-20-System [Jasper, 1958]. Man legt ein Band vom Ansatz der Ohrmuschel über den Scheitelpunkt zum anderen Ohr und unterteilt es der Länge nach. Ebenso ein zweites Band vom Nasion zum Inion (Abbildung 1). In der Praxis verwendet man meist elastische Kappen, die Löcher an den richtigen Stellen für die Elektroden haben.

Auch für die Bezeichnung der Elektroden gibt es Richtlinien. Die Benennung erfolgt nach der Bezeichnung des Areals, über dem die Elektrode platziert wird. Die Elektroden sind nach der Region mit einem Kürzel für zentral (C), parietal (P), temporal (T) und okzipital (O) benannt. Gerade Zahlen stehen für die rechte und ungerade Zahlen für die linke Hirnhälfte (Abbildung 2).

Die tatsächliche Anzahl der platzierten Elektroden hängt natürlich davon ab, welche Bereiche und in welcher räumlichen Auflösung gemessen werden soll. Abhängig von Experiment und Hypothese wird entschieden wie viele Elektroden angebracht und wo diese platziert werden. In der Regel sollten mindestens 32 bis 64 Kanalregistrierungen verwendet werden. Jede zusätzliche Elektrode erhöht den Zeitaufwand für die Vorbereitung einer Messung und die Datenmenge.

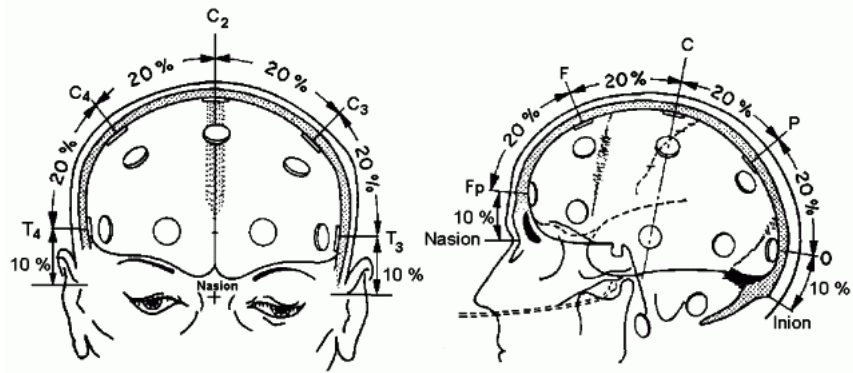


Abbildung 1: 10-20-System Frontal- und Seitenansicht [Lutzenberger et al., 1985]

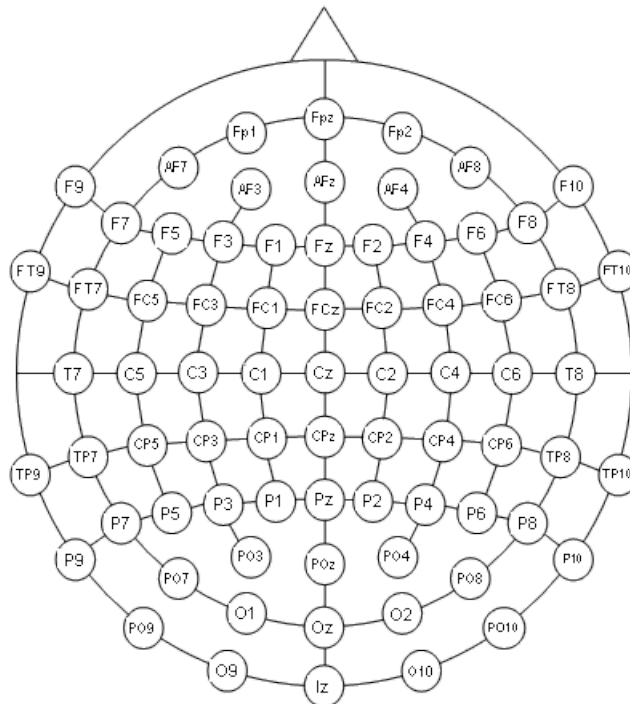


Abbildung 2: Elektrodenbezeichnung nach jeweiliger Region

## 2.2.2 Frequenzbänder

Die im EEG-Signal vorhandenen dominanten Frequenzen werden in Frequenzbänder unterteilt, die jedoch individuell sehr unterschiedlich ausfallen können. Die oszillatorischen Rhythmen werden von verschiedenen Netzwerken im Gehirn erzeugt. Dabei lassen sich die Grundrhythmen grob den Verarbeitungszuständen des Gehirns zuordnen. Meist werden diese Frequenzbänder noch in hohe, tiefe und mittlere Bereiche aufgeteilt. Allerdings kommen prinzipiell alle Frequenzen von 0,5 bis ca. 80 Hz im EEG-Signal vor, sie sind nur verschieden stark ausgeprägt (Amplitude).

Auswahl der Funktionen verschiedener Frequenzbänder [Sauseng und Klimesch 2008]:

- **Delta**  
Oszillationen unter 4Hz werden im neokortikalen und thalamo-kortikalen Netzwerk generiert und integrieren die Verarbeitung im Kortex. Dieses Frequenzband spielt bei der syntaktischen Verarbeitung von Sprache eine Rolle.
- **Theta**  
Frequenzen von 4 bis 8Hz werden in verschiedenen Regionen des Hirnstamms generiert und treten im Kortex und Hippocampus auf. Hohe Theta-Aktivität in diesen Hirnregionen wurden bei Gedächtnisleistungen (erinnern und Erinnerungen abrufen) und virtueller Navigation gemessen.
- **Alpha**  
Die Alphaaktivitäten (8 bis 13Hz) in kortikalen Netzwerken und zwischen Kortex und Thalamus haben vielschichtige Bedeutungen. Sie fungieren als Rückkopplungsmechanismen und können Verarbeitungsprozesse hemmen (inhibieren - hohe Alphaaktivität) oder anregen (fazitieren - niedrige Alphaaktivität). Sie sind Indiz für kortikale Aktivität und von Bedeutung bei perzeptuellen Prozessen, Aufmerksamkeit und Gedächtnis. Die Oszillationen im Alpha-Band haben eine charakteristische Wellenform bei relativ hoher Amplitude und lassen sich gut nachweisen.
- **Beta**  
Die Frequenzen des Beta-Bandes (13 bis 30Hz) spielen vor allem bei der motorischen Steuerung eine Rolle.
- **Gamma**  
Gamma-Frequenzen (30 bis 80Hz) werden im Kortex generiert und treten bei der höheren Verarbeitung von visuellen Informationen auf. Sie koppeln Informationen verschiedener Sinne. Leider sind sie im

menschlichen EEG relativ schwierig zu messen, da ihr hoher Frequenzbereich sich schon mit dem von Muskelaktivitäten überlagert und ihre Amplitude sehr gering ist.

### **2.2.3 Veränderung der oszillatorischen Aktivität**

Über verschiedenen Kortexarealen lassen sich sehr unterschiedliche Frequenzen und Amplituden messen, die über die Zeit variieren. Während der Informationsverarbeitung werden bestimmte Hirnareale aktiviert und andere gehemmt. In aktivierten Arealen ist eine lokale Desynchronisation und in gehemmten eine lokale Synchronisation zu beobachten. Dies ist besonders gut bei der Vorbereitung und Ausführung einer Bewegung zu beobachten. Über dem für die Bewegung zuständigen sensomotorischen Areal M1 (linke Hirnhälfte für rechte Hand, Elektroden FC3, C3, CP3) wurde eine Desynchronisation der oszillatorischen Aktivität im Alpha-Band um 10 Hz und Beta-Band um 20 Hz beschrieben [Pfurtscheller und Aranibar, 1977]. Dieser Effekt wird "event-related desynchronisation" kurz ERD genannt und tritt im direkten Zusammenhang mit der Planung und Ausführung der Bewegung auf.

Der gegenteilige Effekt "event-related synchronisation" ERS tritt über Arealen auf, welche nicht an der Informationsverarbeitung beteiligt sind, und scheint Aktivitäten oder die Informationsweiterleitung zu hemmen. Deutlich wird er bei visuellen Aufgaben im Alpha-Band über dem okzipitalen Areal (linke Sehrinde für rechtes Auge, Elektroden PO3, O3), wo er ebenfalls von Pfurtscheller [Pfurtscheller, 1992] beobachtet wurde. Auf dieses Phänomen wird in der Auswertung der Ergebnisse noch ausführlicher eingegangen.

## **2.3 Transkranielle Magnetstimulation (TMS)**

Mit TMS werden starke Magnetfelder über bestimmten Regionen des Gehirns erzeugt und sie kann Bereiche funktionell stimulieren oder hemmen. Wird ein hinreichend starkes Magnetfeld am Schädel angelegt führt dies zur Auslösung von Aktionspotenzialen durch die Depolarisierung der Neuronen. Der genaue Wirkungsmechanismus ist allerdings noch nicht in allen Details verstanden. Im "Normalbetrieb" entladen sich Neuronen, wenn eine bestimmte Intensität der eintreffenden Stimuli überschritten wird. Diese Entladung wird bei TMS durch den starken elektromagnetischen Stimulus von Außen erzwungen. Durch die starke Verknüpfung und Kommunikation der Hirnareale untereinander ist nicht gewährleistet, dass Effekte nur auf die stimulierte Region beschränkt sind. TMS ist ein nicht-invasives Verfahren. Man nimmt zwar vollständige Reversibilität und die temporäre Dauer der Effekte an, spekuliert aber vor allem in der Psychiatrie auf durch

das Verfahren angestoßene längerfristige Veränderungen, z.B. bei der Behandlung von Depression und Schizophrenie.

Eine einfache praktische Anwendung für TMS ist das "motor mapping". Werden bestimmte Bereiche des motorischen Kortex stimuliert, können Bewegungen z.B. der Hand oder einzelner Finger ausgelöst werden. Interessant ist die Möglichkeit durch repetitive TMS (rTMS) Regionen temporär für mehrere Minuten funktionell auszuschalten (temporäre virtuelle Läsion), um die Funktion eines Areals kausal zu testen, z.B. das Sprach- oder Sehzentrum.

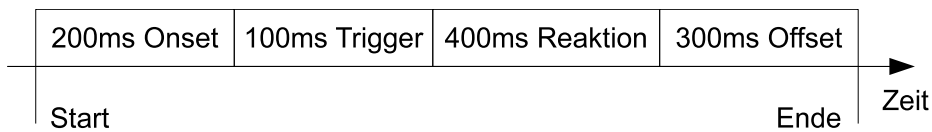
## **2.4 Datenerhebung**

### **2.4.1 Experimentelles Design**

Menschliche Gehirne sind individuell sehr verschieden und reagieren daher auf die selbe Aufgabe zum Teil recht unterschiedlich. Dabei können aktivierte Frequenzbänder und die Stärke der gemessenen Amplituden stark variieren. Um vergleichbare Messdaten zu erhalten, müssen daher zunächst die Versuchsbedingungen und der Aufbau für alle Probanden gleich sein. Sollen die Probanden eine bestimmte Aufgabe durchführen, muss diese zunächst für alle gleichermaßen erklärt werden. Dies geschieht entweder schriftlich oder mündlich. Die Probanden sollten, wenn möglich, alle im selben Raum mit der gleichen Hardware gemessen werden. Dadurch sind auch die äußeren Reizeinwirkungen (Licht, Lärm) für alle gleich oder ähnlich. Typische Störreize bei einer Messung am Klinikum sind z.B. plötzlicher Lärm von Krankenwagensirenen. Der Proband sollte bei der Messung möglichst entspannt und nicht abgelenkt sein. Bei einem typischen Versuch sitzt der Proband auf einem Stuhl mit Armlehnen und Kopfstütze und schaut dabei auf einen Monitor mit einer Fixationsmarkierung um die Augen- und Kopfbewegung so gering wie möglich zu halten (wenn es sich um einen visuellen Versuch handelt). Bei langen Messungen kann die Übermüdung und damit verminderte Reaktionszeit und nachlassende Aufmerksamkeit zum Problem werden. Daher sind die Versuche meist in Blöcke mit kurzen Pausen, in denen der Proband angesprochen, oder ihm ein Glas Wasser angeboten wird, unterteilt.

Um die Messdaten vergleichen und auswerten zu können, ist eine genaue zeitliche Markierung erforderlich. Meist werden die Daten während des gesamten Experiments fortlaufend aufgenommen und müssen danach segmentiert werden (siehe nächstes Kapitel). Dazu muss der zeitliche Ablauf eines einzelnen Versuchs (single-trial) eindeutig definiert sein (Abbildung 3).

Ein solcher single-trial wird dann möglichst oft wiederholt, um gute Durchschnittswerte pro Versuchsperson und Bedingung zu erhalten. Innerhalb



**Abbildung 3:** Beispiel: Eine Sekunde single-trial für visuelle Aufgabe bestehend aus Reizpräsentation (Trigger) und Reaktion

eines single-trial kann man verschiedene Bedingungen implementieren. Z.B. Bedingung 1: Trigger ist grüner Kreis, Proband soll Taste drücken. Bedingung 2: Trigger ist roter Kreis, Proband soll Taste nicht drücken. Der Versuchsaufbau richtet sich nach einem Paradigma und einer Hypothese, die man beweisen oder empirisch untermauern möchte.

Bei klinischen Studien werden die Daten von Patienten mit denen von gesunden Probanden verglichen. Dazu kann es erforderlich sein mehrere Merkmale der Probanden abzugleichen (matching), z.B. Alter, Geschlecht, Händigkeit. Generell gilt: Je mehr Versuchspersonen desto besser. Hier muss ein Kompromiss zwischen Zeit- und Kostenaufwand und statistischer Auswertbarkeit (siehe Kapitel Statistik) eingegangen werden.

#### 2.4.2 Vorverarbeitung und Segmentierung

Zunächst wird von allen EEG-Kanälen die Spannung der Referenzelektrode subtrahiert (unipolare Messung) oder die Differenz zweier Elektroden gebildet (bipolare Messung). Dann können Hoch- oder Tiefpassfilter angewendet werden, um bestimmte Frequenzbereiche aus dem Signal zu isolieren.

Die Messdaten werden in zeitlich gleich lange Segmente unterteilt. Diese können entweder fortlaufend oder Aufgaben/Ereignis bezogen sein. Daten aus einer Ruhemessung, bei welcher der Proband entspannt ohne Versuchsaufgabe und möglichst ohne Reizeinwirkungen (optisch, akustisch, sensorisch) gemessen wird, werden zeitlich fortlaufend ohne Überschneidung unterteilt. Daten des eigentlichen Versuchs werden in Segmente unterteilt, bei denen ein Zeitpunkt einem Ereignis zugeordnet wird. Dabei wird der Start- und Endpunkt des Segments entweder durch die Hardware, die Präsentationssoftware oder eine zusätzliche Messung der Reaktion des Probanden, z.B. Messung einer Fingerbewegung mit Elektromyogramm (EMG), also der elektrischen Spannungsänderung, die durch die Muskelbewegung entsteht, festgelegt. Im oben genannten Experimentbeispiel würde das Segment anhand des von der Präsentationssoftware festgelegten Zeitpunktes der Reizpräsentation aus dem Datenstrom isoliert. Ein solches Segment repräsentiert dann einen single-trial, weil es nur die Daten während der einmaligen Durchführung einer bestimmten Aufgabe

enthält. Die Daten während der On- bzw. Offset-Zeit sind nötig, um die Transformationsprobleme in den Randbereichen zu minimieren (siehe Kapitel Transformation).

Die einzelnen Segmente werden auf Artefakte untersucht. Diese können durch technische Probleme bei der Messung, z.B. Wackelkontakte an den Kabeln oder mangelnde Leitfähigkeit zwischen Haut und Elektroden, oder durch Muskelartefakte aufgrund von Bewegungen des Probanden hervorgerufen werden. Segmente mit Artefakten werden aussortiert oder gefiltert, da sie sonst die (Frequenz-)Analyse stark beeinträchtigen und fehlerhafte Ergebnisse verursachen können. Die automatische Artefaktreduktion geschieht meist durch eine Hochfrequenz-Filterung. Die Suche nach Segmenten mit Artefakten wird oft zunächst automatisch durchgeführt und die verbleibenden Segmente noch von Hand (bzw. Auge) gesichtet und ggf. aussortiert. Bewegungsartefakte durch Muskelaktivität sind an deutlichen kurzen hochfrequenten Spannungsspitzen im Signal, die sich in mehreren oder allen Datenkanälen zeigen, zu erkennen.

## 2.5 Transformation

Die in den folgenden Unterkapiteln beschriebenen Verfahren und Formeln sind dem technischen Wavelet-Tutorial von R. Polikar [Polikar, 1994] entnommen.

Eine mathematische Transformation wird auf ein Signal angewendet um Informationen daraus zu extrahieren, welche aus dem unverarbeiteten Signal nicht ohne weiteres ersichtlich sind. Oft wird eine Transformation auf ein Signal angewendet, um dieses aus dem Zeitbereich in den Frequenzbereich zu transformieren. Ein Signal besteht aus einer Funktion in der Zeit, das heißt zu jedem Zeitpunkt  $t$  existiert einen Wert  $x(t)$ . Ein digitalisiertes Signal enthält eine diskrete Anzahl an Messpunkten mit einem realen Wert, der eine Amplitudeninformation repräsentiert (Zeit-Amplituden-Repräsentation). Für die Signalverarbeitung wird aber meist eine Information über die im Ausgangssignal enthaltenen Frequenzen benötigt. Das Frequenzspektrum eines Signals besteht aus den Frequenz- oder Spektralkomponenten und zeigt, welche Frequenzen in welcher Amplitude im Signal vorhanden sind.

### 2.5.1 Fouriertransformation (FT)

Die bekannteste Transformation für eine Frequenzanalyse ist die Fouriertransformation. Das Ergebnis der FT ist eine Frequenz-Amplituden-Repräsentation des Signals. Es ist eine verlustfreie Transformation, bei der das Signal vom Zeit- in den Frequenzbereich und wieder zurück transformiert wird. Ein



Fourier-transformiertes Signal enthält keine Zeitinformation mehr. Dies stellt kein besonderes Problem dar, wenn es sich bei dem Signal um ein stationäres Signal handelt. Bei einem stationären Signal ändern sich die Spektralkomponenten nicht über die Zeit und alle Frequenzen existieren daher zu jedem Zeitpunkt oder in jedem Zeitintervall. Die Sinusfunktion liefert ein solches Signal. Biologische Signale sind jedoch selten stationär, sondern ihre Spektralkomponenten verändern sich mit der Zeit. Bei der Auswertung von EEG-Signalen benötigt man die Information **wann** eine Frequenz vorhanden ist. Mit der Fouriertransformation kann man nur nachweisen **ob** eine Frequenz in einem Zeitbereich vorhanden ist.

Die Formel der kontinuierlichen FT lautet:

$$X(f) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) \cdot e^{-j2\pi ft} dt \quad (1)$$

und die inverse FT:

$$x(t) = \int_{-\infty}^{+\infty} X(f) \cdot e^{j2\pi ft} df \quad (2)$$

Daraus wird deutlich: Weil über die Zeit integriert wird, geht die Information, wann eine Frequenz im Signal auftaucht, verloren.

Generell gilt: Je größer der aufsummierte Wert  $X(f)$  für eine bestimmte Frequenz ist, desto dominanter ist diese Frequenz im Signal vorhanden. Ein Wert von Null bedeutet, dass diese Frequenz gar nicht im Signal vorhanden ist.

## 2.5.2 Kurzzeit-Fourier-Transformation (STFT)

Soll eine FT auf ein nicht-stationäres Signal angewandt werden, behilft man sich mit einem Trick: Man nimmt an, dass in einem hinreichend kleinen Ausschnitt (Fenster) das Signal stationär ist. Dazu wird das Signal mit einer Fensterfunktion multipliziert. Die Breite dieses Fensters muss der Segmentbreite entsprechen, in der das Signal als stationär angenommen werden kann. Zudem kann die Fensterfunktion noch eine Gewichtung (z.B. Gaussglocke) enthalten, welche die Randregionen des Fensters gegen Null auslaufen lässt um Randeffekte (Leaking) zu reduzieren. Dieses Fenster wird dann stückweise über die gesamte Länge des Signals geschoben.

$$STFT_x^{(\omega)}(t, f) = \int_t [x(t) \cdot \omega^*(t - t')] \cdot e^{-j2\pi ft} dt \quad (3)$$

Daraus ergibt sich eine Zeit-Frequenz-Repräsentation des Signals. Das Problem ist nun aber, dass die Breite des Fensters die Zeit-Frequenz-Auflösung beeinflusst. Versucht man den Zeitbereich, in dem eine Frequenz vorkommt, einzugrenzen, wird zwangsläufig die Frequenzauflösung geringer. Dieser

Effekt ist nach dem Physiker Werner Heisenberg benannt und als Heisenbergsche Unschärfe Relation bekannt. Diese Theorie besagt, dass das Bewegungsmoment und die Position eines sich bewegenden Partikels nicht gleichzeitig bestimmt werden kann. Bezogen auf ein Signal bedeutet dies folgendes: Zu einem bestimmten Zeitpunkt ist eine bestimmte Frequenz nicht zu ermitteln und umgekehrt. Lediglich ein Frequenzbereich kann in einem Zeitbereich bestimmt werden. In der ursprünglichen FT ist die Fensterfunktion als Faltungskernel im Integral von  $-\infty$  bis  $+\infty$  über die Zeit definiert und führt dementsprechend zu einer perfekten Frequenzauflösung. Theoretisch ist die Zeitauflösung im Frequenzbereich null und die Frequenzauflösung unendlich und im Zeitbereich umgekehrt. Die Breite des Zeitfensters bei der STFT ist jedoch endlich und somit die Frequenzauflösung davon abhängig. Bei der Anwendung der STFT muss also immer ein Kompromiss zwischen Zeit- und Frequenzauflösung eingegangen werden: Ein schmales Fenster bringt eine gute Zeitauflösung und schlechte Frequenzauflösung. Ein breites Fenster bringt eine gute Frequenzauflösung und eine schlechte Zeitauflösung.

### 2.5.3 Wavelet-Transformation (WT)

Das Problem der Zeit-Frequenz-Auflösung besteht unabhängig von der verwendeten Transformation, da es sich um ein unumstößliches physikalisches Phänomen handelt. Generell gilt: Eine hohe Frequenz kann besser im Zeitbereich lokalisiert werden als eine tiefe Frequenz. Im Gegensatz dazu kann eine tiefe Frequenz besser im Frequenzbereich lokalisiert werden als eine hohe Frequenz. Bei der FT ist die Auflösung für jede Frequenz gleich. Ein alternativer Ansatz zur FT ist die Multiresolution Analyse (MRA), deren Auflösung sich der Frequenz anpasst. Da die meisten biologischen Signale tiefe Frequenzen über längere und hohe Frequenzen über kürzere Zeiträume aufweisen, ist diese Art der Analyse dafür gut geeignet. Die in dieser Arbeit angewandte kontinuierliche Wavelettransformation (CWT) ist ein solches Analyseverfahren. Die WT wurde entwickelt um die Auflösungsprobleme der FT zu umgehen und ist ein relativ neues Verfahren. Bei der WT wird das Signal ebenfalls mit einer Funktion, nämlich der Waveletfunktion, multipliziert. Das Fenster dieser Funktion wird an die jeweilige Frequenz angepasst.

$$CWT_x^\psi(\tau, s) = \Psi_x^\psi(\tau, s) = \frac{1}{\sqrt{|s|}} \int x(t) \psi^* \left( \frac{\tau - t}{s} \right) dt \quad (4)$$

Das transformierte Signal ist eine Funktion mit den Parametern  $\tau$  und  $s$ , der Translation und der Skalierung. Die Translation bestimmt die zeitliche Verschiebung des Fensters auf dem Signal. Die Skalierung ist der Kehrwert der Frequenz, welche man analysieren möchte. Die Waveletfunktion  $\psi(t)$  wird als Mutter-Wavelet bezeichnet. Von dieser Funktion werden die

Funktionen mit bestimmter Translation und Skalierung abgeleitet. Der Ablauf einer WT lässt sich grob als Skalieren, Verschieben, Multiplizieren und Aufsummieren beschreiben und ist dem Wesen nach eine Faltung des Signals mit der Waveletfunktion.

Es gibt sehr viele verschiedene Waveletfunktionen. Die Wahl des richtigen Wavelets für eine Transformation ergibt sich aus der Form des zu analysierenden Signals. Ist das Signal z.B. eine Sägezahn-Funktion sollte man auch ein eckiges Wavelet benutzen. Da es sich bei EEG-Signalen meist um sinusoidale Oszillationen handelt, bietet sich für die Transformation ein Wavelet an, das auf einer Sinusfunktion basiert.

#### 2.5.4 Das Morlet-Wavelet

Grob gesagt, ist ein Wavelet eine wellenförmige Funktion, deren Amplitude mit 0 beginnt, größer wird, wieder kleiner wird, und mit 0 endet. Es hat eine Linsenform.

Eine Waveletfunktion  $\psi(t)$  muss folgende Eigenschaften erfüllen:

- Die Funktion muss integrierbar sein.
- Der Mittelwert über die Zeit ist 0, das heißt, die Flächen oberhalb und unterhalb der X-Achse sind gleich groß:

$$\int_{-\infty}^{+\infty} \psi(t) dt = 0 \quad (5)$$

- Der Betrag des Flächenquadrats muss 1 sein:

$$\int_{-\infty}^{+\infty} |\psi(t)|^2 dt = 1 \quad (6)$$

Das komplexe Morlet-Wavelet ist nach Jean Morlet benannt und wurde von Goupillaud, Grossmann und Morlet 1984 formuliert. Es handelt sich dabei um eine Wellenfläche im komplexen Raum in einer Gausslinse.

$$\psi(x) = e^{ik_0 x} e^{-0.5x^2} \quad (7)$$

Der Parameter  $k_0$  bestimmt die Wellenzahl und damit die ungefähre Anzahl der Oszillationen im Wavelet. Die Waveletfunktion ist hier nicht in der Zeit, sondern im Bereich der reellen Zahlen definiert, da sie erst durch die Skalierung auf einen Zeitbereich angewendet wird. Die Funktion liefert für ein  $x$  außerhalb von  $[-4.. + 4]$  sehr kleine Werte bzw. 0 (Abbildung 4).

Das Ergebnis eines mittels WT und komplexem Morlet-Wavelet transformierten Signals ist ebenfalls komplex. Zu jedem Zeitpunkt  $t$  des Zeitbereichs und jeder Frequenz  $f$  des Signals existieren nach der WT ein realer

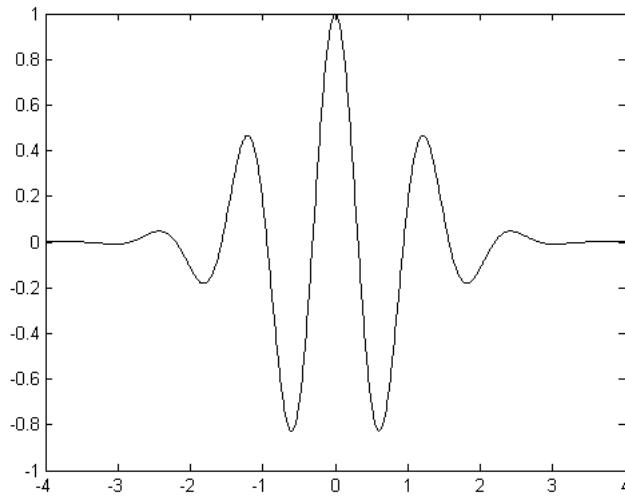


Abbildung 4: Morlet-Wavelet für  $k_0 = 1$  (Realteil im Zeitbereich)

und ein imaginärer Wert (Abbildung 5). Aus diesen zwei Werten kann die Amplitude (Power)  $Pow$  und der Phasenwinkel  $\alpha$  berechnet werden:

$$Pow = \sqrt{Real(t, f)^2 + Imag(t, f)^2} \quad (8)$$

$$\alpha = \arctan(Imag(t, f), Real(t, f)) \quad (9)$$

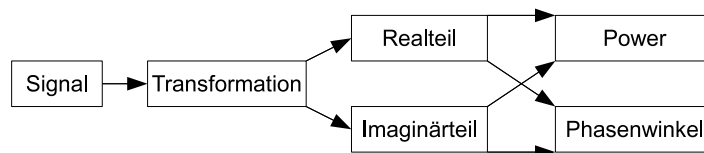


Abbildung 5: Ablauf der Transformation

## 2.6 Kohärenz

Die Kohärenz in der Signalanalyse beschreibt die lineare Abhängigkeit von zwei zeitlichen Signalen über der Frequenz. Die Kohärenz  $C_{xy}$  zweier Signale  $x(t)$  und  $y(t)$  hat die Eigenschaft  $0 \leq C_{xy} \leq 1$ . Hohe Kohärenz bedeutet eine hohe Phasensynchronität der Signale. Zwei Signale sind phasensynchron  $C_{xy} = 1$ , wenn sie zu jedem Zeitpunkt den gleichen Phasenwinkel für die gleiche Frequenz aufweisen, also die Phasenwinkeldifferenz

0 ist. Dementsprechend phasenverschoben, wenn die Phasenwinkeldifferenz zu jedem Zeitpunkt gleich groß ist.

### 2.6.1 Phase-Locking-Value (PLV)

Das Phase-Locking-Value (PLV) ist ein Maß für die Phasensynchronität zwischen mehreren Signalen und wird in dieser Arbeit für die Berechnung der Kohärenz benutzt. Es hat den Wertebereich  $[0..1]$ . Ein Signal zu sich selbst hat den Wert 1. Ausgangsdaten für die Berechnung des PLV für eine bestimmte Frequenz sind die Differenzen der Phasenwinkel zwischen zwei Signalkanälen (Elektroden). Dazu wird eine Matrix mit den Dimensionen "Anzahl der Segmente" und "Anzahl der sample pro Segment" angelegt, in der die Winkeldifferenzen eines bestimmten Elektrodenpaares eingetragen werden. Für jeden Zeitpunkt  $t$  werden Sinus und Kosinus der Phasenwinkeldifferenz  $\Delta\alpha(t)$  berechnet und der Mittelwert über alle Segmente  $N$  gebildet.

$$\text{sinusMittelwert}(t) = \frac{1}{N} \sum_1^N \sin(\Delta\alpha(t)_n) \quad (10)$$

$$\text{cosinusMittelwert}(t) = \frac{1}{N} \sum_1^N \cos(\Delta\alpha(t)_n) \quad (11)$$

Das PLV zu einem bestimmten Zeitpunkt  $t$  ist dann der Betrag des Vektors, der durch die Mittelwerte von Sinus und Kosinus aufgespannt wird:

$$PLV(t) = \sqrt{\text{sinusMittelwert}(t)^2 + \text{cosinusMittelwert}(t)^2} \quad (12)$$

In der Skizze (Abbildung 6) ist für einen bestimmten Zeitpunkt die Phasenwinkeldifferenz zwischen zwei bestimmten Elektroden in den jeweiligen Segmenten (st = single-trial) eingetragen. Anhand der Darstellung wird deutlich, dass das PLV gegen 1 geht, wenn die Richtungen ähnlich, und gegen 0, wenn sie gleichmäßig über den Kreis verteilt sind, oder sich gegenüber liegen (asynchron).

Die vollständige PLV-Berechnung für einen Datensatz erfordert vier Dimensionen: Segment, Zeitpunkt, Frequenz und Elektrodenpaar. Das Ergebnis ist dann dreidimensional, da die Dimension der Segmente entfällt. Das PLV ist nicht gerichtet, das bedeutet, für  $N$  Elektroden gibt es  $N_{PLV} = N \frac{N-1}{2}$  mögliche paarweise Kombinationen für das PLV. Dargestellt werden die PLVs im zeitlichen Verlauf pro Frequenz und Elektrodenpaar oder über die Zeit und eine oder mehrere Frequenzen gemittelt. Die Ergebnisse werden umso aussagekräftiger, je mehr Segmente der Datensatz beinhaltet.

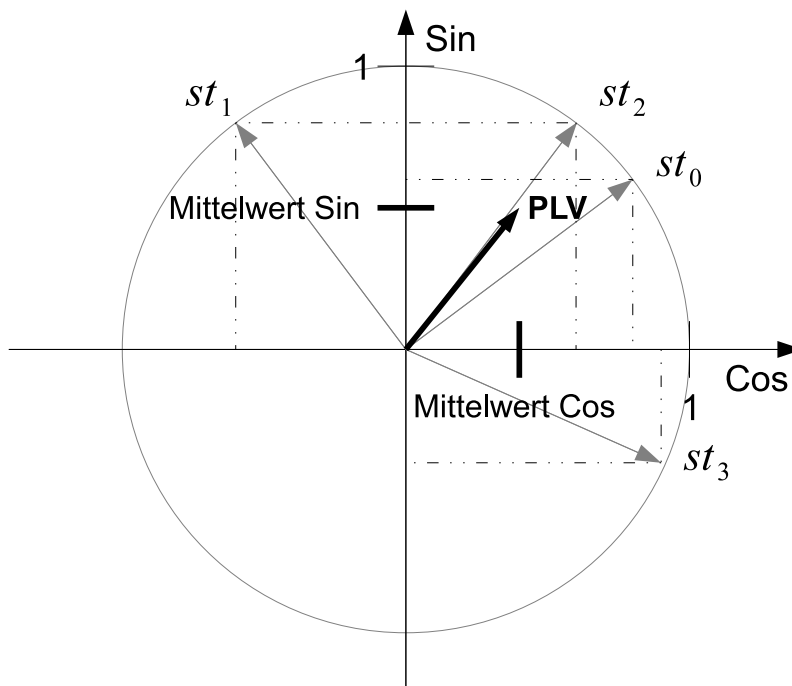


Abbildung 6: Schematische Darstellung der PLV-Berechnung

### 2.6.2 Phasensynchronisation im Gehirn

Die Informationsverarbeitung im Gehirn erfolgt in einer riesigen Menge von (Sub)Netzwerken und deren Kommunikation untereinander. Information und Verhalten sind in Netzwerken codiert. Mittels EEG-Messung kann die Kommunikation der größeren Netzwerke anhand der Phasensynchronisation untersucht werden. Dabei werden drei Arten unterschieden [Sauseng und Klimesch, 2008]:

- Phasen-Kopplung über Distanz zwischen entfernten Regionen (auch zwischen den Hemisphären)
- Phasen-Kopplung zwischen Frequenzen/Frequenzbändern
- De/Synchronisierung als Reaktion auf sensorischen Stimulus (ERD/ERS)

Wenn zwei entfernte Regionen während einer bestimmten Aufgabe immer eine Phasensynchronisation aufweisen, kann angenommen werden, dass diese funktionell gekoppelt sind, z.B. bei der Hand-Auge-Koordination. Areale verschiedener Größe oszillieren in verschiedenen Frequenzen, ähnlich wie die Größe eines akustischen Resonanzkörpers Auswirkungen auf die Tonhöhe hat. Damit diese Areale kommunizieren können, muss eine Kopplung zwischen deren Frequenzbereichen stattfinden. Solche Kohärenzen

(Bi-Kohärenz oder Kreuz-Frequenz Phasensynchronisierung, Kreuzleistungsspektrum) werden anders berechnet und sind in dieser Arbeit nicht implementiert.

Die Berechnung des PLV ist ein gutes Verfahren, um den Effekt eines eintreffenden sensorischen Reizes in einem Areal zu untersuchen. Ein externer Stimulus resultiert in einem Ereignis bezogenen Potential (event-related potential ERP). Dabei wird die Phase der Oszillation bestimmter Frequenzen als Antwort auf diesen Stimulus zurückgesetzt (phase-locking to stimulus onset).

## 2.7 Statistik

Die im Rahmen dieser Diplomarbeit angewendeten statistischen Verfahren sind verschiedene Signifikanztests. Man vergleicht Daten aus zwei verschiedenen Bedingungen und prüft, ob es signifikante Unterschiede zwischen ihnen gibt. Die verglichenen Bedingungen können z.B. Ruhe vs. Aktivierung oder Aktivierung 1 vs. Aktivierung 2 sein. Dazu stehen standardisierte statistische Tests mit unterschiedlichen Anforderungen an die Eingangsvariablen zur Verfügung. Es gibt parametrische und non-parametrische Tests mit einem oder zwei Eingangsvektoren, deren Proben gepaart oder unabhängig sein können. Ein Zweistichproben-Test vergleicht den Mittelwert bzw. die Varianz zweier Bedingungen direkt miteinander, während ein Einstichproben-Test die Differenz von zwei Bedingungen gegen einen Mittelwert oder Median vergleicht. Die Stichproben aus den Daten des selben Probanden sind gepaart, z.B. für Messungen zu Verschiedenen Zeitpunkten, und unabhängig für verschiedene Probanden.

Für die Berechnung eines parametrischen Tests müssen die Zufallsvariablen normal-verteilt sein. Dies ist zunächst einmal nicht gewährleistet. Je größer jedoch die Datenmenge ist, aus der die Proben entnommen werden, desto eher tendiert die Student-t-Verteilung zur Normalverteilung. In der Praxis bedeutet dies, dass man parametrische Tests anwendet, wenn man eine hinreichend große Anzahl an Probanden gemessen hat. Leider gibt es keinen einheitlichen Richtwert, ab wann man einen parametrischen Test einsetzen kann. Dies hängt natürlich auch davon ab, wie weit die Verteilung der Zufallsvariablen von der Normalverteilung abweicht. Variablen für non-parametrische Tests müssen nicht normal-verteilt sein. Beide Arten von Tests benötigen numerisch mindestens eine Eingangsvektorenlänge von 5.

Alle Tests liefern als Ergebnis einen Erwartungswert (p-Wert) für die Wahrscheinlichkeit der getesteten Hypothese. Als Nullhypothese wird angenommen, dass es keinen Unterschied zwischen Bedingung 1 und Bedingung 2 gibt. Ist der p-Wert kleiner als 5%, wird die Hypothese abgelehnt. Dies bedeutet, dass es einen statistisch signifikanten Unterschied der Proben aus beiden Bedingungen gibt. Der Erwartungswert einer Stichprobe kann klei-

ner (linksseitig), größer (rechtsseitig) oder ungleich (zweiseitig) einem vorgegebenen Wert oder dem Erwartungswert einer zweiten Stichprobe sein. Die hier verwendeten Tests testen auf Ungleichheit sind also zweiseitig.

Test	non-/parametrisch	Stichproben	un/abhängig
T-Test	parametrisch	1	unabhängig
T-Test	parametrisch	2	abhängig
T-Test	parametrisch	2	unabhängig
Wilcoxon-Vorzeichen-Rang	non-parametrisch	1	abhängig
Mann-Whitney-U	non-parametrisch	2	unabhängig

**Tabelle 1:** Die verschiedenen Signifikanztests

### 2.7.1 T-Test

Der Einstichproben-T-Test prüft anhand des Mittelwertes einer Stichprobe, ob der Erwartungswert ungleich einem angegebenen Wert  $\mu$  ist. Die T-Statistik wird wie folgt berechnet:

$$t = \frac{\bar{x}_s - \mu}{\sqrt{\text{Var}(x_s)/N}} \quad (13)$$

Der Zweistichproben-T-Test prüft anhand der Mittelwerte zweier Stichproben, ob die Erwartungswerte ungleich sind. Beim gepaarten Test wird die T-Statistik nach folgender Formel berechnet:

$$t = \frac{\bar{x}_s - \bar{y}_s}{\sqrt{\frac{\sum (x_i - \bar{x}_s)^2 + \sum (y_i - \bar{y}_s)^2}{N_x + N_y - 2} \left( \frac{1}{N_x} + \frac{1}{N_y} \right)}} \quad (14)$$

Die Anforderungen an die Stichproben sind:

- Beide Zufallsvariablen müssen normal verteilt sein
- Die Dispersion beider Stichproben muss gleich oder ähnlich sein
- Die Stichproben müssen unabhängig sein

Beim ungepaarten T-Test wird die T-Statistik nach folgender Formel berechnet:

$$t = \frac{\bar{x}_s - \bar{y}_s}{\sqrt{\frac{\text{Var}(x_s)}{N_x} + \frac{\text{Var}(y_s)}{N_y}}} \quad (15)$$

Die Anforderungen an die Stichproben sind:

- Beide Zufallsvariablen müssen normal verteilt sein
- Die Stichproben müssen unabhängig sein



### 2.7.2 Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test

Der Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test kann als non-parametrische Alternative zum Einstichproben-T-Test verwendet werden. Er vergleicht den Median einer Verteilung mit einem gegebenen Median. Folgende Bedingungen müssen erfüllt sein, um diesen Test anwenden zu können:

- Die Skalierung der Messwerte sollte eine Reihenfolge (ordinal), ein Intervall, oder ein Verhältnis sein
- Die Verteilung sollte kontinuierlich und symmetrisch relativ zu ihrem Median sein
- Es müssen mehr als 4 Werte in den Test eingehen

Der Test Algorithmus funktioniert relativ einfach: Alle Stichproben, die gleich dem Median sind werden aussortiert. Die verbleibenden Werte werden sortiert. Die Werte größer als der Median werden aufsummiert ( $W^+$ ). Der p-Wert wird nach der Verteilung von  $W^+$  einer Tabelle entnommen.

### 2.7.3 Mann-Whitney-U-Test

Der Mann-Whitney-U-Test kann als non-parametrische Alternative zum Zweistichproben-T-Test verwendet werden. Um korrekt zu funktionieren müssen folgende Bedingungen für die Verteilungen  $X$  und  $Y$  erfüllt sein:

- $X$  und  $Y$  sind kontinuierlich verteilt, oder diskret in Annäherung an kontinuierliche Verteilung
- $X$  und  $Y$  haben die gleiche Form und unterscheiden sich nur in ihrer Position (Median)
- Nicht weniger als 5 Werte pro Verteilung
- Stichproben sind unabhängig
- Die Skalierung der Messwerte sollte eine Reihenfolge (ordinal), ein Intervall, oder ein Verhältnis sein

### 2.7.4 Bootstrapping

In der Statistik werden als kritische Werte für Signifikanz  $p < 5\%$  angenommen. Dies ist problematisch, bei der Auswertung der Kohärenz. Die Kohärenz und deren Unterschied zwischen den Bedingungen wird pauschal über alle möglichen Elektrodenpaare berechnet, deren Anzahl recht hoch sein kann. Daher ist es wahrscheinlich, dass es zufällig signifikante Elektrodenpaare gibt. Also werden sehr viele Kohärenzen als signifikant

unterschiedlich angesehen. Hier müsste ein geringerer p-Wert als tatsächlich signifikant angenommen werden. Doch wie findet man den? Eine mögliche Antwort hierauf ist das "statistische Bootstrapping". Bei diesem Verfahren werden die Proben wiederholt zufällig aus den Daten gezogen. Man vergleicht also zunächst nicht die Kohärenz zwischen Elektrode  $E_1$  in der ersten Bedingung und Elektrode  $E_1$  in der zweiten Bedingung, sondern zufällige Elektrodenkombinationen. So erhält man bei  $N$  Elektroden  $N \frac{N-1}{2}$  zufällige p-Werte. Von diesen nimmt man den kleinsten oder die  $x\%$  kleinsten Werte. Diesen Test wiederholt man z.B. 1000-10000 mal und sortiert die Ergebnisse nach ihrer Größe in einen Vektor. Davon nimmt man als Schwelle die 5% kleinsten. Als Beispiel: 1000 Bootstrap-Tests mit kleinstem Wert ergeben einen aufsteigend sortierten Ergebnisvektor der Länge 1000. Man nimmt als kritischen p-Wert für den eigentlichen Test den Wert an Position 50. Eine so ermittelte Signifikanzgrenze ist solider, nachvollziehbarer und weniger willkürlich als z.B. eine pauschal niedrigere Grenze von  $p < 1\%$ . Bei der Anwendung dieses Verfahrens in der Praxis tritt jedoch leider oft ein Problem auf: Es wird ein zu kleiner p-Wert ermittelt, bei dessen Anwendung dann gar keine Elektrodenpaare signifikante Unterschiede aufweisen. Sind bei der Anwendung des  $p < 5\%$  Kriteriums zu viele Kohärenzen signifikant und nach Bootstrapping gar keine, muss man die Grenze doch manuell festlegen, oder sich eine übersichtliche Anzahl der signifikantesten Kohärenzen ausgeben lassen.

## 3 Entwurf

### 3.1 Systemanforderungen

Entwickelt wurde das Projekt unter Visual Studio 2008 in der Programmiersprache C++ größtenteils auf einem Laptop mit 2GHz Dual Core Prozessor und 4GB RAM, welche jedoch wegen der Beschränkung für Win32-Anwendungen nicht voll ausgeschöpft werden können (maximal 2Gb RAM und effektiv ca. 1,2Gb). Dies sind auch die empfohlenen System Anforderungen, wobei 2Gb RAM gesamt Speicher eine Mindestanforderung und die Prozessorleistung unkritisch ist, weil das Programm sehr Speicher aufwändig aber nicht in der Rechenzeit beschränkt ist. Es handelt sich um eine offline Analyse.

### 3.2 Programm- und Datenstruktur

#### 3.2.1 Verarbeitungsablauf

Die Abfolge der verschiedenen notwendigen Verarbeitungsschritte ist durch die Anforderungsspezifikation weitgehend vorgegeben. Allgemein lässt sich der gesamte Vorgang in die Transformation und Zeit-Frequenz/Kohärenz-Analyse als Datenaufbereitung im ersten Schritt und deren statistische Auswertung im zweiten Schritt aufteilen. Dabei werden im ersten Schritt immer einzelne Versuchspersonen und Bedingungen verarbeitet und im zweiten Schritt die aufbereiteten Daten aller Versuchspersonen in der Statistik zusammengefasst. Da die Datenmengen zwischenzeitlich sehr groß werden und viel Speicher belegen, macht es Sinn, den Verarbeitungsprozess in zwei separaten Programmen auszuführen.

Die Verarbeitungsschritte und Datenvisualisierung im ersten Programmteil (Abbildung 7) mit ihren jeweiligen Anforderungen an Darstellung, Funktionalität und Benutzerinteraktion:

- **Mainwindow**  
Menüeinträge für die Dateioperationen und die Werkzeuge
- **Importdialog**  
Dateibrowser, Dialog für die Formatspezifikation. Anzeige des Status des Imports (Fortschrittsbalken).
- **Signaldarstellung**  
Anzeige des Dateinamen, der Eingangssignale, Beschriftung der Kanäle, Zeit-Frequenz-Diagramm nach Transformation. Interaktion für das Blättern durch die Segmente und die Möglichkeit eine Zeitpunkt Markierung zu setzen.

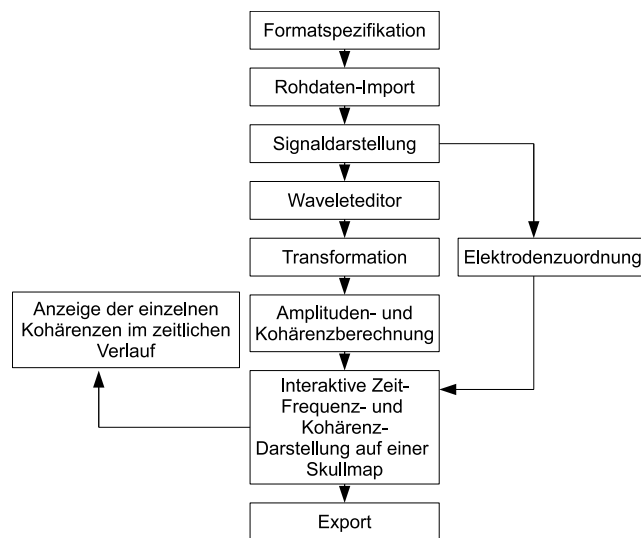
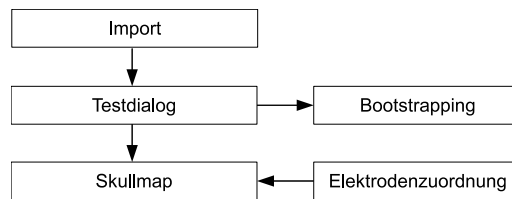


Abbildung 7: Programmteil 1: Datenaufbereitung

- **Elektrodenzuordnung**  
Intuitive visuelle Zuordnung der Signalkanäle zu den Elektroden mit Bezeichnung und Position. Speichern und Laden der Konfiguration.
- **Wavelet-Editor**  
Konfiguration der Wavelet-Parameter, Anzeige der Wavelet-Funktion, Konfiguration eines Testsignals, Vorschau der Transformation auf dem Testsignal. Anzeige des Status der Transformation (Fortschrittsbalken).
- **Skullmap-Darstellung**  
Räumliche, zeitliche und Frequenz abhängige Darstellung von Power und Kohärenz. Definition des Frequenzbereichs durch Angabe der minimalen und maximalen Frequenz. Definition des Zeitbereichs durch Angabe der Intervallgröße. Farbliche Codierung der Power-Werte. Manuelles und automatisches Setzen des Maximalwertes für die Power. Anzeige der Kohärenz durch Setzen eines Schwellenwerts. Anzeige der Elektrodenbezeichnung an ihrer Position. Speichern der Skullmap als Grafik.
- **Kohärenz im zeitlichen Verlauf** Auswahl von zwei Signalkanälen und des Frequenzbereichs. Anzeigen der PLV-Werte zu allen Zeitpunkten für diese Kombination. Anzeige der Kurven für jede Frequenz oder deren Mittelwert.
- **Export** Dateibrowser, Anzeige des Status des Exports (Fortschrittsbalken)



**Abbildung 8:** Programmteil 2: Statistische Auswertung

Die Komponenten des zweiten Programmteils (Abbildung 8):

- **Importdialog**  
Zwei Listen für die Zuordnung der Daten zu den beiden Bedingungen. Gleichzeitiger Import von Power- und Kohärenzdatensätzen. Auswahl der Dateien in Dateibrowser. Anzeige des Status des Imports (Fortschrittsbalken).
- **Testdialog**  
Auswahl der statistischen Signifikanztests jeweils für Power- und Kohärenzdaten. Definieren eines Zeit- und Frequenzbereichs für beide Bedingungen.
- **Bootstrapping**  
Auswahl der Anzahl an Bootstraps und festlegen des Minimalkriteriums (nur kleinster p-Wert oder  $x\%$  kleinste Werte). Anzeige der Verteilung der p-Werte nach Bootstrapping und errechneter kritischer p-Wert.
- **Skullmap-Darstellung**  
Anzeige der Ergebnisse auf einer Skullmap. Auswahl des kritischen p-Werts für Power und Kohärenz. Anzeige der signifikanten Unterschiede der Power und Kohärenzen. Bei der Darstellung der Power: Auswahl zwischen der Anzeige des p-Werts des Unterschieds und tatsächlicher Differenz der beiden Bedingungen. Speichern der Grafik.

### 3.2.2 Datenstrukturen

Die wichtigste Datenstruktur ist eine mehrdimensionale Matrix, welche die Daten für die Verarbeitung bereithält. Sie speichert Werte mit einfacher Fließkomma Genauigkeit (Datentyp float). Dynamische mehrdimensionale Arrays lassen sich in C++ nur schwierig implementieren, wenn man erst zur Laufzeit die benötigte Größe des zu reservierenden Speichers ermitteln kann. Daher macht es Sinn, eine Klasse zu implementieren, welche mehrere Dimensionen auf die Position in einem eindimensionalen Array umrechnet. Sie stellt den Zugriff (Ein-Auslesen) und einfache Operationen

(Aufaddieren, Mittelwert über einen bestimmten Bereich bilden) zur Verfügung. Auf diese Weise kann eine effektive Speicherverwaltung während der Laufzeit erreicht werden.

### **3.3 Verwendete Bibliotheken und externer Quellcode**

Das Hauptkriterium für nicht selbst implementierte Teile des Quellcodes war die Möglichkeit der kostenlosen Nutzung. Ebenfalls wichtig waren gute Dokumentation, hohe Zuverlässigkeit und möglichst schnelle Berechnung bei geringem Ressourcenbedarf der verwendeten Komponenten.

#### **3.3.1 Grafische Benutzeroberfläche (GUI)**

Um eine gewohnte Benutzeroberfläche zu implementieren, bietet sich die C++-Klassenbibliothek Qt [Qt] an. Sie bietet umfangreiche Möglichkeiten für das Design der GUI und stellt sowohl eine native Zeichenfunktion als auch Unterstützung für Hardware beschleunigtes Zeichnen mit OpenGL zur Verfügung. Sämtliche Benutzerinteraktionen laufen erwartungskonform (für eine Standard-Windows-Anwendung) ab. Qt übernimmt das gesamte Fenster-Management, die Benutzer und Datei Ein-Ausgabe.

#### **3.3.2 Wavelet-Transformation**

Eine geeignete Bibliothek für die schnelle kontinuierliche Wavelet-Transformation zu finden, gestaltete sich schwieriger als erwartet. Viele Algorithmen sind patentiert und teilweise geheim, da sie für sicherheitsrelevante Aufgaben wie Gesicht Erkennung oder Ziel Erfassung bei Waffensystemen verwendet werden. Die Wahl fiel auf eine Implementierung zur automatischen Analyse von EKG-Messungen [CWT]. Diese wurde im Rahmen eines Wettbewerbs zur Detektion von Herzfehlern eingereicht und ist frei zugänglich und verwendbar. Ihr Entwickler Y. Chesnokov gewann damit die "Computers in Cardiology Challenge 2006" von PhysioNet. Der daraus entnommene Quellcode verfügt über die notwendige Konfigurationsmöglichkeit der Wavelet-Parameter und ermöglicht eine aufgabenspezifische Anpassung der Transformation.

#### **3.3.3 Signifikanztests**

Für die Berechnung der statistischen Signifikanztests fiel die Wahl auf die Algorithm Library [AlgLib]. Der Quellcode wird für verschiedene Programmiersprachen (C#, C++, Delphi und Visual Basic) unter BSD-Lizenz bereit

gestellt und ist uneingeschränkt nutzbar. Nach eigenen Aussagen kann die Implementierung nicht mit low-level-optimierten Algorithmen konkurrieren, ist aber dennoch sehr schnell, gut dokumentiert und getestet. Integralberechnungen wurden mit dynamischer Programmierung implementiert. Diese Bibliothek enthält kompilier-fähigen separaten Quellcode für alle benötigten statistischen Tests. Dieser wurde von mir zu einer .dll-Datei kompiliert, die zur Laufzeit eingebunden wird, vom Rest des Quellcodes abgekapselt ist und die nötigen Methodenaufrufe mit Parameterübergabe realisiert.

### **3.3.4 Multi Prozessor Unterstützung**

Um die Rechenkapazitäten moderner Multi-Prozessor-Computer auszuschöpfen, ist eine entsprechende Implementierung unablässig. Insbesondere die Wavelettransformation ist sehr rechenintensiv und die Rechenzeit steigt (glücklicherweise nur linear) mit der Datenmenge (Versuchspersonen, Bedingungen, Segmenten) und der Anzahl der Frequenzen (Auflösung, Frequenzbereich).

Der einzelne Thread einer Win32-Anwendung kann nur auf einer CPU ausgeführt werden. Open Multi-processing [OpenMP] ist eine Programmierschnittstelle zur standardisierten Shared-Memory-Programmierung in C++. Dabei wird über Compiler-Direktiven die Abarbeitung von Schleifen auf mehrere parallele Threads verteilt, die auf mehreren Prozessoren gleichzeitig ausgeführt werden können. OpenMP arbeitet mit dem Fork-Join-Modell und teilt den Haupt-Thread der Anwendung innerhalb einer parallelen Regionen in mehrere Unter-Threads (Fork) und fügt sie nach der Abarbeitung wieder zusammen (Join). Weil diese Threads auf den selben Speicher (Shared-Memory) zugreifen, muss gewährleistet werden, dass keine Nebeneffekte in gemeinsam benutzen Variablen auftreten. Dies ist jedoch bei der WT kein Problem und so kann sie leicht auf verschiedenen Prozessoren ausgeführt werden. Dies geschieht automatisiert. Beim Programmstart wird die Anzahl der verfügbaren Prozessoren ermittelt und in den parallelen Regionen des Programms eine entsprechende Anzahl an Treads erzeugt. Die Geschwindigkeit kann so auf einem Rechner mit Dual Core tatsächlich fast verdoppelt werden.

## 4 Umsetzung

### 4.1 Programmteil 1: brEEGen Transformer

Der Programmname brEEGen setzt sich aus dem norddeutschen Wort Brägen für Gehirn und dem Messverfahren EEG zusammen. Sämtliche Begriffe und Beschriftungen innerhalb des Programms sind in englischer Sprache, um es möglichst vielen Anwendern zugänglich zu machen. Im ersten Programmteil wird die Transformation der Messdaten und die Amplituden- und Kohärenzberechnung für jede Versuchsperson und Bedingung durchgeführt. Das Ergebnis wird unter Einbeziehung der Information über die Elektrodenpositionierung räumlich, zeitlich und für ausgewählte Frequenzbereiche dargestellt und abschließend exportiert.

#### 4.1.1 Mainwindow

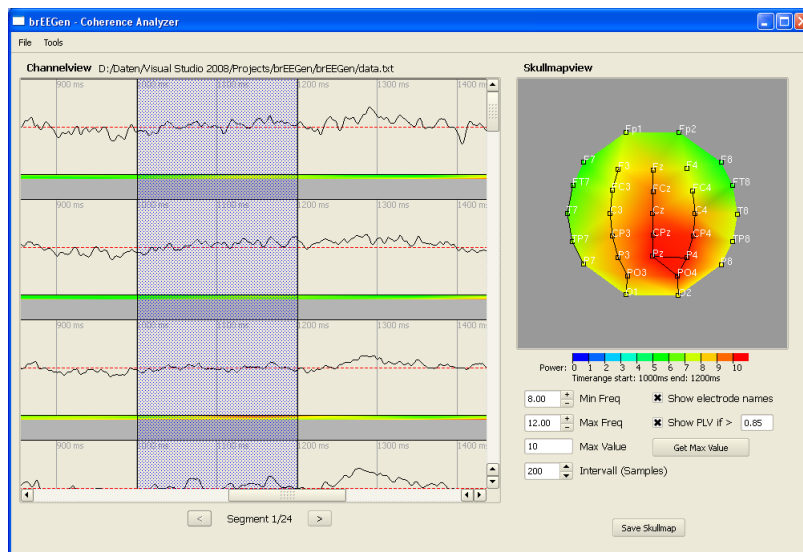


Abbildung 9: Mainwindow

Das Hauptfenster (Abbildung 9) der Anwendung verfügt über eine Menüleiste mit wenigen Einträgen. Für die Dateioperationen gibt es die Einträge Import, Export und Beenden und für die Werkzeuge Elektrodenpositionierung, Waveleteditor und PLV-Anzeige.

Die Oberfläche des Hauptfensters ist in zwei Bereiche unterteilt: Links befindet sich eine Scrollarea, in welcher nach dem Import die Eingangsdaten nach Kanälen sortiert dargestellt werden (Channelview). Darüber wird der Pfad der importierten Datei angezeigt. Der einzelne Kanal ist mit der Kanalnummer, der Elektrodenbezeichnung (siehe Elektrodenpositionierung),



der maximalen Amplitude und über die Zeit mit einer Markierung alle 100ms beschriftet. Hierbei wurde eine 1:1 Darstellung für die Zeit und Amplitude gewählt, um die Details der Eingangssignale gut betrachten zu können. Ein Pixel der X-Achse entspricht einem Zeitpunkt der Digitalisierung und ein Pixel der Y-Achse entspricht einem  $\mu\text{Volt}$  Amplitude. Es wird jeweils das aktuell ausgewählte Segment dargestellt und mit zwei Knöpfen (previous/next) lässt sich durch die Segmente blättern.

Nach der Transformation wird unter dem jeweiligen Eingangssignalkanal seine Zeit-Frequenz-Repräsentation farblich dargestellt (siehe Wavelet-Dialog). Dieser Wert wird schon bei der Berechnung über alle Segmente gemittelt aufaddiert, weil sonst der Speicherbedarf für die zwischengespeicherten Werte und Grafiken zu groß wird. Dies ist aber nicht weiter problematisch, weil nicht die Amplitude für ein einzelnes Segment, sondern das Mittel über alle Segmente von Interesse für die Analyse ist.

Im zweiten Bereich des Hauptfensters wird nach der Elektrodenpositionierung und der Transformation die mittlere Amplitude und Kohärenz auf der Schädeloberfläche räumlich dargestellt (siehe Skullmap-Darstellung).

#### 4.1.2 Importdialog

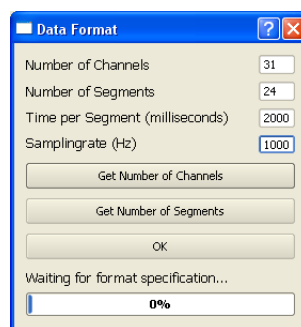


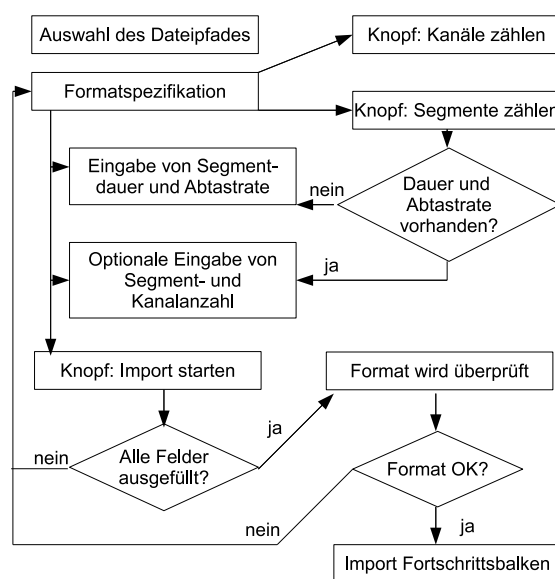
Abbildung 10: Importdialog

Der erste Schritt zur Datenaufbereitung ist natürlich der Import der Messdaten. Die segmentierten Daten liegen in einer .txt Datei im ASCII-Format ohne header, also ohne Formatinformation vor. Eine Datei pro Versuchsperson und Bedingung, z.B. Ruhemessung oder Aktivierungsbedingung. Die Datei besteht aus einer Tabelle, deren Spalten den Datenkanal (Elektrode) und deren Zeilen die zeitliche Abfolge in den einzelnen Segmenten repräsentieren. Bei einer Segmentlänge von 1000 Messpunkten gehören die ersten 1000 Zeilen der Datei zu Segment 1, die nächsten 1000 zu Segment 2 usw. Die Daten werden in eine dreidimensionale Matrix (Zeit, Kanal, Segment) eingelesen und repräsentieren einen Spannungswert in  $\mu\text{Volt}$ .

Zunächst wird der Pfad der Datei in einem Dateibrowser gewählt, dann

öffnet sich der eigentliche Importdialog, in dem der Benutzer das Format der Daten spezifiziert (Abbildung 10). Dazu muss die Dauer eines Segments in Millisekunden und die Abtastrate in Hertz angegebenen werden. Die Anzahl der Kanäle und Segmente wird anhand der Anzahl von Spalten und Zeilen in der Datei ermittelt oder kann von Hand eingegeben werden. Sind alle Eingabefelder ausgefüllt, kann der Import beginnen. Wird der Importvorgang gestartet, prüft das Programm zunächst die Eingaben und gleicht diese mit der Anzahl von Zeilen und Spalten der Datei ab, um einen Fehler durch vorzeitiges Erreichen des Dateiendes zu verhindern. Stimmt die Spezifikation mit der Dateistruktur überein, informiert ein Fortschrittsbalken über den Status des Importvorgangs, sonst gibt es eine Fehlermeldung und die Eingaben müssen angepasst werden. Auf diese Weise können weniger als die tatsächlich vorhandenen Segmente und Kanäle importiert werden, nicht jedoch mehr als vorhanden (Abbildung 11).

Der einzige nicht-abfangbare mögliche Fehler beim Import entsteht durch



**Abbildung 11:** Ablauf des Rohdaten-Imports

die Relation zwischen Abtastrate und zeitlicher Segmentlänge: Haben die Messdaten eine Abtastrate von 1000Hz und eine Segmentlänge von 1sek und der Benutzer spezifiziert das Format mit 500Hz und 2sek, ergibt dies die gleiche Anzahl von Zeilen in der Datei und wird somit nicht als Fehler erkannt.

Ist bereits ein Datensatz im Programm vorhanden wird er gelöscht und durch den neuen Import ersetzt. Dabei werden auch die eventuell vorhandenen transformierten Daten des alten Datensatzes aus dem Speicher entfernt. Auf diese Weise müssen alle einzelnen Datensätze nacheinander vor

verarbeitet werden, weil das parallele Verarbeiten mehrerer Datensätze wegen des hohen Speicheraufwands nicht realisierbar ist.

#### 4.1.3 Elektrodenpositionierung

Sind die Messdaten importiert, sollten die Signalkanäle den jeweiligen Elektroden mit Bezeichnung und Position zugeordnet werden. Für den eigentlichen Transformations- und Berechnungsvorgang werden diese Informationen zwar nicht benötigt, aber ohne Zuordnung können die Werte nicht räumlich dargestellt werden. Die Elektrodenkonfiguration muss bei einem Experiment für alle Versuchspersonen und Bedingungen gleich sein, um die Ergebnisse vergleichen zu können. Der Benutzer braucht also die Zuordnung von Signalkanälen zu Elektroden nur ein Mal durchzuführen und kann seine Elektrodenkonfiguration speichern und auch später für die statistische Auswertung verwenden.

Für die komfortable Zuordnung wird eine Karte mit den Elektrodenpositionen und Bezeichnungen mit Knöpfen an den entsprechenden Stellen nach dem 10-20-System dargestellt. Die Kanalnummer wird ausgewählt und durch das Anklicken des jeweiligen Knopfes wird die Position und Bezeichnung zugeordnet.

Es gibt einen Spezialfall, bei dem ein Signalkanal nicht eine bestimmten Elektrode, sondern eine sog. Region of Interest repräsentiert. Dabei werden die Messwerte von mehreren (meist drei) Elektroden zu einer größeren funktionellen Region zusammengefasst. Oft werden z.B. die Elektroden FC3, C3 und CP3 zum (linkshemisphärischen) Motorkortex M1 zusammengefasst. Ein solcher Kanal kann räumlich der Elektrode C3 zugeordnet und alternativ als M1 oder RoI1 benannt werden.

#### 4.1.4 Wavelet-Dialog

Kernstück des ersten Programmteils ist die Transformation der Daten. Der implementierte Wavelet-Editor konfiguriert dazu die Transformations- und Waveletparameter und stellt zusätzlich ein Testsignal zur Verfügung, um die Auflösung in Zeit und Frequenz und das Ergebnis der Transformation zu überprüfen. Ein weiterer Vorteil der WT gegenüber der FT ist die Parametrisierung der Waveletfunktion. Dafür stehen zwei Parameter zur Verfügung, welche die Auflösung beeinflussen. Die Wahl eines geeigneten Wavelets hat deutliche Auswirkungen auf die Qualität der transformierten Daten. Die optimale Anpassung des Wavelets hängt hierbei von dem Frequenzbereich ab, der untersucht werden soll.

Die zwei Parameter definieren die Anzahl der Oszillationen (Cycles) in der Waveletfunktion und die Form der Gausslinse (Bandwidth). Ein niedri-

ger Wert des Bandwidth-Parameter macht das Wavelet kompakter, d.h. die Amplitude des Wavelets ist in dessen Mitte hoch und fällt zu den Rändern steil ab. Ein hoher Wert macht die Linse flacher, d.h. die Amplitude in der Mitte ist nicht sehr hoch und fällt flach ab. Ein kompaktes Wavelet hat eine hohe Zeit- und eine niedrige Frequenzauflösung. Bei einem flachen Wavelet verhält sich die Auflösung umgekehrt. Entsprechende Auswirkung hat auch die Anzahl der Oszillationen. Viele Schwingungen führen zu hoher Frequenz- und niedriger Zeitauflösung. Mit der richtigen Konfiguration der Waveletfunktion, kann man den Effekt, der hohen Zeitauflösung von hohen Frequenzen und niedriger Zeitauflösung von niedrigen Frequenzen im Signal und der entsprechend umgekehrt-proportionalen Frequenzauflösung ausgleichen.

Neben den Wavelet-Parametern muss noch der Frequenzbereich und die Frequenzauflösung für die Transformation festgelegt werden. Dazu wird jeweils ein Wert für die minimale und maximale Frequenz und die Größe eines einzelnen Frequenzschritts in Hertz angegeben. Meist ist eine Auflösung von einem oder einem halben Hertz ausreichend, und der Unterschied der berechneten benachbarten Werte bei höherer Auflösung gering. Nun kann die Transformation der Messdaten gestartet werden, oder zunächst auf ein Testsignal mit zwei einstellbaren und zeitlich nacheinander einsetzenden reinen Sinusoszillationen angewendet und somit in ihrer Auflösung getestet werden. Dieser integrierte Test am synthetischen Signal verifiziert gleichzeitig die korrekte Implementierung der CWT.

#### 4.1.5 Beispiele für die Korrektheit der CWT

Um die CWT zu verifizieren, kann der Wavelet-Editor mit einem Testsignal benutzt werden (siehe folgende Abbildungen). Das Testsignal besteht aus zwei reinen Sinussignalen, welche zeitversetzt mit konstanter Amplitude einsetzen. Das Signal hat eine Dauer von einer Sekunde und ist mit 1000Hz aufgelöst. Die erste Sinusschwingung mit 10Hz beginnt bei 100ms und endet bei 900ms, die zweite mit 20Hz bei 300ms und 700ms. Auf diese Weise lässt sich die Qualität der Transformation an den Rändern gut beobachten. Die Transformation wurde von 5Hz bis 25Hz mit sehr kleinen Frequenzschritten von 0,05Hz durchgeführt. Im ersten Beispiel (Abbildung 12) wurde ein Wavelet mit wenigen Schwingungen gewählt. Der Wertebereich des Wavelets ist  $[-4.. +4]$ . Bei einem Frequenzparameter von 2 sind es also insgesamt 16 Oszillationen. In der Zeit-Frequenzdarstellung nach der Transformation (Abbildung 13) sieht man deutlich die hohe zeitliche Auflösung, aber die Frequenzen sind sehr "verschmiert". Die Frequenz kann hier nur einigermaßen zu den Zeitpunkten der höchsten Amplitude des Signals ermittelt werden (rote Bereiche).

Im zweiten Beispiel (Abbildung 14) wurde ein Frequenzparameter von 7

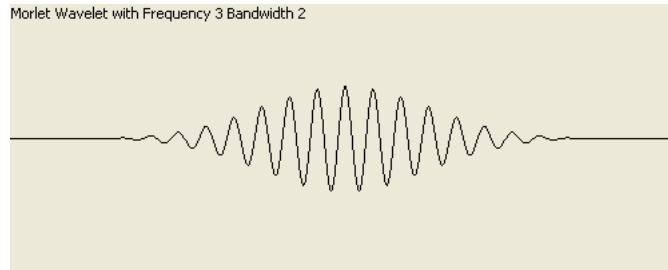


Abbildung 12: Bsp 1: Wavelet mit schlechter Frequenz- und guter Zeitauflösung

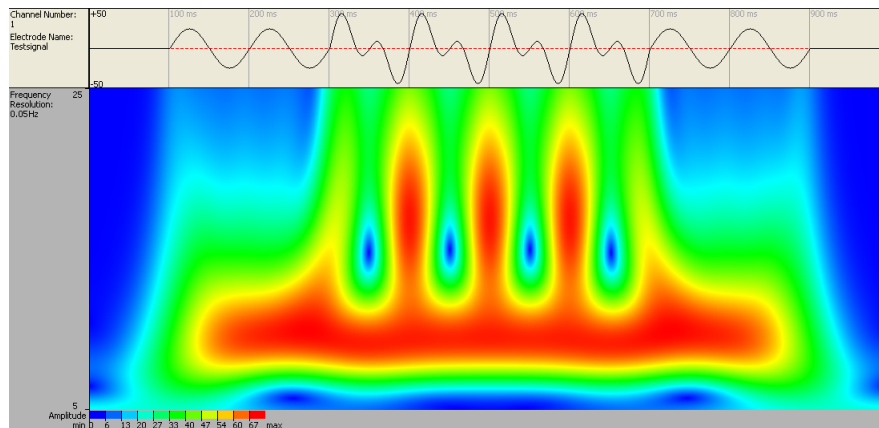


Abbildung 13: Bsp 1: Tranformation mit schlechter Frequenz- und guter Zeitauf-  
lösung

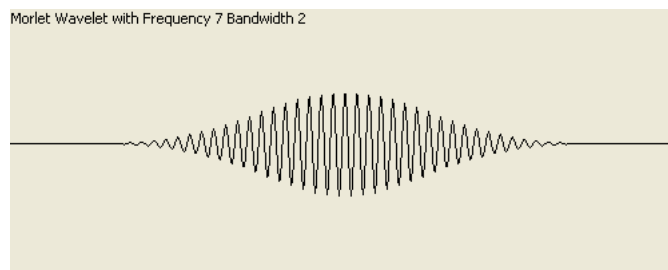
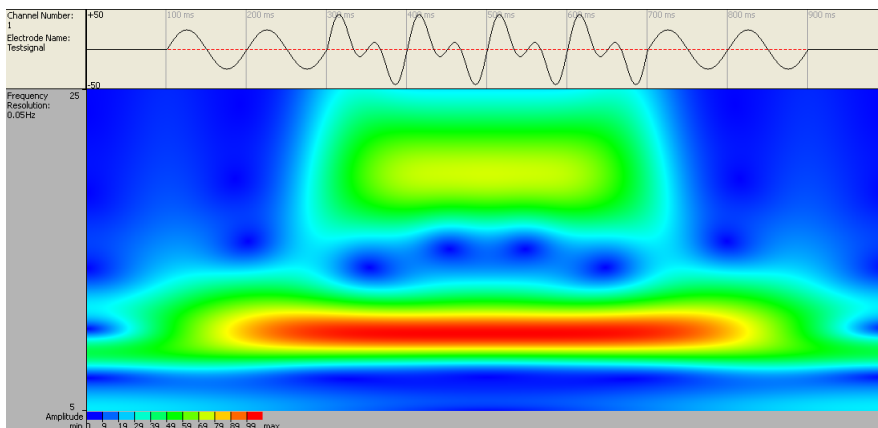


Abbildung 14: Bsp 2: Wavelet mit guter Frequenz- und schlechter Zeitauf-  
lösung



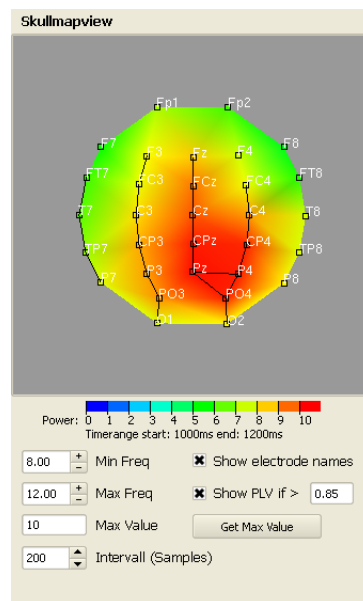
**Abbildung 15:** Bsp 2: Transformation mit guter Frequenz- und schlechter Zeitauf- lösung

gewählt. Nun treten die Frequenzen deutlich als durchgängige Bänder (rot/gelb) in der Zeit-Frequenzdarstellung hervor (Abbildung 15). Allerdings “schmieren” sie nun über die Zeit, bzw. laufen an den Rändern aus. Bei diesem Beispiel sieht man auch gut die höhere Frequenz- und niedrigere Zeitauf- lösung der niedrigen Frequenz (10Hz) im Vergleich zur höheren Zeit- und niedrigeren Frequenzauflösung der höheren Frequenz (20Hz). In der Praxis hat sich ein Wavelet-Frequenzparameter von 5 für Frequenzen im Alpha- band (8-12Hz) als guter Kompromiss erwiesen.

#### 4.1.6 Skullmap-Darstellung

Das Hauptwerkzeug zur interaktiven Präsentation der Ergebnisse ist die räumliche, zeitliche und frequenzabhängige Darstellung der transformierten Daten auf einer schematisierten Schädeloberfläche (Skullmap). Ausgangsdaten für die Darstellung sind die Matrizen für Amplituden- und Kohärenzwerte und die Zuordnung der Signalkanäle zu den Elektroden- positionen.

Der Skullmap-View Bereich im Hauptfenster ist ein Qt-Widget (Fenster) mit OpenGL-Unterstützung zur Aktualisierung der Darstellung in Echt- zeit. Zunächst werden dazu die Elektrodenpositionen in ein Koordinaten- system überführt. Aus diesen Punkten wird mittels Delaunay-Triangulierung eine konkave zweidimensionale Oberfläche aus Dreiecken mit maximalen Winkeln erzeugt. Um nun diesen Punkten einen Wert zuzuordnen zu kön- nen, muss ein Ausschnitt aus den Daten gewählt werden. Dazu wird ein Startzeitpunkt in der Signaldarstellung durch Anklicken gewählt. Es kann entweder ein Zeitpunkt oder ein Intervall aus einer bestimmten Anzahl aufeinander folgender Datenpunkte gewählt werden, das in der Signaldar-



**Abbildung 16:** Skullmap-Darstellung

stellung durch eine senkrechte Linie bzw. eine Fläche markiert wird. Dann kann eine Frequenz oder ein Frequenzbereich zwischen der minimalen und maximalen transformierten Frequenz gewählt werden.

Nun können aus den Matrizen Mittelwerte im definierten Zeit- und Frequenzbereiches berechnet werden. Als Ergebnis existiert danach ein Vektor in der Länge der Anzahl der Elektroden für die Amplitude oder Elektrodenkombinationen für die Kohärenzen. Daraus wird noch der Maximalwert für die Amplitude extrahiert, um die Werte bei der Darstellung in Relation einer Farbe zuordnen zu können (siehe Kapitel Color-Mapping). Die Werte werden nun ihren entsprechenden Position auf der Skullmap zugeordnet und ihnen an den Eckpunkten der Dreiecke ein OpenGL-RGB-Wert zugewiesen. Die Flächen der werden mittels Gouraud-Shading linear interpoliert eingefärbt. Durch die flexible Einstellung des Maximalwertes, der entweder automatisch aus dem Intervall berechnet oder als konstant von Hand eingegeben wird, kann die Veränderung der Amplitude relativ oder absolut betrachtet werden. Damit ist die Darstellung der Amplitudenwerte abgeschlossen.

Für die Darstellung der Kohärenz muss ein Grenzwert angegeben werden. Zur Erinnerung: Zwischen allen Elektroden wurden die Kohärenzen über den Zeitverlauf und die transformierten Frequenzen berechnet und liegen nun im Wertebereich  $[0..1]$  vor. Diese Werte werden ebenfalls über dem gewählten Zeit- und Frequenzausschnitt gemittelt. Liegt der Wert für ein Elektrodenpaar über dem gewählten Grenzwert, wird eine Linie zwischen den beiden Elektroden gezeichnet. Das PLV ist ein weiches Kriterium für

die Kohärenz, d.h. man kann nicht genau sagen, dass ab einem bestimmten Wert die Signale kohärent sind. Streng genommen müsste der Wert 1 sein, dies gilt aber eher für synthetische elektrische Signale wie z.B. bei der Synchronisierung von Drehströmen. In der Praxis ist ein Wert größer als 0,8 für größere Intervalle und größer als 0,9 für kleine Intervalle und Zeitpunkte ein guter Grenzwert für Kohärenz. Werte über 0,95 sind für Zeitintervalle selten.

Die Anzeige der Bezeichnung der Elektroden kann ein- und ausgeschaltet werden und die gesamte Darstellung mit allen Parametern kann als Screenshot gespeichert werden.

Der hier gewählte Beispielscreenshot (Abbildung 16) zeigt eine typische Aktivierung der Sehrinde im Alphaband (8-12Hz). Zunächst fällt auf, dass es Kohärenzen gibt, die über den gesamten Kortex (hier von oben nach unten) verlaufen. Dies kommt dadurch zustande, weil der Kortex ein Areal mit sehr hoher Verknüpfungsdichte und gleichzeitig gut synchronisierter Aktivierung ist. Diese Kohärenzen sind auch meist dann hoch, wenn keine spezifischen Kognitionsprozesse verarbeitet werden aber ein Stimulus erwartet wird. Die Daten stammen aus einem Datensatz, bei dem ein visueller Trigger im rechten Gesichtsfeld zum Zeitpunkt 1 Sekunde gezeigt wurde. Der hier gewählte zeitliche Ausschnitt zeigt die nächsten 200ms, in der die Verarbeitung der visuellen Informationen in der linken Sehrinde stattfindet. Die Aktivität in der rechten Sehrinde ist höher, als in anderen Regionen und die Kohärenz zwischen den Elektroden Pz, PO4 und P4 ist ebenfalls hoch ( $>0,85$ ). Dies zeigt die Inhibition der gegenüberliegenden (kontralateralen) nicht an der Verarbeitung der Information beteiligten Sehrinde. Damit ist hier schon die Aktivierung eines Netzwerkes bei der Bewältigung einer Aufgabe aufgezeigt.

#### 4.1.7 PLV-View

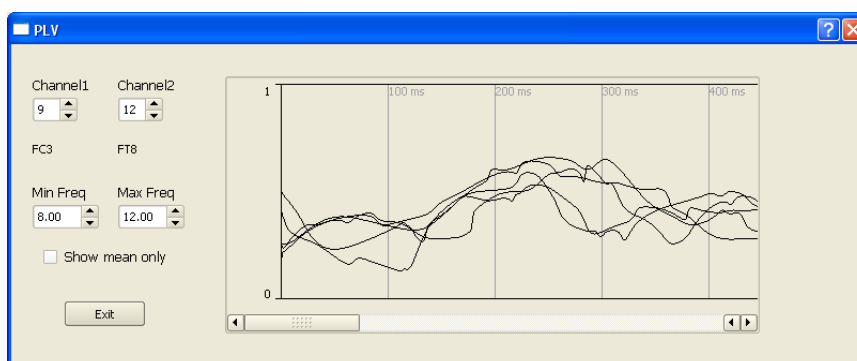


Abbildung 17: Zeitlicher Verlauf des PLV



Eine vollständige Zeit-Frequenz-Darstellung für die Amplitude wurde schon im Channelview implementiert und wird nach der Transformation unter dem jeweiligen Signalkanal als Mittelwert über alle Segmente angezeigt. Weil es aber zu viele Elektrodenkombinationen für eine solche zeitliche Darstellung der Kohärenz gibt, kann man im PLV-View jeweils zwei Elektroden auswählen und sich deren Kohärenz im zeitlichen Verlauf anschauen (Abbildung 17). Dabei werden entweder die Kohärenzen aller transformierten Frequenzen einzeln oder über alle Frequenzen gemittelt als Kurven angezeigt. Diese Art der Darstellung ist sinnvoll, wenn man die Synchronisierung und Desynchronisierung in bestimmten Frequenzen und zwischen bestimmten Regionen im zeitlichen Verlauf eines trial verfolgen möchte.

#### 4.1.8 Color-Mapping

Um die Werte der Zeit-Frequenz-Diagramme übersichtlich darstellen zu können, werden diese farblich codiert. Dazu muss ein Maximalwert angegeben und der einzelne Wert in Relation zu diesem in den Bereich  $[0..1]$  abgebildet werden. Der Farbverlauf ist in vier Intervalle eingeteilt und beginnt blau dann türkis, grün, gelb und endet rot. Zwischen den Intervallgrenzen wird der RGB-Wert linear interpoliert (Tabelle 2).

	0	$\frac{1}{4}$	$\frac{1}{2}$	$\frac{3}{4}$	1
Rot	0	0	0	1	1
Grün	0	1	1	1	0
Blau	1	1	0	0	0

**Tabelle 2:** Abbildung der Werte relativ zum Maximum nach RGB

#### 4.1.9 Export

Die Aufbereitung der Messdaten liefert als Ergebnis eine dreidimensionale Matrix für die mittlere Amplitude und die Kohärenzen. Die Dimensionen für die Matrix sind Anzahl der Abtastpunkte pro Segment, Anzahl der Frequenzen und Anzahl der Kanäle bzw. der Kanalkombinationen. Dabei ist der Zuwachs der Datenmenge im Vergleich zu den importierten Daten und auch der zeitliche Aufwand für die Transformation proportional zur Anzahl der analysierten Frequenzen. Dafür entfällt aber die Dimension der Segmente.

Beim Export werden die Matrizen in zwei separate Dateien geschrieben und mit den Informationen (header) über Anzahl der Abtastpunkte, Abtastrate, Anzahl der Kanäle, Anzahl der Frequenzen, Frequenzauflösung,

Start- und Endfrequenz versehen, damit diese Werte nicht beim Import in die Statistik von Hand eingegeben werden müssen. Der Benutzer definiert in einem Dateibrowser den Pfad und Dateinamen. Beim Export wird der Dateinamen durch ein AMP bzw. PLV erweitert, um einen separaten Zugriff auf Power- und Kohärenzdatensätze zu haben. Die Werte werden in Tabellenform in die Dateien geschrieben mit Spalten als Kanäle bzw. Kanalkombinationen und Zeilen als Abtastpunkte in Blöcken pro Frequenz. Die Kanalkombinationen also Elektrodenpaare werden immer fortlaufend behandelt, d.h. Elektrode  $E_1-E_2, E_1-E_3, \dots, E_1-E_N, E_2-E_3, \dots, E_2-E_N, \dots, E_{N-1}-E_N$ . Damit ist die Datenaufbereitung und der erste Programmteil abgeschlossen.

## 4.2 Programmteil 2: brEEGen Statistic

Im zweiten Programmteil werden die aufbereiteten Daten mehrerer Versuchspersonen zusammengefasst und die Statistik berechnet.

### 4.2.1 Mainwindow

Ähnlich wie im ersten Programmteil besteht das Hauptfenster aus einem Bereich für die Skullmap-Darstellung und einem Bereich für ein Zeit-Frequenz-Diagramm für den Mittelwert aller Probanden. Die Menüleiste stellt nur einen Eintrag für den Import, einen Eintrag für die Elektrodenkonfiguration und einen Eintrag für das Starten der statistischen Tests zur Verfügung. Nachdem die Daten aller verfügbaren Versuchspersonen importiert wurden, kann man für die Darstellung der Power zwischen Bedingung 1, Bedingung 2 oder der Differenz beider Bedingungen wählen. Um eine Darstellung der Ergebnisse nach der statistischen Auswertung auf der Skullmap zu erhalten, muss noch eine Elektrodenkonfiguration erstellt oder geladen werden. Dies geschieht im gleichen Dialog wie im ersten Programmteil.

### 4.2.2 Importdialog

Der Importdialog besteht aus zwei Listen, in denen die Dateien für zwei unterschiedliche Bedingungen eingetragen werden (Abbildung 18). Dabei werden hier sowohl die Dateien mit Power-Werten, wie auch jene mit Kohärenzwerten eingetragen. Wichtig ist hierbei, dass Für die jeweilige Datenart die Anzahl in beiden Bedingungen gleich groß ist. Für jede Versuchsperson muss also ein Eintrag in beiden Listen vorhanden sein. Zudem

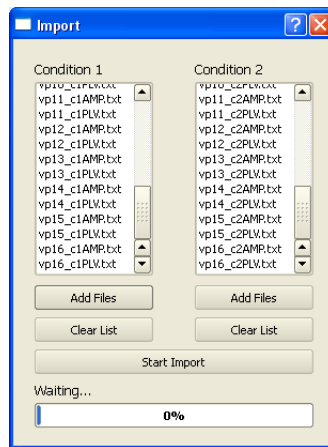


Abbildung 18: Importdialog für die statistische Auswertung

müssen die Dateien in gleicher Reihenfolge benannt sein, z.B. Liste 1: VP1-B1PLV.txt, VP2-B1PLV.txt,... Liste 2: VP1-B2PLV.txt, VP2-B2PLV.txt,... Damit wird jedem Platz in der Liste eine Versuchsperson in beiden Bedingungen zugeordnet.

Damit die Daten vergleichbar sind, müssen diese zuvor gleichartig aufbereitet worden sein. Erstens muss die Elektrodenkonfiguration gleich sein, zweitens muss die Transformation im gleichen Frequenzbereich mit dem gleichen Wavelet stattgefunden haben. Natürlich muss auch die Abtastrate und Segmentlänge aller Daten übereinstimmen. Sind alle verfügbaren Dateien in die Listen eingetragen, kann der Import stattfinden. Dazu wird noch geprüft, ob keine der Listen leer ist und beide gleich viele Einträge enthalten. Beim Import wird die Header-Information ausgelesen und überprüft, ob es sich bei der Datei um einen Power- oder Kohärenzdatensatz handelt.

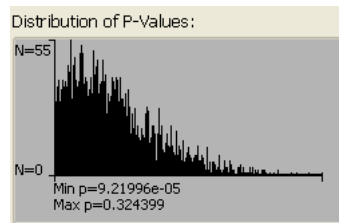
#### 4.2.3 Test-Dialog

Der Testdialog ist das Kernstück der statistischen Auswertung. Der Benutzer legt folgende Parameter für die Durchführung des Signifikanztests fest: Art des Tests (T-Test, Ein- oder Zweistichproben-Test, gepaart oder unabhängig, Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test und Mann-Whitney-U-Test), Zeit- und Frequenzbereich für beide Bedingungen und welche Daten getestet werden sollen (Power oder Kohärenz). Der Wert der Power kann zusätzlich noch logarithmisiert werden. Dies ist sinnvoll, da sich die Power über die Frequenz logarithmisch verhält. Die Amplitude einer niedrigen Frequenz ist im Spektrogramm als viel stärkere Power zu sehen, als eine hohe Frequenz. Der Power-Wert einer Spektralkomponente nimmt mit der Höhe

der Frequenz ab.

Soll ein Bootstrapping durchgeführt werden um eine Signifikanzschwelle zu ermitteln, müssen die Anzahl der zufälligen Tests und die Anzahl der minimalen Werte (entweder nur der kleinste oder die  $x\%$  kleinsten Werte) angegeben werden. Wird Bootstrapping ausgeführt, erscheint eine grafische Darstellung der Verteilung der Zufallswerte (Abbildung 19) und ein daraus berechneter p-Wert wird angezeigt.

Um die Daten für die Tests vorzubereiten, werden diese über dem defi-



**Abbildung 19:** Verteilung der p-Werte nach Bootstrapping (1000 Bootstraps)

nierten Zeit- und Frequenzbereich gemittelt. Dies wird für jede Elektrode (Power) und jedes Elektrodenpaar (Kohärenz) und für alle Versuchspersonen durchgeführt. Nun kann der jeweilige Signifikanztest auf alle Elektroden bzw. Elektrodenpaare angewendet werden. Dabei werden Vektoren der Länge der Anzahl der Versuchspersonen in den Test eingespeist.

Als Ergebnis liefern die Tests einen p-Wert im Bereich  $[0..1]$  für jede Elektrode bzw. jedes Elektrodenpaar. Liegt der p-Wert unter 5% oder des zuvor durch Bootstrapping berechneten Signifikanzniveaus, gilt der Unterschied zwischen Bedingung 1 und Bedingung 2 für die jeweilige Elektrode bzw. das jeweilige Elektrodenpaar als signifikant. Als Ergebnisdaten liefert der Test also je einen Vektor mit p-Werten für die Power und einen für die Kohärenz. Diese Werte können nun räumlich auf der Skullmap dargestellt werden.

#### 4.2.4 Skullmap-Darstellung

Die Darstellung der Ergebnisse erfolgt ähnlich wie im ersten Programmteil, jedoch mit einigen Anpassungen an die Struktur der Daten nach ihrer statistischen Auswertung. Ausgangspunkt für die Darstellung ist wieder die durch die Elektrodenkonfiguration bestimmte Position auf der schematischen Schädeloberfläche. Die farbliche Abbildung der Werte für die Power kann nun auf zwei Arten geschehen:

Die erste Möglichkeit ist die Abbildung der tatsächlichen gemittelten Power-Werte als Differenz zwischen den beiden Bedingungen. Ein negativer Wert bedeutet, dass die Power an der jeweiligen Elektrode unter der zweiten

Bedingung größer war als unter der ersten Bedingung. Entsprechend umgekehrt bei einem positiven Wert.

Die zweite Möglichkeit ist die Abbildung des statistisch berechneten p-Wertes. Dieser wird einfach nach dem verwendeten Colormapping-Schema errechnet also linear abgebildet. Sind die Werte erst einmal berechnet worden kann nun noch der kritische Signifikanzwert verändert werden. Dieser ist mit dem Standard-Signifikanzniveau von 5% voreingestellt und kann nun auf den durch das Bootstrapping berechneten p-Wert angepasst werden. Liegt der p-Wert einer Elektrode unter diesem Wert, wird ihre Namensbezeichnung mit einer größeren Schrift angezeigt.

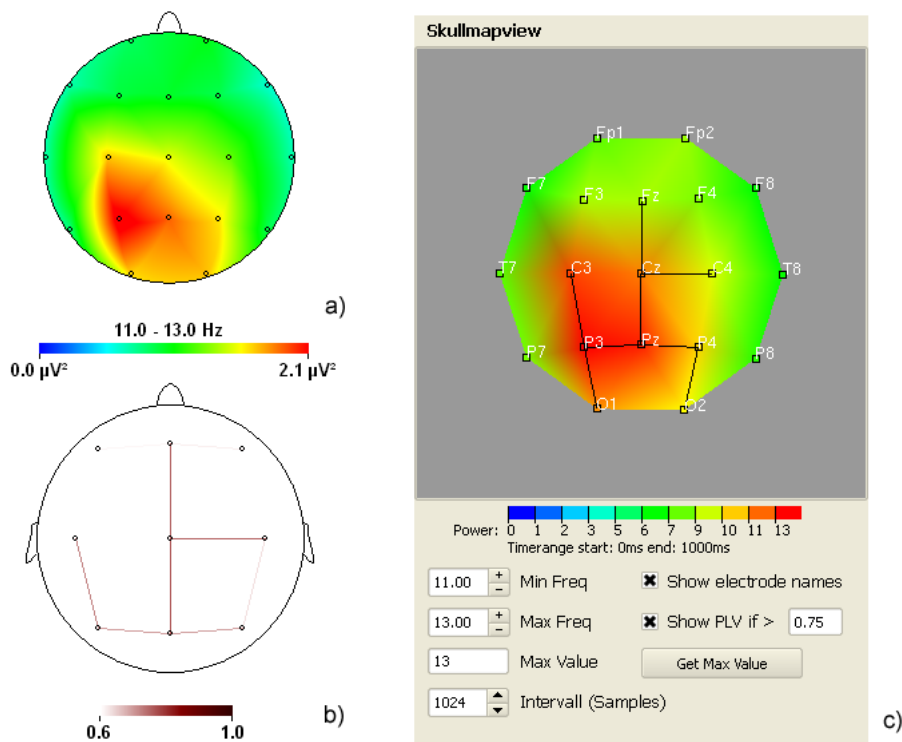
Die Kohärenz wird, wie auch im ersten Programmteil, als schwarze Linie zwischen den Elektroden eingezeichnet. Dies geschieht nur dann, wenn der berechnete p-Wert der Kohärenz zwischen einem Elektrodenpaar unter dem angegebenen Grenzwert liegt. Werden also bei der Standardschwelle von 5% zu viele Kohärenzen angezeigt, kann man den Grenzwert stückweise herabsetzen um nur noch die signifikantesten anzeigen zu lassen (siehe Abbildung 25).

## 5 Test und Vergleich mit kommerzieller Software

### 5.1 brEEGen vs. Brainvision Analyzer

Um die Qualität der Ergebnisse der Transformation und deren Darstellung von Power und Kohärenz beurteilen zu können, wurde ein Testdatensatz im brEEGen-Transformer und im Brainvision Analyzer ausgewertet. In der kommerziellen Software werden die Power-Werte ebenfalls mit Delaunay-Triangulierung auf eine schematische kreisförmige Oberfläche abgebildet. Allerdings wird die Kohärenzberechnung nur mit Fourier-transformierten Daten unterstützt. Die Kohärenz wird dabei über die gesamte Segmentlänge als einzelner Wert berechnet. Eine Darstellung des zeitlichen Verlaufs ist nicht möglich. Wegen der unterschiedlichen Transformationsmethoden sind die absoluten Werte nicht vergleichbar, aber deren relativer Unterschied über den verschiedenen Messpunkten.

Zum Vergleich der Programme wurde der selbe Datensatz im gleichen Fre-



**Abbildung 20:** Direkter visueller Vergleich zwischen Brainvision Analyzer (a und b) und brEEGen (c)

quenzbereich (11-13Hz) transformiert und auf die Positionen von 19 Elektroden abgebildet. Der Brainvision Analyzer unterstützt keine Darstellung der Power- und Kohärenzwerte in einer Grafik. Im direkten Vergleich bei-

der Darstellungen wird eine weitgehende Übereinstimmung deutlich (Abbildung 20). Im Brainvision Analyzer scheint allerdings die farbliche Interpolation der Werte deutlicher abgegrenzt zu sein. Welche Werte aber tatsächlich zwischen den Messpunkten vorliegen, kann durch eine Interpolation ohnehin nicht ermittelt werden, sondern nur durch das Anbringen zusätzlicher Elektroden.

Im direkten Vergleich kann auch die Korrektheit der Kohärenzberechnung verifiziert werden. Hier stimmen sogar die tatsächlichen Werte mit einer Abweichung von ca. 0,05 überein. Beim Brainvision Analyzer werden die Kohärenzen auf verschiedenen Schädelansichten (von oben, seitlich, frontal) dargestellt, deshalb fehlen in dieser Ansicht (b - Ansicht von oben) die Linien zu den okzipitalen Elektroden O1 und O2. Ich habe mich bei der Implementierung gegen eine farblich abgestufte Linie zur Darstellung der Kohärenz entschieden, weil man den Grenzwert, ab dem diese gezeichnet wird, interaktiv festlegt. Außerdem ist der genaue Farbwert auf einer so dünnen Linie kaum zu erkennen.

Als Fazit dieses Vergleichs läßt sich feststellen, daß die Ergebnisse von gleicher Qualität sind, obwohl sich die Arten der Transformation unterscheiden. Zudem hat mein Programm durch die verwendete WT den Vorteil, daß sowohl Power, wie auch Kohärenz zu bestimmten Zeitpunkten oder in bestimmten Intervallen berechnet und dargestellt werden. Die in diesem Beispiel angewendete WT bzw. deren Wavelet scheint allgemein eine stärkere Power berechnet zu haben als die FT im Brainvision Analyzer, dies ist an der gleichen farblichen Unterteilung der Skala gut zu erkennen. Der Wert für die Power ist stark von den Parametern des Wavelets abhängig und wird daher auch nicht als physikalischer Wert aufgefaßt wie die Größe  $\mu\text{Volt}^2$  bei der FT.

## 5.2 Anwendertest

Um die Benutzerfreundlichkeit der Software zu gewährleisten, habe ich das Programm von Mitarbeitern der Arbeitsgruppe testen lassen. Dazu sollte zunächst ein Datensatz im brEEGen Transformer importiert und transformiert werden. Ungewohnt für die Anwender war die Bedienung des Wavelet-Editors, da im sonst verwendeten Brainvision Analyzer meist mit FT gearbeitet wird. Durch die Anwendung der Transformation auf das Testsignal wurden die Effekte der Wavelet-Parameter auf das Ergebnis der Transformation nach dem Ausprobieren von verschiedenen Parametern gut verstanden. Negativ fiel nur die lange Dauer der Transformation auf. Das Programm stürzt ab, wenn versucht wird sehr viele Frequenzen bei Datensätzen mit sehr vielen Segmenten zu transformieren. Hierbei kann nicht genügend Speicher (mehr als 1Gb) für die Matrizen reserviert werden. Ich habe versucht dies durch eine Berechnung des verfügbaren Speichers und einer

Abschätzung des benötigten Speicher abzufangen. Selbst die kommerzielle Software versagt bei sehr großen Dateien, die gleichzeitig geöffnet werden. Beim Zuordnen der Elektroden zu den Signalkanälen wurde nach dem Test noch eine kleine Verbesserung implementiert: Nach dem Klicken auf eine Elektrodenbezeichnung zählt nun die Kanalnummer automatisch weiter. Dies reduziert die Anzahl der Klicks, welche für die Zuordnung aller Elektroden notwendig sind, erheblich. Zuvor mußte nach jedem Klick auf die Elektrodenkarte der nächste Kanal manuell weitergeschaltet werden. Die Elektrodenzuordnung war intuitiv verständlich, da die Abbildung mit dem 10-20-Platzierungssystem bekannt war.

Die Konfiguration der Skullmap-Darstellung durch die Eingabe von Parametern für Zeitintervall und Frequenz funktionierte ebenfalls durch Ausprobieren gut. Hier wurden noch kleine Verbesserungen zum Abfangen von fehlerhaften Eingaben implementiert. So kann nun die minimale Frequenz nicht größer als die maximale Frequenz werden und wird in der Schrittgröße der Transformation herauf und herunter gezählt. Hier wäre noch eine Abspielfunktion wünschenswert, welche die Veränderung der Power und Kohärenz über die Segmentlänge animiert. Dies konnte allerdings aus Zeitmangel nicht mehr implementiert werden und geschieht nur durch Klicken auf die jeweilige Position in der Signaldarstellung.

Weil die Bedienung des Statistik-Programmteils ähnlich funktioniert, gab es auch hier kaum Bedienfehler. Bei der praktischen Anwendung stellte sich allerdings heraus, daß die kritischen Signifikanzwerte, die durch das Bootstrapping berechnet werden oft so niedrig sind, dass es bei deren Anwendung keine signifikanten Unterschiede mehr gab. Dies ist mehr ein Problem des Verfahrens als ein Problem der Umsetzung. Man kann zwar das Kriterium "aufweichen" indem man einen hohen %-Wert für die niedrigsten p-Werte angibt, dadurch verliert aber das Verfahren insgesamt an Nützlichkeit. Dieses Problem bestand aber generell auch bei anderen Daten und eingesetzten Programmen.

Insgesamt gab es ein positives Feedback der Anwender. Die lange Dauer der Transformation muß als Preis für die Lizenzfreiheit der Anwendung in Kauf genommen werden: Das eingesetzte Programm kostet entweder Zeit oder Geld.



## 6 Ergebnisse

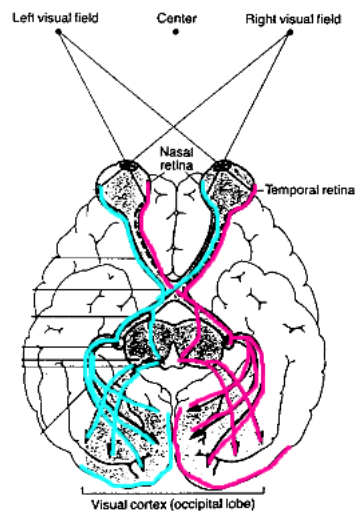
### 6.1 Anwendungsbeispiel

Um die Einsatzfähigkeit der entwickelten Software zu demonstrieren und die Qualität der gelieferten Ergebnisse zu beurteilen, wurden die EEG-Daten eines Experiments ausgewertet. Die folgende beispielhafte Auswertung bezieht sich auf Daten aus einem Experiment zur Untersuchung von räumlich gerichteter visueller Aufmerksamkeit.

Dabei wurde mit repetitiver transkranieller Magnetstimulation (rTMS) gearbeitet und während des Versuchs ein EEG abgeleitet. Im Fokus dieser Untersuchung stand die Hirnregion des "frontal eye field" (FEF), welches Teil des prämotorischen Kortex ist und die Augenbewegung steuert. Vor allem ist es für die Ausführung von Saccaden zuständig, welche die Augen sprungweise auf ein Ziel ausrichten. Vor Beginn der Messung wurde das rechte FEF durch die Magnetstimulation zeitweilig gehemmt (temporäre virtuelle Läsion). Daher funktioniert die Steuerung der Saccadenbewegung der Augen nicht mehr. Dies führt dazu, dass nur noch aktiv fokussierte Bereiche des Blickfeldes wahrgenommen werden. Normalerweise dient die Saccadenbewegung dazu, das gesamte Blickfeld mit Information auszufüllen. Z.B. nehmen wir keine Farbinformationen an den Rändern des Blickfeldes auf und die räumliche Auflösung ist dort besonders schlecht. Nur durch die permanente unbewusst ausgeführte Bewegung der Augen wird diese Information in die räumliche Wahrnehmung integriert. Zudem wird während der bewussten visuellen Orientierung normalerweise ein Netzwerk zwischen der frontalen und der parietalen Region aktiviert (frontoparietales Aufmerksamkeitsnetzwerk). Die Stimulationen mit rTMS unterbricht dieses Netzwerk.

Die Verteilung der Informationen aus der Netzhaut (Retina) des Auges in die Sehrinde (okzipitaler Kortex) erfolgt über den Sehnerv. Das gute räumliche Sehvermögen des Menschen liegt in der Überlappung der Gesichtsfelder beider Augen begründet. Ein Objekt im Sichtfeld wird meistens in beiden Augen auf der Retina abgebildet. Dabei teilen sich die Sehnerven beider Augen in zwei Hauptstränge, von denen sich jeweils einer kreuzt und der andere auf der selben Seite weiter verläuft (optisches Chiasma). Die Informationen der linken Seite der Retina werden an die linke Sehrinde und die der rechten Seite an die rechte Sehrinde weitergeleitet. Auf diese Weise werden visuelle Informationen über Objekte im linken Blickfeld in der rechten Sehrinde verarbeitet und umgekehrt (Abbildung 21).

Ein mutmaßlicher Kontrollmechanismus für kognitive visuelle Aufmerksamkeit ist im menschlichen EEG die Alpha-Desynchronisation (event-related desynchronization ERD) bei einer Frequenz um 10Hz im parietal okzipitalen Kortex in Erwartung eines Zielobjekts. Wird das Zielobjekt im linken Blickfeld erwartet, sollte die rechtshemisphärische Sehrinde desynchroni-



**Abbildung 21:** Bahnen des Sehnervs [Quelle unbekannt]

sieren, um die erwartete sensorische Information verarbeiten zu können. Gleichzeitig sollte die linkshemisphärische Sehrinde synchronisieren (ERS), um ablenkende Informationen vom anderen Auge zu hemmen.

Die Power im Alphaband verhält sich ähnlich: Die Alphaaktivität ist hoch, wenn die Verarbeitung in der Sehrinde gehemmt wird (Inhibition) und niedrig, wenn Informationen verarbeitet werden (Fazitilation). Diese Mechanismen werden nicht nur beim eigentlichen Vorgang der Wahrnehmung aktiviert, sondern bereits im Vorfeld, also in Erwartung des Reizes bei der selektiven Aufmerksamkeit.

Visuelle Aufmerksamkeit kann als top-down oder bottom-up verarbeitender Prozess verstanden werden. Bei bottom-up Prozessen führt die Verarbeitung von den Sensoren über die perzeptuelle Analyse zur Reaktion und zwar ohne kognitive Rückkopplung. Ein gutes Beispiel ist das reflexartige Abwehren eines sich schnell nähernden Objektes: Ein Ball fliegt unerwartet auf den Kopf zu, Hände wehren ihn ab, bevor er das Gesicht trifft. Dies geschieht sehr schnell und ohne Nachdenken.

Bei top-down Prozessen spielen Erfahrung, Erwartung und selektive Aufmerksamkeit eine Rolle. Die Informationen fließen hierbei von höheren Verarbeitungszentren zu den Arealen für die Steuerung. Beispielsweise wenn erwartet wird, dass ein Ball heran fliegt, wird die Flugbahn verfolgt und der Ball schließlich gefangen. Bei dieser Art der Verarbeitung ist das frontoparietale Aufmerksamkeitsnetzwerk involviert.

## 6.2 Experimentelles Design

Vor dem Beginn der Aufgabe wurde durch 15 minütige rTMS das rechte FEF funktionell gestört (temporäre virtuelle Läsion).

Die Versuchspersonen saßen vor einem Monitor und fixierten einen Punkt auf dem Bildschirm, dabei lag die Hand auf einer Computer Maus. Die Augen sollten möglichst nicht bewegt werden. Bei jedem trial hörten sie mit gleicher Wahrscheinlichkeit entweder einen niedrigen (500Hz) oder einen hohen (1000Hz) Ton für 50ms und sollten danach ihre Aufmerksamkeit auf das linke bzw. rechte Gesichtsfeld richten. Nach einer Dauer zwischen 600 und 800ms wurde ein Zielobjekt präsentiert. Es befand sich bei 75% der Versuche auf der richtigen, durch den Ton angekündigt (valide), und bei 25% auf der falschen Seite (invalid). Das Zielobjekt war ein kleiner (1,6cm) schwarzer Buchstabe "p" oder "q" auf grauem Hintergrund und wurde für die Dauer von 83ms mit jeweils gleicher Wahrscheinlichkeit präsentiert. Danach sollten die Probanden durch drücken der linken Maustaste für "p" und der rechten Maustaste für "q" reagieren (Abbildung 22).

Betrachtet man die invaliden Bedingungen, kann man folgendes erwarten:

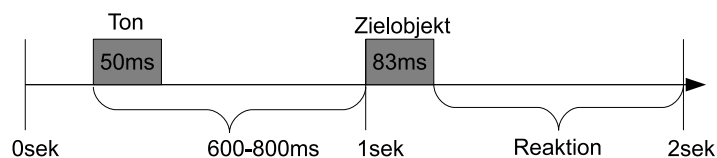


Abbildung 22: Schematischer Task-Ablauf

Wird das Zielobjekt rechts angekündigt und erscheint links, hat die Versuchsperson Schwierigkeiten dieses zu identifizieren. Neben den erschwerten Bedingungen durch die Störung des FEF sollte durch die selektive Aufmerksamkeit, die Synchronisierung über der Sehrinde für das linke Auge hoch sein, so dass die Verarbeitung zusätzlich gehemmt wird.

## 6.3 Daten

Ausgewertet wurden die Daten von 16 Versuchspersonen unter den zwei jeweils invaliden Bedingungen, das Zielobjekt erschien also nicht dort, wo es durch den Ton angekündigt und von der Versuchsperson erwartet wurde. Bei Bedingung 1 wurde das Zielobjekt im linken Blickfeld angezeigt, obwohl es rechts angekündigt worden war. Bei Bedingung 2 wurde es rechts angezeigt und war links angekündigt worden. Die rTMS wurde bei 8 Personen über dem rechten FEF (Position über Elektrode FC4) und bei 8 Personen als Kontrollgruppe über der zentralen Region (Position über Elektrode Cz) durchgeführt.

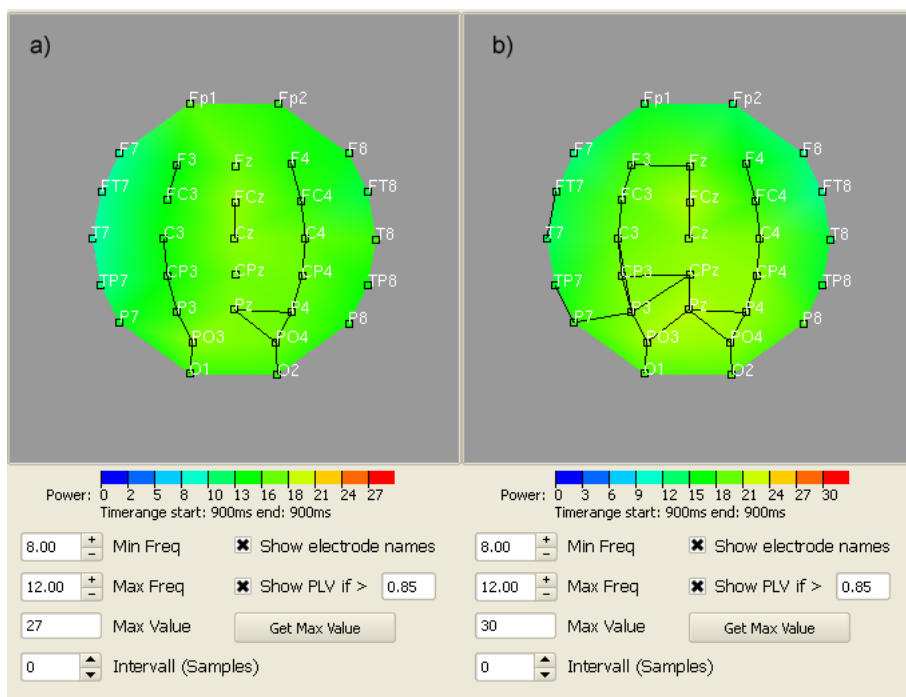
Die EEG-Signale wurden mit einer Abtastrate von 1000Hz aufgezeichnet und in Segmente von zwei Sekunden Dauer unterteilt. Der Fixpunkt im Segment ist die Präsentation des visuellen Zielobjekts in der Segmentmitte bei 1sek. Die Anzahl der Segmente pro Versuchsperson und Bedingung liegt nach der Aussortierung der Artefakte zwischen 24 und 50. In die Auswertung wurden 31 Elektroden einbezogen. Die tatsächliche Reaktion (Reaktionszeit, Korrektheit) der Versuchspersonen wurde hier nicht ausgewertet.

## 6.4 Auswertung

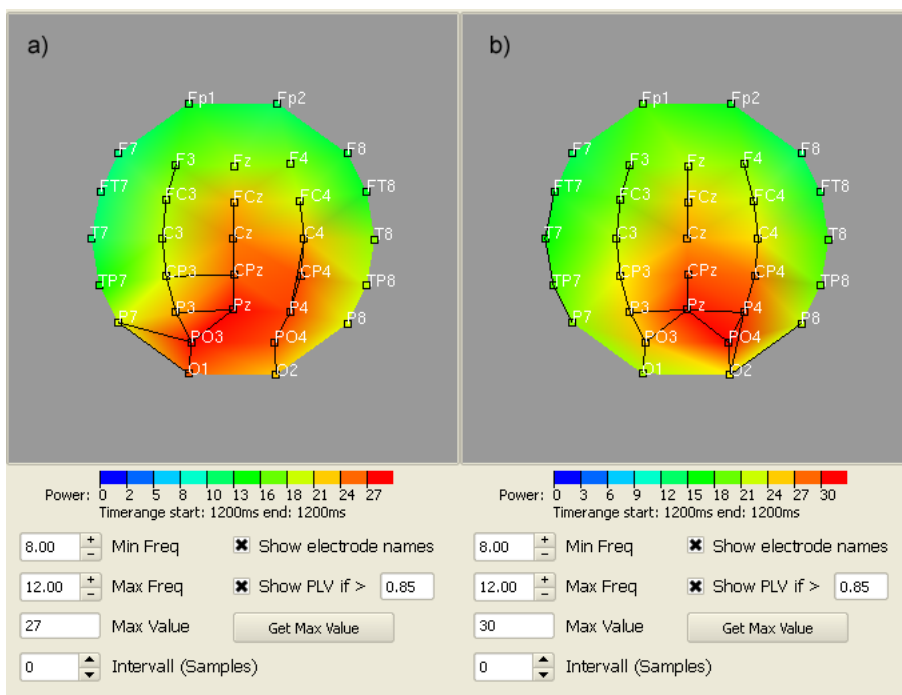
Zunächst wurden alle 32 Datensätze im brEEGen Transformer aufbereitet. Die Größe der Importdaten liegt bei insgesamt 510Mb. Untersucht wird die ERD und ERS anhand der Kohärenzen im Alpha-Band um 10Hz, weil in diesem Frequenzbereich bei visuellen Aufgaben der deutlichste Effekt zu erwarten ist. Die Transformation wurde im Frequenzbereich von 8 bis 12Hz mit einer Frequenzauflösung von 1Hz, also insgesamt 5 Frequenzen, durchgeführt. Dabei wurde ein Wavelet mit einem Bandwidth-Parameter von 2 und einem Oscillations-Parameter von 5 verwendet, um einen guten Kompromiss zwischen Zeit- und Frequenzauflösung zu erreichen. Die aufbereiteten und exportierten Daten haben eine Größe von 1,31Gb, dies liegt vor allem an der Menge der Elektrodenkombinationen (465) für die Kohärenzen. Der gesamte Aufbereitungsvorgang dauerte ca. eine Stunde, bei knapp zwei Minuten pro Datensatz.

Die Ergebnisse der Analyse einer einzelnen Versuchsperson der Kontrollgruppe sind in Abbildung 23 und 24 dargestellt. Dabei zeigt Grafik (a) die Bedingung 1 und (b) die Bedingung 2. 100ms **vor** der Präsentation des Zielobjekts (Abbildung 23) erwartet die Versuchsperson den sensorischen Reiz auf der durch den Ton angekündigten Seite (invalide Bedingung). In Abbildung 24 ist 200ms **nach** der Präsentation des Zielobjekts (bei 1200ms im Segment) die ERS gut über der jeweils gegenüberliegenden Sehrinde in den Werten der Kohärenz zu erkennen. Die Linien, welche Kohärenz anzeigen, wurden eingezeichnet, wenn das PLV  $>0.85$  war. (a) zeigt ERS und hohe Alphaaktivität also Inhibition über der linken Sehrinde (Elektroden in der Nachbarschaft von PO3), weil das Objekt im linken Blickfeld präsentiert und in der rechten Sehrinde verarbeitet wurde. Über der rechten Sehrinde ist der gegenteilige Effekt zu erkennen (weniger Alphaaktivität und kleinere PLVs). (b) zeigt ERS und hohe Alphaaktivität über der rechten Sehrinde (Elektroden in der Nachbarschaft von PO4), weil das Objekt rechts präsentiert und in der linken Sehrinde verarbeitet wurde. Die zeitliche Veränderung in der Alphaaktivität korreliert mit dem Eintreffen des Stimulus, und ist davor deutlich niedriger als danach.

Vergleicht man die Kohärenzen über der Sehrinde zum Zeitpunkt vor und



**Abbildung 23:** Power und Kohärenz einer einzelnen Versuchsperson der Kontrollgruppe. Zeitpunkt 100ms vor Stimulus erwartet im rechten (a) und linken (b) Blickfeld.

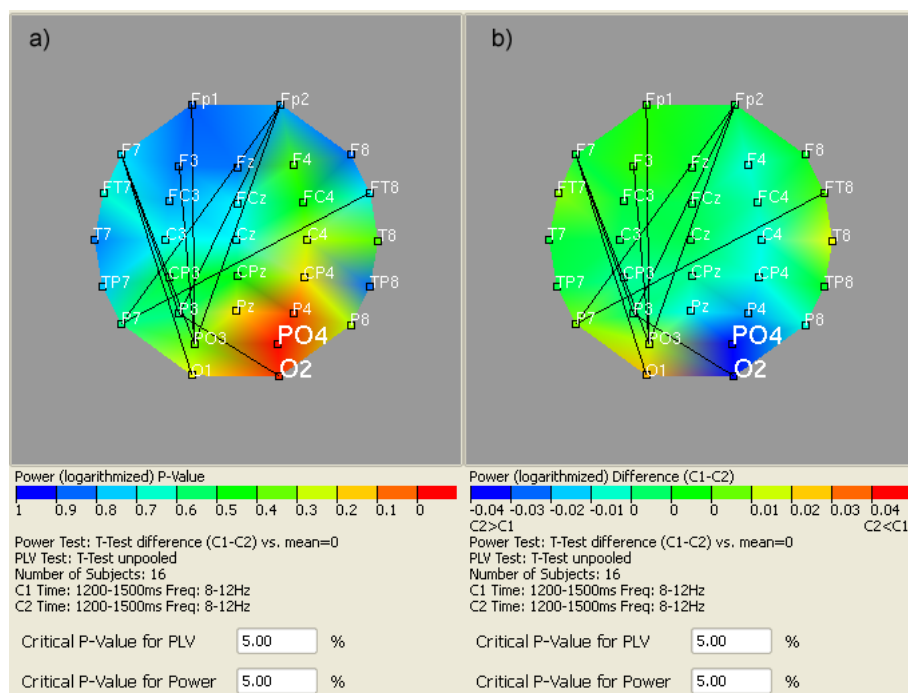


**Abbildung 24:** Power und Kohärenz einer einzelnen Versuchsperson der Kontrollgruppe. Zeitpunkt 200ms nach Stimulus im linken (a) und rechten (b) Blickfeld.

nach der Präsentation des Zielobjekts, so erkennt man deutlich den Wechsel von ERS und ERD zur jeweils gegenüberliegenden Sehrinde. Die antizipierte und funktionell vorbereitete Situation ist nicht eingetreten, also werden die Verarbeitungsmechanismen den tatsächlichen Gegebenheiten angepasst.

Nun können die Daten statistisch aufbereitet werden. Der Import aller Daten dauert ca. 25 Minuten. Ausgewertet wurde die Kontrollgruppe und die über dem FEF stimulierte Gruppe gemeinsam. Bei einer Menge von 16 Versuchspersonen lassen sich sowohl parametrische wie auch non-parametrische Tests anwenden. Der zu untersuchende Frequenzbereich wurde schon bei der Transformation auf das Alphanband beschränkt und wird hier über 8 bis 12Hz gemittelt betrachtet. Die Wahl des Zeitfensters hängt vom Zeitpunkt der Präsentation des Zielobjekt ab und wird in diesem Fall von 200ms bis 500ms nach erscheinen des Buchstabens gewählt, also der Segmentbereich zwischen 1200 und 1500ms, wo die De/Synchronisationseffekte besonders deutlich hervortreten sollten.

Die Ergebnisse der statistischen Auswertung sind in Abbildung 25 dar-



**Abbildung 25:** Resultat der statistischen Auswertung

gestellt. C1 bezeichnet Bedingung 1, C2 Bedingung 2. Die Power wurde mit einem Einstichproben-T-Test auf Signifikanz getestet und wurde zuvor logarithmisiert. Signifikant unterschiedliche Elektroden sind mit größerer Schrift bezeichnet. Die Kohärenzwerte wurden mit einem Zweistichproben-

T-Test auf Signifikanz getestet. Das Signifikanzniveau liegt bei 5%. Grafik (a) zeigt den p-Wert der Differenz der Power unter den zwei Bedingungen. Grafik (b) zeigt die absoluten Werte der Differenz der Power, um zu verdeutlichen wie sich diese unter den beiden Bedingungen verhält.

## 6.5 Interpretation der Ergebnisse

Im statistischen Vergleich der beiden Bedingungen tritt das fronto-parietale Aufmerksamkeitsnetzwerk als signifikanter Unterschied in den Kohärenzen zwischen der parietal okzipitalen Elektrode PO3 und den frontalen Elektroden F7, FP1 und FP2 hervor. Dies zeigt, dass unter der einen Bedingung die Kohärenzwerte hoch und unter der anderen Bedingung die Kohärenzwerte niedrig waren. Das Aufmerksamkeitsnetzwerk konnte also nur unter einer Bedingung funktionieren und war unter der anderen Bedingung gestört.

Der Unterschied in der Power des Alphabandes ist über den okzipitalen Elektroden PO4 und O2 besonders signifikant. Unter Bedingung 1 ist eine höhere Alphaaktivität über der Elektrode O1 als unter Bedingung 2 zu beobachten. Das Zielobjekt wurde im linken Blickfeld präsentiert und die linke Sehrinde inhibiert, weil die Verarbeitung rechts stattfindet. Unter Bedingung 2 ist die Alphaaktivität über den Elektroden PO4 und O2 deutlich stärker ausgeprägt als unter Bedingung 1. Das Zielobjekt wurde im rechten Blickfeld präsentiert und die rechte Sehrinde inhibiert, weil die Verarbeitung links stattfindet. Dies entspricht den Beobachtungen an einer einzelnen Versuchsperson nach der Präsentation des Zielobjekts (Abbildung 24). Insgesamt ist die Power bei Bedingung 2 über der rechten Hirnhemisphäre größer, als über der linken. Dies könnte daran liegen, dass es sich um rechtshändige Versuchspersonen handelt, deren linke Hirnhälfte dominant ist. Die Planung und Durchführung der Reaktionsbewegung geschieht in der linken Hirnhälfte, deshalb inhibiert die gegenüberliegende (kontralaterale) Hemisphäre stärker.

Sowohl die Beobachtungen der Power im Alphabereich über der Sehrinde als auch die Unterschiede in der Kohärenz entsprechen den Erwartungen. Das Erkennen von Buchstaben ist Aufgabe der linken Hemisphäre, deshalb tritt das Netzwerk auf dieser Seite besonders deutlich hervor. An diesem Beispiel zeigt sich das Prinzip einer Auswertung von Daten unter Bedingungen, die verschieden genug sind, um aufgabenspezifische Netzwerke in ihrer Funktionalität darzustellen. Die Korrektheit von Annahmen kann durch gezieltes Untersuchen bestimmter Ausschnitte (Zeit, Frequenz) der Daten bestätigt werden. Hierbei wird aber auch deutlich, dass man eine konkrete Vermutung haben und wissen muss, wo und wonach man sucht.



## 7 Fazit und Ausblick

### 7.1 Fazit

Die im Rahmen dieser Diplomarbeit entwickelte Software ist für die spezifische Aufgabe unter Verwendung der ausgesuchten Verfahren geeignet eine vollständige Kohärenzanalyse durchzuführen. Die Kohärenzanalyse von EEG-Daten stellt einen Fortschritt zur reinen Analyse von Spektral-komponenten dar. Sie ist mit den verwendeten Methoden (CWT, PLV und Statistik) gut durchführbar. Die Qualität der Ergebnisse hängt neben den eigentlichen Analysemethoden stark vom Aufbau der Versuche und den zugrunde liegenden Paradigmen ab. Sind die Versuche vernünftig angelegt und durchgeführt worden, lassen sich aus den gewonnenen Daten statistisch solide Ergebnisse berechnen. Die interaktiven Darstellungen unterstützen ein intuitives Verständnis der Ergebnisse.

Die gewählte Darstellung der Daten orientiert sich stark an der herkömmlichen Art der Visualisierung. Einerseits ist sie so für den versierten Benutzer leicht verständlich, andererseits aber nicht sonderlich innovativ. Für eine plastischere Darstellung wäre eine Kombination der Skullmap mit einem 3-D-Modell des Gehirns aus Scannerdaten interessant. Allerdings muss man bedenken, dass die räumliche Auflösung der EEG-Messung nicht besonders hoch ist. Es gibt zwar Verfahren, die eine dreidimensionale Position der gemessenen Effekte berechnen (source-localization), aber die Integration dieser Datensätze hätte den Rahmen der Diplomarbeit gesprengt. Außerdem ist eine dreidimensionale Visualisierung von Scannerdaten bereits in vielen anderen Programmen umgesetzt.

Auf der Ebene der Datenverarbeitung und der numerischen Berechnung ist das gesamte Verfahren verständlich und nachvollziehbar. Man könnte es genauso gut in der Elektrotechnik oder anderen Bereichen anwenden. Das große Problem ist jedoch, dass man nicht genau weiß, was die Kohärenz zwischen Arealen eigentlich funktionell bedeutet. Es ist ungewiss, ob sie nur zur stabilen Weiterleitung von Information über weite Bereiche und viele Zwischenstationen dient, oder selbst Informationen codiert. Man hat hier also ein Werkzeug um einen bestimmten Aspekt einer Prozessverarbeitung im Gehirn darstellen zu können, kennt aber dessen Funktionsweise nicht im Detail.

Trotzdem wird dieses Verfahren in absehbarer Zeit noch zu weiteren Erkenntnissen und dem besseren Verständnis von Verarbeitungsprozessen und der neuronalen Plastizität und Reorganisation beitragen.

## 7.2 Ausblick

Eine sinnvolle Erweiterung der Kohärenzanalyse wäre ein Verfahren, welches auch die Richtung der Kohärenzen berechnen könnte. Bisher sind dazu gerichtete Granger-Kausalitäten vorgeschlagen worden, welche jedoch numerisch schwer zu berechnen sind und bei Netzwerken mit sehr vielen Komponenten versagen. Komplexere Korrelationsanalysen wären hilfreich, lösen aber das Problem der Richtung nicht.

Meine Idee wäre die Modellierung neuronaler Netzwerke als Programm und deren Training durch direkte Kopplung an ein abgeleitetes EEG und z.B. einen Bilderstrom von einer Kamera, die das selbe "sieht" wie der Proband. Allerdings sind die Effekte, die an einer einzelnen Elektrode gemessen werden schon das Resultat komplexer Verarbeitungsprozesse von sehr vielen Neuronen und davon auch nur ein oberflächlicher Teilaspekt. Diese Komplexität zu modellieren scheint bisher unmöglich. Trotzdem könnten so vielleicht aufgaben spezifische Netzwerke nach modelliert werden, die z.B. für Bild verarbeitende Verfahren wie Objekt Erkennung eingesetzt werden könnten. Viele Methoden der Bildverarbeitung in der Informatik sind beim Menschen schon in der "Hardware" implementiert, z.B. die Kanten Detektion beim Sehen schon in der Netzhaut. Die bisher unlösbaren Aufgaben von dynamischer Objekt Erkennung unter nicht-Labor-Bedingungen bewältigt das Gehirn extrem schnell und automatisiert, allerdings auch manchmal mit fehlerhaften Ergebnissen. "Das menschliche Gehirn ist extrem gut in der Erkennung von Mustern, es erkennt auch dort welche, wo gar keine sind!" (frei zitiert nach D. Paulus, Vorlesung medizinische Bildverarbeitung an der Universität Koblenz). Könnte man diese Fähigkeiten in neuronalen Netzen modellieren, ergäben sich ungeahnte Möglichkeiten.

## A Quellen

### A.1 Literaturverzeichnis

**Adrian, 1928** Edgar D. Adrian, The Basis Of Sensation - the action of the sense organs, W. W. Norton & company inc., New York

**Abeles, 1982** Moshe Abeles, Local Cortical Circuits - an electrophysiological study, Studies of brain function, Springer-Verlag, Berlin, New York, ISBN 0387110348 (U.S.)

**Berger, 1929** H. Berger, Über das Elektroenkephalogramm des Menschen, Archiv Psychiat. Nervenkr. 1929;87:527-70

**deCharms und Zador, 2000** R. C. deCharms und A. Zador, Neural representation and the cortical code, Annual Review Neuroscience 23), Seite 613-47

**Jasper, 1958** H. Jasper, The ten- twenty electrode system of the international federation. Clinical Neurophysiology 1958.

**Lopes da Silva & Pfurtscheller, 1999** Event-related EEG/MEG synchronization and desynchronization: basic principles. Clinical Neurophysiology 1999

**Lutzenberger et al., 1985** Das EEG - Psychophysiologie und Methodik von Spontan-EEG und ereigniskorrelierten Potentialen. Springer-Verlag 1985

**Pfurtscheller und Aranibar, 1977** Event-related cortical desynchronization detected by power measurement of scalp EEG. Clinical Neurophysiology 1977

**Pfurtscheller, 1992** Event-related synchronization (ERS): an electrophysiological correlate of cortical areas at rest. Clinical Neurophysiology 1992

**Polikar, 1994** R. Polikar, The Engineers's Ultimate Guide To Wavelet Analysis - The Wavelet Tutorial

(<http://users.rowan.edu/~polikar/WAVELETS/WTtutorial.html>)

**Sauseng und Klimesch, 2008** P. Sauseng, W. Klimesch, What does phase information of oscillatory brain activity tell us about cognitive processes?, Neuroscience and Biobehavioral Reviews, Vol. 32

### A.2 verwendete Bibliotheken und Quellcode

**AlgLib** Algorithm Library (<http://www.alglib.net/hypothesistesting/>)

**CWT** Yuriy V. Chesnokov 2006, ECG annotation library based on continuous (CWT) and fast (FWT) wavelet transforms (<http://www.codeproject.com>)

**OpenMP** Multiprozessorunterstützung (<http://www.openmp.org>)

**QT** Trolltech Qt 4.4 ([www.qtsoftware.com](http://www.qtsoftware.com))