

Aus dem Institut für Medizinische Psychologie der
Universität Tübingen

**Aufmerksamkeitsabhängige neuronale Korrelate zur
Schallsegregation bezüglich purer und komplexer Töne**

**Inaugural – Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin**

**der Medizinischen Fakultät
der Eberhard Karls Universität
zu Tübingen**

vorgelegt von

Mörrike, Daniel

2018

Dekan:

Professor Dr. I. B. Autenrieth

1. Berichterstatter:

Professor Dr. C. Braun

2. Berichterstatter:

Professorin Dr. M. Knipper

Tag der Disputation:

17.04.2018

Inhaltsverzeichnis

Abbildungsverzeichnis.....	V
Tabellenverzeichnis.....	VI
Abkürzungsverzeichnis	VII
1 Einleitung.....	1
1.1 Grundlagen.....	2
1.1.1 Das auditorische System.....	2
1.1.1.1 Die Peripherie des auditorischen Systems.....	2
1.1.1.2 Der zentrale auditorische Weg.....	4
1.1.2 Auditorisch evozierte Antworten.....	6
1.1.2.1 Frühe Antworten.....	7
1.1.2.2 Mittellatente Antworten.....	8
1.1.2.3 Späte Antworten.....	8
1.1.3 Die Magnetoenzephalographie.....	10
1.1.3.1 Neuronale Grundlagen der MEG.....	10
1.1.3.2 Erzeugung von Aktionspotentialen.....	10
1.1.3.3 Erzeugung postsynaptischer Ströme	11
1.1.3.4 Das Dipolmodell.....	11
1.1.3.5 Unterschiede zwischen MEG und EEG.....	15
1.1.3.6 MEG – Instrumente	17
1.2 Aktuelle Studienlage.....	19
1.2.1 Grundlagen der Streamsegregation.....	19
1.2.2 „Peripheral channeling“ – Hypothese gegenüber zentrale Dekodierung.....	22
1.2.3 Reine im Vergleich zu komplexen Tönen	24
1.2.4 Neurophysiologische Korrelate der Streamsegregation.....	26
1.2.5 Die Rolle der Aufmerksamkeit	29
1.2.6 Die Rolle des Kontext‘	31
1.2.7 Hemisphärenunterschiede.....	32
1.3 Zielsetzung der Arbeit.....	32
2 Methodik.....	37

2.1	Probanden	37
2.2	Aufbau der Experimente	38
2.2.1	Versuchsstruktur.....	38
2.2.2	Stimulationen	39
2.3	Datenerhebung.....	41
2.3.1	Audiometrie	41
2.3.2	MEG – Gerät.....	42
2.3.3	Messeinrichtung.....	42
2.3.4	Durchführung der Messung	44
2.4	Datenanalyse.....	45
2.4.1	Vorbearbeitung	46
2.4.2	Zuschneiden	46
2.4.3	Mittelung	47
2.4.4	Quellenanalyse	48
2.4.5	Amplituden – und Latenzauswertung.....	48
2.4.6	Statistik	49
3	Ergebnisse.....	52
3.1	Non – streaming gegenüber Streaming bei reinen Tönen	52
3.1.1	Bei Messungen ohne die Aufmerksamkeit der Probanden	53
3.1.2	Bei Messungen mit der Aufmerksamkeit der Probanden.....	54
3.2	Non – streaming gegenüber Streaming bei amplitudenmodulierten Tönen	59
3.2.1	Bei Messungen ohne die Aufmerksamkeit der Probanden	60
3.2.2	Bei Messungen mit der Aufmerksamkeit der Probanden.....	61
3.3	Reine gegenüber amplitudenmodulierte Töne bei Streaming.....	65
3.3.1	Bei Messungen ohne die Aufmerksamkeit der Probanden	66
3.3.2	Bei Messungen mit der Aufmerksamkeit der Probanden.....	67
4	Diskussion	72
4.1	Non – streaming gegenüber Streaming bei reinen Tönen	73
4.1.1	Bei Messungen ohne die Aufmerksamkeit der Probanden	73
4.1.2	Bei Messungen mit der Aufmerksamkeit der Probanden.....	76

4.1.3	Zusammenfassung Non – streaming gegenüber Streaming bei reinen Tönen	79
4.2	Non – streaming gegenüber Streaming bei amplitudenmodulierten Tönen	80
4.2.1	Bei Messungen ohne die Aufmerksamkeit der Probanden	80
4.2.2	Bei Messungen mit der Aufmerksamkeit der Probanden.....	82
4.2.3	Zusammenfassung Non – streaming gegenüber Streaming bei AM – Tönen	84
4.3	Reine gegenüber amplitudenmodulierte Töne bei Streaming.....	85
4.3.1	Bei Messungen ohne die Aufmerksamkeit der Probanden	85
4.3.2	Bei Messungen mit der Aufmerksamkeit der Probanden.....	87
4.3.3	Zusammenfassung reine gegenüber AM – Töne bei Streaming...	88
4.4	Allgemeine Schlussfolgerungen und Ausblick	88
5	Zusammenfassung	91
6	Literaturverzeichnis.....	93
7	Anhang	100
7.1	Probandeneinverständniserklärung	100
8	Erklärung zum Eigenanteil.....	111
9	Danksagung	112

Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: Schematischer Cochleaaufbau.	4
Abb. 2: Schematische Darstellung der zentralen Hörbahn.	6
Abb. 3: Auditorisch evozierte Antworten.	9
Abb. 4: Kortikaler Dipol.	12
Abb. 5: Schematische Darstellung einer MEG-Messung.	19
Abb. 6: Non-streaming – und Streamingstimulationssequenzen.	21
Abb. 7: Reine und amplitudenmodulierte Töne.	26
Abb. 8: Versuchsstruktur.	38
Abb. 9: Stimulationsaufbau.	40
Abb. 10: Schematische Darstellung des auditorischen Stimulationssystems. ...	44
Abb. 11: Datenauswertung 1.	50
Abb. 12: Datenauswertung 2.	51
Abb. 13: Non – streaming gegenüber Streaming bei reinen Tönen.	57
Abb. 14: Non – streaming gegenüber Streaming bei amplitudenmodulierten Tönen.	63
Abb. 15: Reine gegenüber amplitudenmodulierte Töne bei Streaming.	70

Tabellenverzeichnis

Tab. 1: Bedingungen.	47
Tab. 2: Non – streaming gegenüber Streaming bei reinen Tönen.....	58
Tab. 3: Non – streaming gegenüber Streaming bei amplitudenmodulierten Tönen.	64
Tab. 4: Reine gegenüber amplitudenmodulierte Töne bei Streaming.	71

Abkürzungsverzeichnis

A	Ampère (Einheit der Stromstärke)
ABA_	Triplet bestehend aus einem niederfrequenten Ton A und einem höherfrequenten Ton B gefolgt von einer Pause _ als Grundlage der Stimulationssequenzen
Abb.	Abbildung
AM	amplitudenmodulierte Töne
dB	Dezibel (Einheit für den Schalldruckpegel)
ΔF	delta F = Frequenzdifferenz
EEG	Elektroenzephalographie, Elektroenzephalogramm
Hz	Hertz (Einheit für die Frequenz eines Signals, $1 \text{ Hz} = 1 \frac{1}{s}$)
MEG	Magnetoenzephalographie, Magnetoenzephalogramm
N.	„Nervus“ (Nerv)
N1m	erster negativer Peak der späten Antworten magnetoenzephalographisch evozierter Antworten auf einen Stimulus
Ncll.	„Nuclei“ (Plural von „Nucleus“) = Kerne
P1m	erster positiver Peak der späten Antworten magnetoenzephalographisch evozierter Antworten auf einen Stimulus
P2m	zweiter positiver Peak der späten Antworten magnetoenzephalographisch evozierter Antworten auf einen Stimulus
PT	„pure tones“ = reine Töne
SOA	“stimulus onset asynchrony”
SQUID	„super-conducting quantum interference device“ = supraleitende Quanteninterferenzeinheit
T	Tesla (Einheit für magnetische Flussdichte)
Tab.	Tabelle

1 Einleitung

Unsere Umwelt ist voll von Klängen und Geräuschen, die von Schallquellen, z.B. Maschinen, Tieren oder Instrumenten, ausgehen. Sie bilden sogenannte „Streams“, die wir wahrnehmen und inmitten anderer Streams gezielt verfolgen können, z.B. die Stimme eines Freundes in einem Café oder den Oboenpart innerhalb eines spielenden Orchesters¹⁻³. Dies wird als das „cocktail party Phänomen“ bezeichnet⁴. Den Prozess der Verarbeitung komplexer Muster akustischer Stimulationen nennt man „auditory scene analysis“^{5,6}. Die Fähigkeit des Menschen, seine Aufmerksamkeit gezielt auf eine bestimmte Schallquelle zu lenken und einzelne Streams voneinander zu trennen, wurde erstmals 1950 von Miller und Heise beschrieben und 1971 von Bregman und Campell „auditorische Streamsegregation“ genannt^{3,7}. Zwei oder mehr sich wiederholende Tonsequenzen, die sich in mindestens einer akustischen Eigenschaft (z.B. der Frequenz) unterscheiden, werden als zwei oder mehrere getrennte Tonquellen wahrgenommen^{1,3}. Auch bei Tieren wie z.B. Singvögeln und Affen fand man das Phänomen der Streamsegregation⁸⁻¹³. Sie scheint ein grundlegender Aspekt der auditorischen Wahrnehmung zu sein und eine wichtige Rolle in der Anpassung an unsere Umwelt zu spielen¹⁴⁻¹⁶. Für die Streamsegregation scheinen weder eine explizite Kodierungsform noch ein spezifisches Areal im menschlichen Nervensystem zu existieren, die zur Unterscheidung verschiedener tonproduzierender Objekte dienen. Auf Grund ihrer hohen zeitlichen Auflösung im Millisekundenbereich hat die Magnetoenzephalographie („MEG“) bei der Detektion von Hirnaktivitätsänderungen als Reaktion auf akustische Stimulationen einen hohen Stellenwert. Die vorliegende Arbeit soll zum besseren Verständnis der Streamsegregation beitragen, indem verschiedene Faktoren hinsichtlich ihres Einflusses auf die magnetoenzephalographischen Korrelate untersucht werden.

Nachdem im Einleitungskapitel die Grundlagen dargelegt wurden, sollen ein Überblick über die aktuelle Studienlage gegeben und anschließend die Ziele

der Arbeit definiert werden. Es folgt das Kapitel über die Methodik, bevor die Ergebnisse der Arbeit präsentiert und abschließend diskutiert werden.

1.1 Grundlagen

1.1.1 Das auditorische System

Schallwellen sind longitudinale Druckschwankungen der Luft¹⁷. Der für den Menschen hörbare Bereich liegt zwischen 16 und 20.000 Hertz („Hz“)¹⁸. Schallwellen breiten sich mit einer Geschwindigkeit von 340 m/s aus und erregen bei einer bestimmten Mindestdruckstärke die Sinneszellen im Ohr. Je höher die Frequenz einer Schallwelle, desto höher der Ton¹⁷. Da die notwendigen Schalldrücke zwischen 1% des atmosphärischen Luftdrucks und bis zu sieben Zehnerpotenzen kleiner liegen, hat man anstatt der normalerweise verwendeten Größe für Druck (Newton pro Quadratmeter = Pascal) ein praxistaugliches Maß für den Schalldruckpegel gewählt: Die Dezibel („dB“) – Skala. Die für den Mensch wahrnehmbaren Werte liegen ungefähr zwischen 0 und 130 dB SPL („sound pressure level“ zur Abgrenzung von anderen technischen dB – Maßsystemen)¹⁸. Eine Zunahme von 20 dB SPL bedeutet die zehnfache Zunahme des Schalldrucks. Die Hörschwelle für einen Ton ist abhängig von dessen Frequenz. Je günstiger die Frequenz, desto geringer ist der nötige Schalldruckpegel. Zwischen 2000 und 5000 Hz liegt der sensibelste Bereich der Sinneszellen des Ohres. Bei höheren oder tieferen Frequenzen ist ein größerer Druck von Nöten, damit der Ton wahrnehmbar wird.

1.1.1.1 Die Peripherie des auditorischen Systems

Schallereignisse erreichen uns über die Ohren. Dieses lässt sich in drei Teile gliedern: Das Außen –, Mittel – und Innenohr. Die Hauptaufgaben des äußeren und mittleren Ohrs sind die Schallweiterleitung und – übertragung auf das flüs-

sigkeitsgefüllte Innenohr. Dieses gliedert sich in zwei miteinander kommunizierende Anteile, die Cochlea (Schnecke), welche für das Hören zuständig ist, und das Vestibularorgan (Gleichgewichtsorgan). Die Cochlea stellt einen ca. 30 mm langen, zweieinhalb Windungen umfassenden Kanal dar¹⁸. Dieser ist mit einer Liquor ähnlichen Flüssigkeit, der Perilymphe, gefüllt und umgibt U – förmig den membranösen Schneckengang (Ductus cochlearis). Den Eingang bildet das ovale Fenster, der Ausgang ist am runden Fenster mit einer Membran versehen. Abbildung („Abb. 1“) zeigt einen schematischen Längsschnitt durch die Cochlea. Die Cochlea besteht aus zwei Anteilen, oben die sogenannte Scala vestibuli und unten die Scala tympani. Am oberen Ende der Cochlea, dem sogenannten Helicotrema, gehen diese ineinander über. Durch die Reissner (nicht in der Abbildung) – und Basilarmembran von den Scalae getrennt liegt der Ductus cochlearis (nicht abgebildet) mit dem eigentlichen Organ des Hörens, dem Corti – Organ. Dieses enthält spezielle Sinneszellen, die Haarzellen¹⁹. Ankommender Schall versetzt die Perilymphe in Schwingungen, welche sich über die Scalae auf den Schneckengang ausbreiten. Hier werden die Haarzellen erregt und sorgen für die elektrische Kodierung der Signale. Die Basilarmembran ist an der Basis schmaler und steifer als in der Spitze. Die hohen energieärmeren Frequenzen führen zu einer starken Auslenkung der Basilarmembran an der Schneckebasis, die energiereicheren tiefen Frequenzen an der Schnecken spitze (s. Abb. 1)¹. Die Basilarmembran trennt also Frequenzgemische in einzelne Komponenten auf²⁰. Bestimmte Frequenzen werden an bestimmten Stellen bestmöglich abgebildet. Dieses Prinzip nennt man Tonotopie. Man kann sie auf fast allen Ebenen des auditorischen Systems finden²¹⁻²⁴.

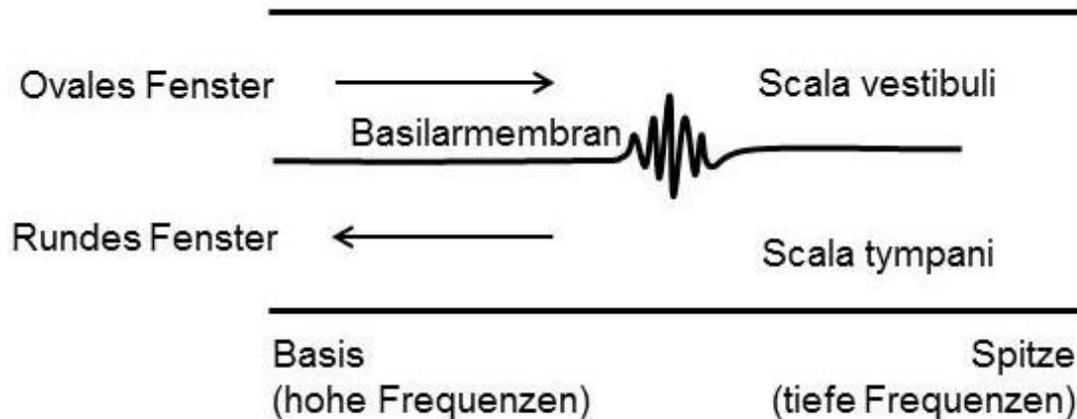


Abb. 1: Schematischer Cochleaaufbau.

Dargestellt ist der schematische Aufbau des Cochleaschlauchs. Schall gelangt an der Basis über das ovale Fenster in die Scala vestibuli, von wo er an der Spitze in die Scala tympani übergeht und durch das runde Fenster die Cochlea verlässt. Hohe Frequenzen werden an der Basis abgebildet, tiefe an der Spitze (Tonotopie). Modifiziert nach: Rossitza Draganova: „Magnetoencephalographic investigations of human primary auditory cortex responses to multiple amplitude – modulated tones“; Inaugural – Dissertation; Westfälische Wilhelms – Universität Münster; 2003²⁰

1.1.1.2 Der zentrale auditorische Weg

Die Haarzellen der Cochlea (s. Abb. 2; Ziffer 1) übertragen die Informationen auf das erste Neuron der zentralen Hörbahn. Zusammen mit Nervenfasern des Gleichgewichtorgans bilden diese Neurone den achten Hirnnerv, den Nervus („N.“) vestibulocochlearis. Die Impulse werden über ihn an die *Nuclei* („Ncll.“) *Cochleares* (2) in der Medulla oblongata weitergeleitet. Ein kleiner Teil der Nervenfasern bleibt auf der ipsilateralen Seite. Weitaus mehr Fasern kreuzen als *Corpus trapezoideum* (3) zur Gegenseite. Auf dieser Ebene können somit erstmals in der Hörbahn akustische Signale von beiden Ohren miteinander verglichen werden^{1,17}. Die meisten der Neurone werden im Verlauf auf das zweite Neuron umgeschaltet, vor allem in den *Ncll. olivares superiores* und dem *Ncl. corporis trapezoidei* (4). Weiter verlaufen die Neurone kontralateral als *Lemniscus lateralis* (5) zu den *Colliculi inferiores* (7). Einige Nerven werden in *Kernen im Lemniscus lateralis* (6) umgeschaltet. Ein Teil der Fasern kreuzt wieder zu-

rück und verläuft im Lemniscus lateralis der ursprünglich ipsilateralen Seite zu den Colliculi inferiores. Einige Neurone kreuzen zu den kontralateralen Colliculi inferiores, während andere direkt weiter zum *Corpus geniculatum mediale* (8) des Thalamus verlaufen. Nach nochmaliger Verschaltung ziehen die Fasern als sogenannte *Radiatio acustica* (Hörstrahlung) (9) zur *primären Hirnrinde* (10) im *Neokortex* (12)¹⁹.

Der primäre auditorische Kortex befindet sich an der dorsalen Fläche des Temporallappens. Man erkennt zwei bis vier Hirnwindungen im *Sulcus lateralis* (11), die quer zu den anderen temporalen Gyri verlaufen. Diese werden als Gyri temporales transversi oder nach ihrem Erstbeschreiber als Heschl – Querwindungen bezeichnet¹⁹. Nach der Brodmann – Einteilung ist dies die Area 41. Auch im auditorischen Kortex findet man die Tonotopie: Tiefe Frequenzen sind anterolateral, hohe posteromedial lokalisiert^{1,19}. Für jede Oktave gibt es dieselbe Anzahl von Neuronen im Kortex²³. Durch die teilweise mehrmalige Kreuzung auditorischer Nervenfasern erhalten beide Hirnhälften Informationen aus beiden Ohren, wobei die kontralaterale Repräsentation dominant ist²⁵⁻²⁷.

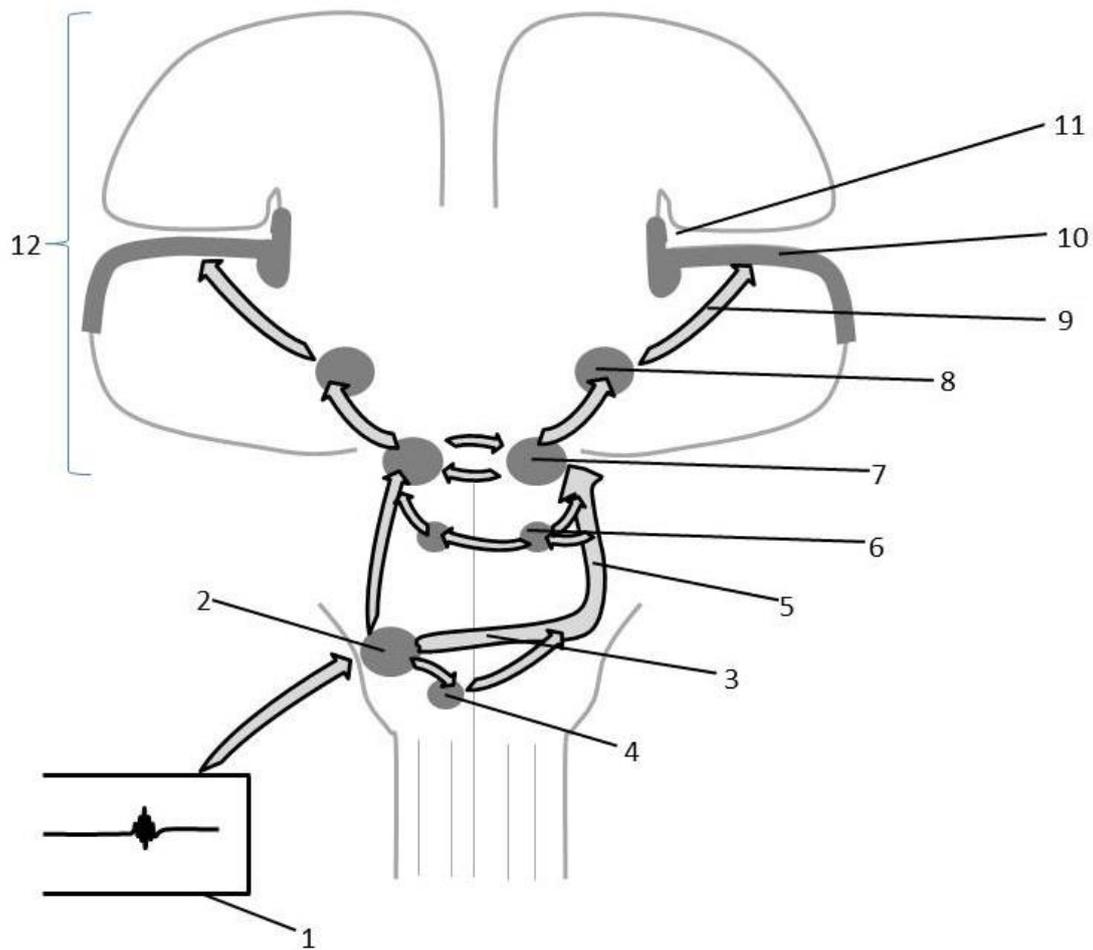


Abb. 2: Schematische Darstellung der zentralen Hörbahn.

Dargestellt sind die wichtigsten Strukturen von der Cochlea bis zum Kortex. 1=Cochlea; 2=Ncl. cochlearis; 3=Corpus trapezoideum; 4=Ncl. Olivares superioris und Ncl. corporis trapezoidei; 5=Lemniscus lateralis; 6=Ncl. Lemnisci lateralis; 7=Colliculus inferior; 8=Corpus geniculatum mediale (Thalamus); 9=Radiatio acustica; 10=primärer auditorischer Kortex; 11=Sulcus lateralis; 12=Neokortex; Die Pfeile symbolisieren den Verlauf der Neurone. Für Details: s. Text. Modifiziert nach: Trepel, „Neuroanatomie“; München; Urban & Fischer Verlag, 4. Auflage, 2008; S.260¹⁹.

1.1.2 Auditorisch evozierte Antworten

Generell unterscheidet man ungerichtete spontane Aktivität von ereigniskorrelierten Erregungen, die in Folge einer sensorischen Reizung auftreten. Die genaue Ableitung und Analyse dieser Veränderungen ermöglicht es, den Weg der Stimulusverarbeitung von der Peripherie des auditorischen Systems bis in den Kortex zu verfolgen²⁸. Während mittels Elektroenzephalographie („EEG“) evo-

zierte Potentiale gemessen werden, leitet man bei der MEG evozierte Felder ab. Diese werden allgemein üblich mit einem kleinen „m“ versehen (z.B. P1m als MEG – Korrelat zur P1 – Antwort im EEG). Die Antworten, die auf einen einzelnen Reiz hin abgeleitet werden können, sind im Vergleich zur ständigen Hintergrundaktivität des Gehirns zu klein, um detektiert werden zu können. Das 1951 von Dawson erstmals beschriebene Mittelungsverfahren („signal averaging“) ermöglicht es, die auf einen Stimulus folgenden spezifischen Antworten von der spontanen Hirnaktivität zu unterscheiden²⁹. Es beruht auf der Tatsache, dass die evozierten Antworten bei wiederholter Darbietung des Stimulus die gleiche Wellenform haben, wohingegen die Schwankungen der Hintergrundaktivität unabhängig von der Reizdarbietung sind³⁰. Die spontanen Schwankungen werden durch die Mittelung ausgelöscht, wohingegen die zum Stimulus gehörigen Antworten sichtbar werden.

Die auditorisch evozierten Potentiale bzw. Felder sind Antworten auf akustische Reize. Man kann sie auf verschiedene Weisen einteilen³⁰: Zum einen nach dem Ort ihrer Entstehung in postsynaptische und Aktionspotentiale (s. Kapitel 1.1.3.2 und 1.1.3.3), zum anderen nach der Latenz der Peaks bezüglich des Stimulusbeginns. Man unterscheidet frühe (innerhalb von 1 – 10 ms nach Stimulusbeginn), mittellatente (10 – 50 ms) und späte (50 – 250 ms) Antworten (s. Abb. 3)^{20,27,28,30}.

1.1.2.1 Frühe Antworten

Die frühen Antworten haben ihren Ursprung in den ersten Stationen des auditorischen Systems, d.h. in der Cochlea, dem Hörnerv und dem Hirnstamm^{28,30}. Sie werden daher auch als „auditory brainstem responses“ bezeichnet und mit römischen Zahlen I bis VI benannt. Sie haben alle eine positive Polarität³¹. Die Antworten I, III und V sind die prominentesten. Picton et al. (1974) erkannten, dass Antwort I aus dem Spiralganglion, III aus dem Ncl. cochlearis und V aus dem Lemniscus lateralis stammen²⁸.

1.1.2.2 Mittellatente Antworten

Die mittellatenten Peaks („middle latency responses“) stammen vorwiegend aus dem Thalamus und zum Teil aus dem Kortex²⁸. Es scheint möglich, dass sie sich gegenseitig überlagern³². Die Bezeichnung der mittellatenten und späten evozierten Antworten erfolgt anhand ihrer Polarität („N“ für negativ, „P“ für positiv). Mittellatente Antworten werden mit Kleinbuchstaben näher bezeichnet. (z.B. N_a). Die früheste mittellatente Antwort ist P₀ (12 ms), gefolgt von N_a (18 – 20 ms), P_a (25 – 30 ms) und N_b (40 ms). N_a und P_a können als erste Antworten aus dem auditorischen Kortex betrachtet werden^{22,28,33}.

1.1.2.3 Späte Antworten

Die späten Antworten („long latency components“) stammen alle aus dem Kortex²⁸. Beschrieben werden sie nach ihrer Latenzzeit in Millisekunden (z.B. N100, da diese Antwort ungefähr 100 ms nach Stimulusbeginn auftritt). Eine alternative Bezeichnung ist die fortlaufende Nummerierung der Antworten (N1 statt N100 oder P2 statt P150).

P1, N1, P2 bzw. P50, N100, P150 sind die am häufigsten gemessenen späten Antworten. P50m ist der erste zu den späten Antworten gezählte Peak und scheint der mittellatenten Antwort P_a in ihrer Lokalisation ähnlich zu sein³⁴.

N1 ist der prominenteste und meist untersuchte Peak, sein neuromagnetisches Korrelat N100m die stabilste Komponente bei MEG – Antworten. Dieser Peak tritt unter verschiedensten Paradigmen auf und bleibt bei zahlreichen Bedingungen konstant³⁵. Die Quelle der N100m scheint innerhalb des Sulcus lateralis im supratemporalen auditorischen Kortex zu sein^{36,37}. Insgesamt werden zwischen drei und sechs Anteile angenommen, die sich überlagern^{35,38}. Die Latenz des N100m – Peak ist unter anderem abhängig von der Frequenz und Intensität des Stimulus³⁹. Bei geringerer Stimulusintensität ist der Einfluss der Frequenz auf die Latenz größer. Modulationsfaktoren auf die N100m – Amplitude sind individuell sehr viel verschiedener als bei der Latenz^{39,40}. Neben der

Stimulusintensität^{41,42} beeinflussen die Seite der Stimulation und das das Intervall zwischen Beginn des einen und Beginn des nächsten Tones („stimulus on-set asynchrony“ = „SOA“) die Amplitude⁴³.

Die P150m – Antwort scheint in Bezug zur N100m – Quelle etwas anterior und medial zu entstehen^{44,45}. Sie ist variabler als ihr elektrisches Korrelat P150, was darauf hindeutet, dass vor allem radiale Quellen zu ihr beitragen³⁶ (vgl. Kapitel 1.1.3.5).

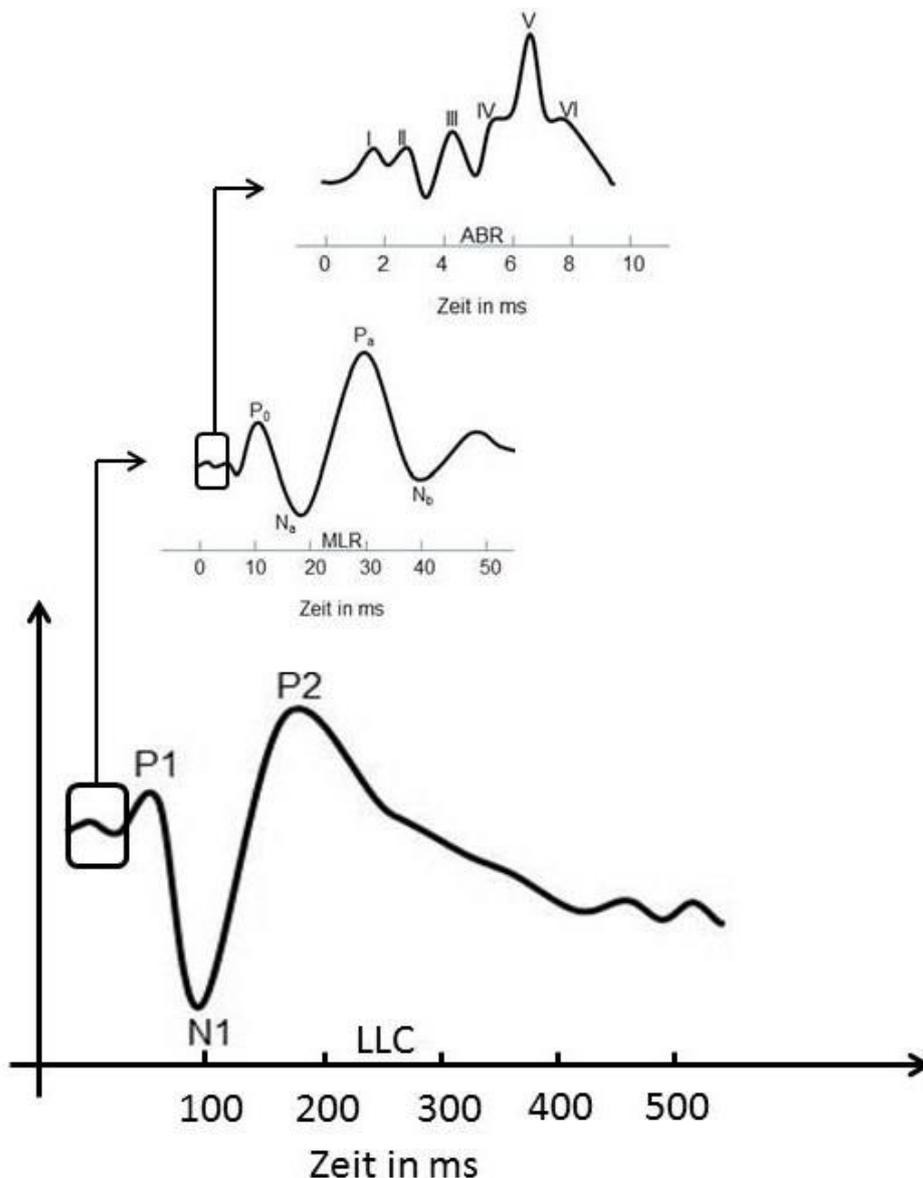


Abb. 3: Auditorisch evozierte Antworten.

„Auditory brainstem responses“ („ABR“) treten innerhalb der ersten 10 ms nach Beginn eines auditorischen Stimulus auf, „middle-latency responses“ („MLR“) zwischen 10 und 50 ms und „long latency components“ („LLC“) zwischen 50 und 250 ms. Alle Antworten haben charakteristische negative bzw. positive Auslenkungen (Peaks). Für Details s. Text.

1.1.3 Die Magnetoenzephalographie

Inner – und außerhalb der Nervenzellen ist die Konzentration elektrisch geladener Moleküle (Ionen) verschieden⁴⁶. Die Zellmembran ist semipermeabel, das bedeutet, sie ist nur für bestimmte Moleküle durchlässig. Über Kanäle werden die intra – und extrazellulären Konzentrationen der Ionen aufrechterhalten bzw. reguliert. Sie sind in ständiger Bewegung und führen zu elektrischen Strömen. Deren Summe kann über der Schädeloberfläche als Potentialdifferenz im EEG gemessen werden³⁰. Elektrische Ströme sind immer von magnetischen Feldern begleitet („Biomagnetismus“^{46,47}), die in der MEG abgeleitet werden³⁶. Die magnetischen Feldlinien umgeben dabei den elektrischen Strom zirkulär.

1.1.3.1 Neuronale Grundlagen der MEG

Eine Nervenzelle (Neuron) hat einen Zellkörper (Soma), der den Zellkern (Nukleus) enthält, und einen oder mehrere, oft verzweigte Ausläufer, die Dendriten und Axone^{18,19}. Während Dendriten auf das Empfangen und die Weiterleitung von Informationen zum Zellkern spezialisiert sind, ist die Hauptaufgabe der Axone die Weiterleitung und Übertragung der Information auf andere Neurone oder Muskeln, Drüsen etc. über spezialisierte Endstücke, die sogenannten Synapsen^{18,46}. Es gibt zwei wichtige Ströme bei der Erregung eines Neurons, die zur Entstehung von elektrischen Potentialen bzw. magnetischen Feldern beitragen. Zum einen die Aktionspotentiale, die innerhalb weniger Millisekunden ablaufen, zum anderen die postsynaptischen Ströme, die sich über einen relativ langen Zeitraum von mehreren 100 Millisekunden erstrecken⁴⁶.

1.1.3.2 Erzeugung von Aktionspotentialen

Wie oben beschrieben herrscht ein Konzentrationsgefälle der Ionen zwischen dem Zellinneren einer Nervenzelle und der sie umgebenden extrazellulären

Flüssigkeit¹⁸. Da Ionen geladene Moleküle sind, entsteht ein elektrisches Potential. Die Potentialdifferenz beträgt zwischen 55 und 100 mV und wird als Ruhepotential bezeichnet. Bei Erregung einer Nervenzelle ändert sich das Ruhepotential. Dies nennt man Aktionspotential. Sie haben bei Nervenzellen eine Dauer von ca. 1 ms und dienen zur Kodierung und Weiterleitung von Informationen¹⁸. Die Verschlüsselung von Informationen erfolgt durch die Anzahl der pro Zeiteinheit stattfindenden Aktionspotentiale. Dies nennt man Frequenzkodierung¹⁷.

1.1.3.3 Erzeugung postsynaptischer Ströme

Wie bereits erwähnt stellen Synapsen die Verbindung zwischen dem Axon eines Neurons und einer anderen Zelle her. Ankommende Aktionspotentiale müssen weitergeleitet werden, ohne dass Informationen verloren gehen¹⁸. Dies wird durch die Freisetzung chemischer Substanzen, der Transmitter, gewährleistet. Der Transmitter diffundiert zur postsynaptischen Membran und bindet dort an Rezeptoren, die an Ionenkanäle gekoppelt sind⁴⁶. Es kommt zum Ein- bzw. Ausstrom von Ionen, wodurch das Membranpotential verändert wird. Dies führt dazu, dass an der postsynaptischen Zelle entweder eine Erregung oder eine Hemmung von Aktionspotentialen stattfindet. Dementsprechend spricht man von erregenden (exzitatorischen) bzw. hemmenden (inhibitorischen) postsynaptischen Potentialen¹⁷.

1.1.3.4 Das Dipolmodell

Abb. 4 spiegelt die Situation beim Ankommen eines erregenden postsynaptischen Potentials im Kortex wieder. Durch die synaptische Übertragung kommt es zum Einstrom von Natrium – Ionen in die Postsynapse, hier den Dendriten. Der Extrazellularraum wird negativ, der Intrazellularraum positiv. Dem Stromgradienten folgend fließen intrazellulär die Ladungsträger in Richtung Zellkör-

per, also in die tiefen Schichten. Extrazellulär erfolgt der Stromfluss in die entgegengesetzte Richtung zum Ort der Depolarisation¹⁷. Die Stelle des Stromeeintritts wird als Senke („sink“: negativer Pol) bezeichnet, sie zieht positive Ladung an. Den Ort des Stromaustritts nennt man Quelle („source“: positiver Pol), sie zieht negative Ladung an^{17,30}. Extrazellulär fließt der Strom von depolarisationsarmen Regionen (hier Soma) in Richtung der Depolarisation (hier Dendrit)⁴⁸. Daher ist außerhalb der Zelle die Polarität der Spannung an der Senke relativ zur Quelle negativ. Intrazellulär verhält es sich umgekehrt, der Strom fließt von der Depolarisation weg¹⁷.

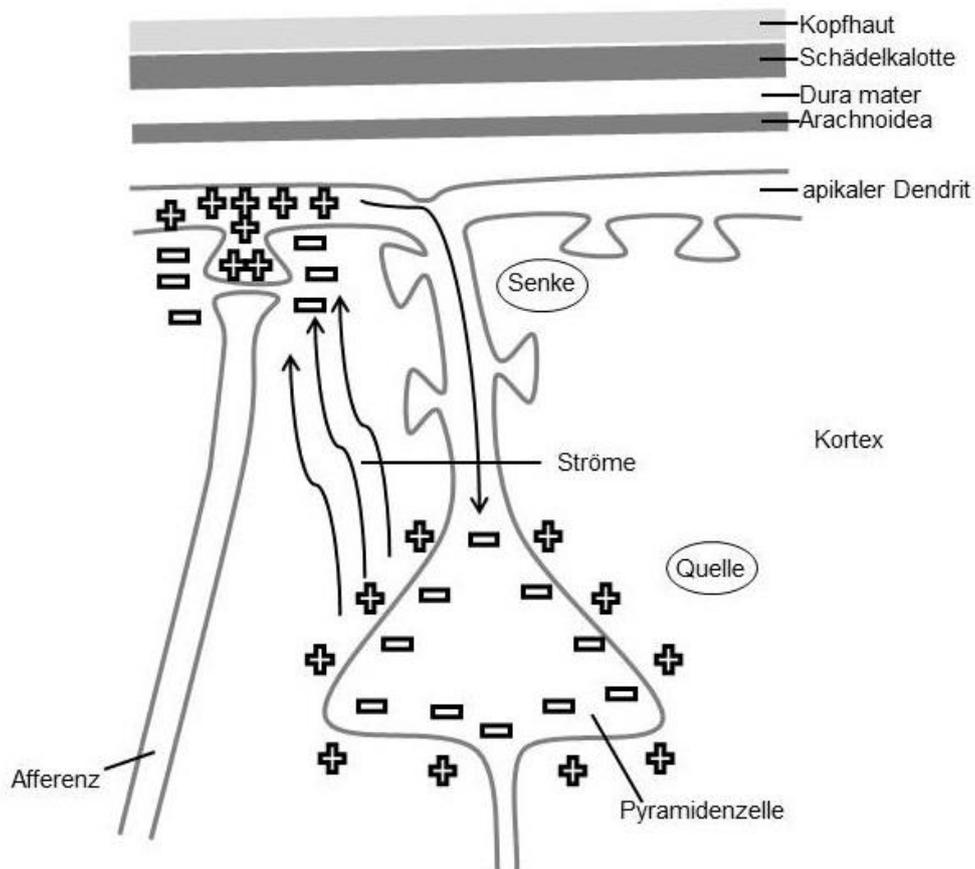


Abb. 4: Kortikaler Dipol.

Ein afferentes Neuron endet an einem apikalen Dendriten einer Pyramidenzelle im Kortex. Es kommt zum Einstrom positiv geladener Ionen in den Dendriten. Intrazellulär entsteht dort ein positives Areal, extrazellulär ein negatives. Dem Stromgradienten folgend fließen die Ionen zum negativ geladenen Zellkörper. Extrazellulär erfolgt der Stromfluss in die entgegengesetzte Richtung. Die Stelle des Stromeeintritts wird als Senke bezeichnet, die des Stromaustritts als Quelle. Modifiziert nach Birbaumer und Schmidt: „Biologische Psychologie“; Heidelberg; Springer-Verlag; 2010¹⁷.

Wenn zahlreiche Zellen synchron erregt werden, überlagern sich die extrazellulären Stromflüsse einzelner Neurone linear. Die extrazellulären Ströme fließen durch leitfähige Schichten des Kopfes wie beispielsweise durch die Hirnhäute, den Schädelknochen und die Kopfhaut. Nach dem Ohmschen Gesetz kommt es bei einem elektrischen Widerstand zu einem Spannungsabfall entlang des Strompfades, der als Potentialänderung mit Hilfe des EEG abgeleitet werden kann¹⁷.

Man kann also zwei Arten von Strömen unterscheiden. Die Primärströme, die bei der Erregung der Neuronen entstehen und intrazellulär entlang der Längsachse des Neurons verlaufen, und die Sekundär – oder Volumenströme, die sich extrazellulär als Ausgleichsströme in der Umgebung (dem Volumenleiter, hier dem Kopf) ausbreiten und in die entgegengesetzte Richtung verlaufen^{40,46}. Beide Ströme tragen zum magnetischen Feld bei, das in der MEG gemessen wird, der Beitrag der Volumenströme ist bei der MEG vernachlässigbar⁴⁶.

Die Struktur des Kortex des menschlichen Gehirns auf molekularer Ebene erklärt, wie die Entstehung von messbaren magnetischen Feldern möglich ist. Der von einer einzelnen Zelle generierte Strom ist viel zu gering, um gemessen werden zu können. Dies ist nur möglich, wenn zahlreiche Zellen synchron erregt werden^{30,46,49,50}. Auch die Anordnung der Zellen spielt eine Rolle. Wenn alle Nervenzellen und ihre Dendriten kugelförmig ausgerichtet wären, wären die Potentialdifferenzen außerhalb der Kugel null, die magnetischen Ströme kompensieren sich und es kämen keine registrierbaren Erregungszustände. Solche Formationen kommen vor allem in tieferen Hirnstrukturen (z.B. Thalamus) vor. Sie werden nicht oder nur sehr schwach aufgezeichnet, selbst wenn sie aktiv sind³⁰. Diese tief gelegenen Hirnstrukturen sind auch daher schwerer zu messen, da mit zunehmendem Abstand die Stärke der Potentiale und Magnetfelder sinkt. Die sogenannten Pyramidenzellen (s. Abb. 4) sind im Kortex nahezu parallel ausgerichtet, ihre Axone liegen senkrecht zur Gehirnoberfläche⁵⁰. Diese Zellen sind außerdem groß und zahlreich. Daher addieren sich ihre Ströme optimal und erzeugen bei synchroner Aktivierung ein elektrisches Po-

tential und damit ein magnetisches Feld, das außerhalb des Schädels messbar ist⁴⁸. Die Dendriten der Pyramidenzellen liegen in den oberen Schichten (I und II) des Kortex, ihre Zellkörper in den tieferen (III-V). An den Dendriten enden vor allem erregende Fasern aus dem Thalamus, während inhibitorische Synapsen vor allem in den tieferen Schichten zu finden sind. Letztere tragen kaum zur Entstehung von elektrischen Potentialen bei, da die hier fließenden Ströme pro Zeiteinheit sehr viel kleiner sind als die der erregenden postsynaptischen Potentiale^{17,51}. Ebenfalls spielen Aktionspotentiale eine untergeordnete Rolle, da sie über zunehmende Distanzen stärker abnehmen als postsynaptische Potentiale und ihre zeitliche Summation bei synchroner Aktivierung auf Grund ihrer kurzen Dauer sehr viel unwahrscheinlicher ist als bei postsynaptischen Potentialen⁵¹. Es sind also vor allem die postsynaptischen Ströme in den apikalen Dendriten der Pyramidenzellen im Kortex, die zur Erzeugung von primären Strömen und damit zur Abbildung in der MEG beitragen^{30,36,40,48,50-52}.

Wenn man die Primärströme genau kennt und ein ausreichend realistisches Modell des Volumenleiters hat, kann man die daraus entstehenden magnetischen Felder vorhersagen⁴⁰. Dies wird als „forward problem“ bezeichnet⁴⁶. Der umgekehrte Fall ist in der Praxis die Regel: Mit den gemessenen Magnetfeldern und einem ausreichend realistischen Volumenleitermodell versucht man auf die Primärströme rückzuschließen. Dies nennt man das „inverse problem“^{53,54}. Der deutsche Physiker Hermann von Helmholtz zeigte bereits 1853, dass es hierfür keine eindeutige Lösung gibt. Da die gemessene Aktivität auf einer zweidimensionalen Oberfläche detektiert wird, ist eine unendliche große Anzahl an Quellen im dreidimensionalen Raum des Gehirns denkbar, die dasselbe Signal erzeugen kann⁵⁵. Mit Hilfe von Dipolmodellen versucht man eine möglichst genaue Annäherung zu erreichen.

Wie oben beschrieben entstehen bei ankommender Erregung in jeder Zelle zwei Pole. Wenn bei der Aktivierung eines Gehirnareals zahlreiche Zellen synchron erregt werden, kann eine Hauptrichtung für die Erregungsausbreitung ausgemacht werden, die primär abhängig von der Lage der Pyramidenzellen

ist. Die einzelnen Vektoren ihrer Dipole können zu einem Dipol zusammengefügt werden. Je gerichteter die Zellen sind, d.h. je parallel sie liegen, desto genauer ist die vereinfachende Annahme eines einzigen Dipols. Die Größe der aktivierten Region spielt ebenfalls eine Rolle. Je ausgedehnter die Quelle, desto ungenauer ist die Annahme eines einzigen Dipols^{56,57}. Ein Dipol ist durch drei Komponenten charakterisiert: Seine Lage, seine Stärke und seine Orientierung, die abhängig von der Ausrichtung der Pyramidenzellen, nicht der Richtung des Stromflusses, ist^{48,58}. Betrachtet man seine Entwicklung über die Zeit, stellt er einen Dipolmoment dar, man bezeichnet dies als „source waveform“⁵⁹. Seine Einheit ist nano – Ampère mal Meter („nAm“), also das Produkt aus der Stromstärke und der Strecke, über die dieser Strom fließt. Das Bestimmen der Dipolposition wird als „Dipolfitting“ bezeichnet. Da der Zusammenhang zwischen einer Dipolquelle und dem elektrischen oder magnetischen Feld nichtlinear ist, gibt es für das 'Inverse Problem', der Bestimmung der Dipolposition aus den gemessenen Feldern, keine geschlossene Lösung. Diese wird durch iterative Verfahren erzielt, bei denen die Dipolposition so lange variiert wird, bis die zugehörige elektrische oder magnetische Aktivität am wenigsten von der gemessenen Aktivität abweicht (iterative Fit – Prozedur). Jede aktive Hirnregion wird durch einen äquivalenten Dipol dargestellt. Der jeweilige Dipol ist an der kortikalen Region fixiert, die er repräsentiert und ändert seine totale Stromstärke über die Zeit abhängig von der lokalen Physiologie, d.h. dem Grad der Erregung⁵⁹.

1.1.3.5 Unterschiede zwischen MEG und EEG

Wie eben erläutert, messen EEG und MEG die synchrone Aktivität zahlreicher Zellen, die für sich jeweils einen elektrischen Dipol darstellen. Wenn vor allem die parallel stehenden Pyramidenzellen im Kortex zur gemessenen Aktivität beitragen, kann man sich vereinfachend einen einzigen elektrischen Dipol vorstellen, der senkrecht zur Oberfläche des Gehirns steht⁴⁸. Die von ihm erzeugten magnetischen Felder umgeben ihn rechtwinklig zirkulär. Hätte das Gehirn eine glatte Oberfläche, befänden sich alle Dipole senkrecht zur Schädeloberfläche.

Sie würden Magnetfelder erzeugen, die parallel zur Oberfläche verlaufen. Die Magnetfelder der Primär – und Sekundärfelder (s. Kapitel 1.1.3.4) kompensieren sich dabei vollständig. Somit können die von den Sensoren der MEG nicht detektiert werden⁴⁰. Jedoch ist das menschliche Gehirn stark gefaltet³⁰. Es gibt zahlreiche Hirnwindungen (Gyri) und – furchen (Sulci). In den Gyri sind die Pyramidenzellen wie eben erläutert senkrecht zur Schädeloberfläche angeordnet und damit für die MEG unsichtbar⁶⁰. In den Sulci jedoch stehen die Pyramidenzellen senkrecht zur *Hirnoberfläche*, jedoch parallel zur *Schädeloberfläche* und erzeugen ein senkrecht magnetisches Feld, das die Sensoren der MEG messen können. Daher eignet sich die MEG vor allem zur Messung der evozierten magnetischen Felder in den Sulci, das EEG hingegen zur Messung der erzeugten elektrischen Potentiale aus den Gyri^{30,36,40,46,50,60}.

Die Amplitude nimmt bei der MEG über die Distanz stärker als beim EEG ab⁵⁷. Das EEG ist daher besser als die MEG in der Lage auch tiefere Hirnstrukturen wie z.B. den Thalamus abzubilden³⁰. Allerdings ist die räumliche Auflösung oberflächlicher Quellen in der MEG besser. Der auditorische Kortex eignet sich auf Grund seiner oben beschriebenen anatomischen Lage sehr gut für MEG – Messungen: Er liegt relativ oberflächlich im Sulcus lateralis des Temporalloben^{19,61}.

Der größte gemeinsame Vorteil der EEG und MEG im Vergleich zu anderen neurowissenschaftlichen bildgebenden Verfahren wie beispielsweise die funktionelle Kernspinresonanztomographie ist ihre zeitliche Auflösung im Millisekundenbereich^{36,46}. Dies erlaubt die zeitnahe Erfassung der im Gehirn ablaufenden Ereignisse. Die räumliche Auflösung beider Methoden hingegen ist eingeschränkt⁴⁰. Zwar liegt sie für die MEG unter optimalen Bedingungen im Millimeterbereich^{46,49}, sie kann aber abhängig von der Komplexität der gemessenen Felder bis in den Bereich von Zentimetern anwachsen (je komplexer, desto unpräziser die räumliche Auflösung). Da magnetische Felder durch Liquor, Schädel und Kopfhaut nicht verfälscht werden^{30,36,40} und diese Faktoren daher nicht in das Modell für die Quellenanalyse einberechnet werden müssen, ist die Lö-

sung des inversen Problems für die MEG akkurater als für das EEG^{36,49}. Die Kombination von MEG mit Verfahren mit hoher räumlicher Auflösung wie z.B. der Magnetresonanztomographie ermöglicht die exakte Lokalisierung aktiver Hirnregionen in der Zeit⁶¹.

Früher bestanden die MEG – Messgeräte aus wenigen Sensoren. Es konnten in einer Sitzung nur bestimmte Areale des Gehirns gemessen werden. In die heutigen MEGs sind über 300 Sensoren eingebaut, sodass in kurzer Zeit Ganzkopfmessungen durchgeführt werden können. Eine vergleichbare räumliche Auflösung im EEG könnte nur über eine zeitintensive Installation von mehr als 300 Elektroden erreicht werden³⁶. Allerdings ist der technische Aufwand (magnetisch abgeschirmter Messraum, Kühlung mit flüssigem Helium) und damit die Kosten für die MEG ungleich höher als für die EEG⁶².

1.1.3.6 MEG – Instrumente

Die bei der MEG gemessenen Magnetfelder haben Stärken im Bereich von Pico – bzw. Femtotesla^{46,47,49} ($1 \text{ pT} = 10^{-12} \text{ T}$; $1 \text{ fT} = 10^{-15} \text{ T}$). Damit sind sie über eine Millionen Mal kleiner als das Magnetfeld der Erde, welches ungefähr 50 Mikrottesla beträgt ($1 \text{ } \mu\text{T} = 10^{-6} \text{ T}$)⁴⁶. Um ein solch schwaches Signal messen zu können, benötigt man neben einem magnetisch abgeschirmten Raum äußerst sensitive Detektoren, die sogenannten SQUIDs („superconducting quantum interference device“ = supraleitende Quanteninterferenzeinheit)^{46,50}. Supraleitend ist ein Material, wenn sein elektrischer Widerstand gegen Null geht. Dies wird durch die Kühlung der SQUIDs mit flüssigem Helium auf ungefähr $-270 \text{ }^\circ\text{C}$ erreicht⁴⁰. Wenn zwei supraleitende Materialien durch eine isolierende Schicht getrennt sind, kommt es zu dem 1962 von Josephson beschriebenen Tunnel – Effekt⁶³. Durch diesen Josephson – Effekt, der heute quantenmechanisch erklärt werden kann, ist es möglich, dass Elektronenpaare die Isolationsschicht zwischen den Supraleitern durchdringen, auch wenn keine Spannungsdifferenz vorliegt. Magnetfelder beeinflussen den Stromfluss durch die Isolationsschicht.

Proportional zur Änderung des Magnetfelds wird eine Spannungsänderung erzeugt. Diese kann verstärkt und in ein digitales Signal umgewandelt werden. Die SQUIDs befinden sich in einem Abstand von ca. 2 cm vom Schädel⁴⁰. Ihnen sind Sensoren („pick-up coils“ = Erfassungsspulen) vorgeschaltet, die sich direkt über dem Kopf des Probanden befinden. So kann das Signal möglichst nahe an seinem Entstehungsort detektiert und durch Induktion an die SQUIDs übertragen werden (s. Abb. 5; hier ist lediglich ein SQUID abgebildet). Es gibt verschiedene Typen dieser Erfassungsspulen. Die Messungen dieser Arbeit wurden mit axialen Gradiometern erster Ordnung durchgeführt. Sie bestehen aus zwei miteinander verbundenen, gegensätzlich gewundenen Spulen, die in zwei verschiedenen Ebenen liegen. Die untere Spule nimmt die Signale auf, die obere dient als Referenzspule. So werden nahe Signale detektiert, während Hintergrundschwankungen weitgehend ausgelöscht werden.

Wie oben beschrieben sind die SQUIDs nur funktionsfähig, wenn sie auf eine Temperatur von -270 °C gekühlt sind. Dazu wird flüssiges Helium verwendet. Eine Erwärmung wird durch den sogenannten Dewar verhindert, in dem sich die SQUIDs und das Helium befinden. Dieser gewährleistet durch seinen speziellen Aufbau die thermische Isolation des Heliums.

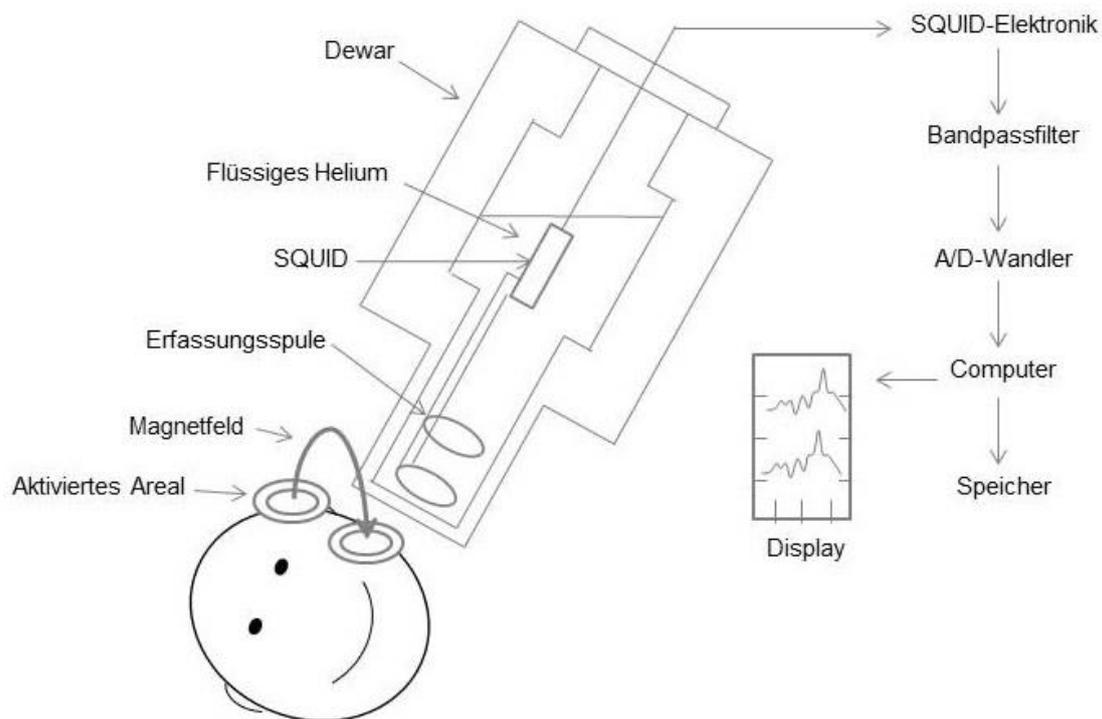


Abb. 5: Schematische Darstellung einer MEG-Messung.

Wenn Areale im Kortex erregt werden, entstehen Magnetfelder, die an der Schädeloberfläche gemessen werden können. Dies ist mittels supraleitende Quanteninterferenzeinheit („SQUIDs“) möglich. Ihnen sind Erfassungsspulen vorgeschaltet, die sich möglichst nahe an der Schädeloberfläche befinden. Sie detektieren die Magnetfeldänderungen und leiten sie an das SQUID weiter. SQUIDs werden durch flüssiges Helium gekühlt und so sensitiv für sehr schwache Magnetfelder. Das Erwärmen bzw. Verdampfen des flüssigen Heliums verhindert der Vakuum – abgeschirmte Dewar. Die SQUID – Elektronik gibt die ursprünglichen Signale der Erfassungsspulen proportional weiter. Anschließend schneidet ein Bandpassfilter nicht erwünschte hohe und tiefe Frequenzen heraus. Der Analog – zu – Digital – Wandler sorgt dafür, dass der Computer die Informationen speichern und auf einem Display anzeigen kann.

Modifiziert nach: Grandori, Hoke, Romani: „Auditory Evoked Magnetic Fields and Electric Potentials“, Kapitel 1; Williamson, Kaufmann: „Theory of Neuroelectric and Neuromagnetic Fields“; Karger, 1990⁶⁴

1.2 Aktuelle Studienlage

1.2.1 Grundlagen der Streamsegregation

Die bei der Messung verwendeten Stimulationssequenzen orientieren sich an dem 1975 von van Noorden beschriebenen Aufbau (s. Abb. 6)⁶⁵. Ihre Grundlage bilden sich wiederholende Triplets, die von anderen durch eine Pause („_“) getrennt werden, ein bestimmtes Intervall zwischen den jeweiligen Anfängen

(„onsets“) der Stimuli (SOA) haben und aus zwei Tönen unterschiedlicher Frequenz bestehen („A“ = niederfrequenter, „B“ = hochfrequenter Ton): ABA_ABA_...⁶⁵. Van Noorden erforschte, dass bei einer geringen Frequenzdifferenz („ ΔF “) zwischen A – und B – Ton die Sequenz als ein einzelner „Stream“ wahrgenommen wird. Man hört einen Galopprhythmus. Wenn ΔF groß ist verliert man diese Wahrnehmung und die Sequenz „teilt“ sich in zwei konkurrierende Streams. Man hört zwei regelmäßige isochrone Rhythmen, einen B – Ton – Rhythmus und einen zweimal schnelleren A – Ton – Rhythmus^{1,3,65-67}. Dieses Phänomen nennt man „stream segregation“, „fission“ oder „Streaming“³ (Anmerkung: im Folgenden wird die Bezeichnung „Streaming“ oder „Streamsegregation“ verwendet). Die Wahrnehmung der zeitlichen Ordnung zwischen A – und B – Tönen ist hierbei erschwert^{3,6,68}. Bei der Wahrnehmung eines einzelnen Streams, das heißt des Galopprhythmus, spricht man hingegen von „stream integration“, „coherence“, „fusion“^{3,16} oder – als Gegenüberstellung zum Begriff der Wahrnehmung der Streamsegregation – von „Non – streaming“, (Anmerkung: Im Folgenden wird die Bezeichnung „Non – streaming“ verwendet). Neben ΔF spielt die Präsentationsrate – das bedeutet der Abstand zwischen den jeweiligen Anfängen eines Stimulationstones (SOA, s. oben) – eine wichtige Rolle bei der Entstehung der Streamingwahrnehmung. Je größer ΔF und je schneller die Präsentationsrate, desto eher wird Streaming wahrgenommen. Viele Verhaltensstudien haben verschiedene Kombinationen dieser Parameter untersucht (zusammengefasst unter anderem bei Almonte et al. (2005)⁶⁹). Van Noorden unterschied drei Bereiche der Wahrnehmung: Oberhalb der sogenannten „temporal coherence boundary“⁶⁵ hört man obligatorisch zwei getrennte Streams. Das bedeutet, selbst wenn die Stimulationssequenz so gewählt ist, dass der Proband bestrebt ist, den Galopprhythmus wahrzunehmen, hört er Streaming^{70,71}. Unterhalb der „fission boundary“⁶⁵ nimmt man in jedem Fall den Galopprhythmus wahr⁶⁹. Dazwischen liegt ein Bereich, in dem es möglich ist, die Wahrnehmung in die eine oder andere Richtung zu lenken („bistable region“)^{65,69,71}. In diesem Bereich wird in der Regel zuerst der Galopprhythmus wahrgenommen, ehe dieser sich in zwei Streams teilt („build – up“ des Streaming)^{72,73}. Bregman unterschied in Bezug hierauf einen primären und ei-

nen schemabasierten Typ des Streamsegregationsmechanismus⁴⁵. Ersterer trete stimulusgesteuert außerhalb des Aufmerksamkeitsfokus⁴, also automatisch, auf. Letzterer hingegen trete nicht automatisch auf und schließe höhere neuronale Prozesse wie Aufmerksamkeit, Intention, Kontext und erfahrungsbasiertes Wissen ein.

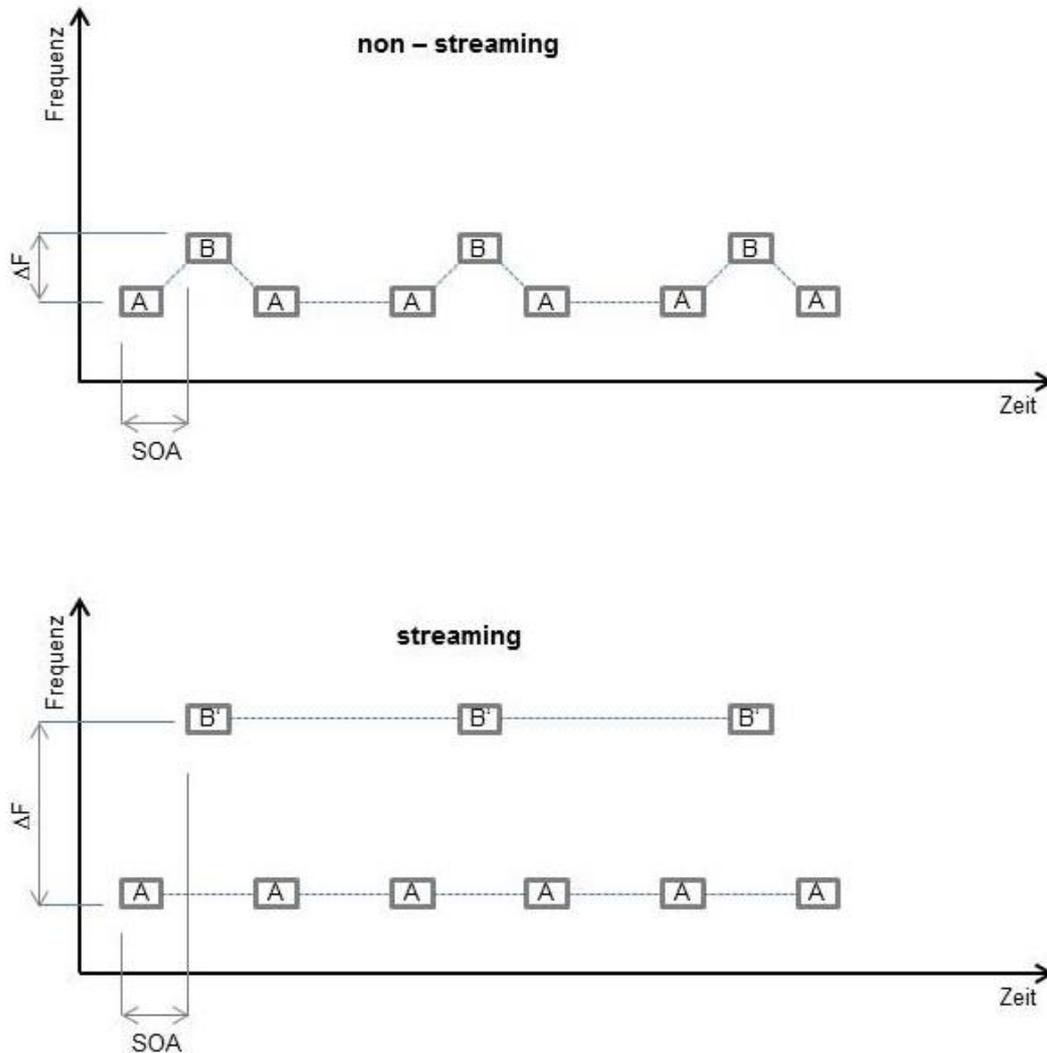


Abb. 6: Non-streaming – und Streamingstimulationssequenzen.

Die Sequenzen bestehen aus einem niederfrequenten Ton A und einem hochfrequenten Ton B bzw. B'. Der Abstand zwischen dem Beginn („onset“) eines Tons und dem des darauffolgenden Tons wird „stimulus onset asynchrony“ („SOA“) genannt. Die Differenz der Frequenzen des A – und B – Tons wird als ΔF bezeichnet. Die gestrichelte Linie verbindet Töne, die als ein Stream wahrgenommen werden. Im oberen Graph ist ΔF klein, man hört einen Galopprhythmus, hier als Non – streaming bezeichnet. Im unteren Graph ist ΔF groß, der oben gehörte eine Stream „teilt“ sich und man nimmt zwei voneinander unabhängige Streams wahr. Dies nennt man Streaming.

1.2.2 „Peripheral channeling“ – Hypothese gegenüber zentrale Dekodierung

Gegenstand intensiver Forschungsdebatten war und ist die Frage der Entstehung der Streamingwahrnehmung und der dafür verantwortlichen Mechanismen. Eine der ersten Hypothese einiger Autoren^{68,74,75} war die sogenannte „peripheral channeling“ – Hypothese. Demnach werden Töne, die dieselben Kanäle in der Peripherie des auditorischen Systems erregen, als ein Stream wahrgenommen und solche, die verschiedene Kanäle reizen, als getrennte Streams gehört⁶⁸. Minimale Überlappung in den Erregungsmustern verschiedener Töne in der tonotopisch (s. Kapitel 1.2.1) angeordneten Peripherie des auditorischen Systems (d.h. der Cochlea und des Hörnervs) führt demnach zur Wahrnehmung von Streaming. Das bedeutet, dass die Peripherie des auditorischen Systems den höheren Stufen des Nervensystems klare Hinweise für zu unterscheidende Tonquellen gibt¹. Diese Hypothese sieht die periphere auditive Verarbeitung als primären Ort der Streamsegregation an und kann einen großen Teil der experimentell erarbeiteten Daten erklären. Jedoch konnten andere Autoren zeigen, dass Töne, die dieselben Kanäle in der Peripherie des auditorischen Systems erregen, trotzdem als getrennte Streams wahrgenommen werden können. Beispielsweise präsentierten Vliegen et al. (1999) alternierende Töne im ABA – Triplet⁷⁶. Die Stimulationen konnten unter anderem entweder aus reinen (pure tone: „PT“) oder harmonisch komplexen Tönen bestehen, wobei letztere so konstruiert wurden, dass die spektrale Information und damit die primäre periphere Kanalisierung vollständig eliminiert wurde, was eine Bahnung in der Peripherie des auditorischen Systems ausschließt. Auch diese komplexen Töne konnten bei den Probanden die Wahrnehmung von Streaming hervorrufen. Ähnliche Ergebnisse findet auch die Studie von Grimault et al. (2002), welche Streamsegregation mittels komplexer Töne psychoakustisch untersuchte und an deren Stimuli sich die vorliegende Studie orientiert⁷⁷. Den Probanden wurden amplitudenmodulierte („AM“ –)Töne im ABA – Triplet präsentiert, wobei sich der B – Ton ausschließlich in einer temporalen Eigenschaft, der Amplitudenmodulationsrate, vom A – Ton, dessen Modulationsfrequenz 100 Herz („Hz“) betrug, unterschied. Die spektrale Eigenschaft der Stimulationstöne

erregt dieselben Kanäle in der Peripherie des auditorischen Systems, was eine Bahnung dort ausschließt. Bei einer Differenz der Modulationsrate zwischen A – und B – Ton unter 0,75 Oktaven wurde ein einzelner Stream wahrgenommen, bei einer Differenz über 1,0 Oktaven kam es zur Streamsegregation. Somit ruft die Interaktion zwischen der jeweiligen Modulationsfrequenz des A – und B – Tons die Wahrnehmung von Streaming hervor. Dies bedeutet, dass nicht spektrale Stimulusunterschiede, sondern temporale Eigenschaften die Streamsegregation bedingen. Beachtet werden muss hierbei, dass rein physikalisch gesehen die Amplitudenmodulation eines Tones zur Erweiterung dessen Spektrums führt. Allerdings nur wenn man einen längeren Zeitraum betrachtet. Die Entschlüsselung des Stimulus im auditorischen System findet in einem gemessen an der Frequenz der Amplitudenmodulation verhältnismäßig viel kleineren Zeitintervall statt, sodass davon ausgegangen werden kann, dass in der Peripherie des auditorischen Systems dieselben Kanäle erregt werden. Diese Ergebnisse zeigen damit, dass neben der Peripherie des auditorischen Systems auch zentrale Mechanismen an der Wahrnehmung von Streaming beteiligt sind bzw. sein können. Eine strikte Auslegung der „peripheral channeling“ – Hypothese kann somit nicht aufrechterhalten werden. Neben diesem Modell zur Erklärung der Streamsegregation entwickelten anderen Autoren weitere. Viele basieren auf der Überlegung untereinander konkurrierender streams auf Grundlage der Tonotopie⁶⁹. Almonte et al. (2005) hingegen legten beispielsweise zwei Subnetzwerke zu Grunde⁶⁹: Das erste ist tonotopisch organisiert, sodass die Frequenz des Stimulus in eine räumlich – zeitliche Lokalisation der neuronalen Felddynamiken projiziert wird⁶⁹. Das zweite ist nicht tonotopisch organisiert und klassifiziert die entstandenen neuronalen Felddynamiken⁶⁹. Es bleibt schlussendlich aktuell unklar, inwieweit sich die Peripherie des auditorischen Systems und zentrale Mechanismen dominieren bzw. in welchem Maße sie die Streaming – Wahrnehmung beeinflussen. Die vorliegende Arbeit erlaubt durch den Vergleich reiner Töne, die in der Peripherie des auditorischen Systems entschlüsselt werden, gegenüber komplexer Töne, welche auf höheren Ebenen des auditorischen Systems verarbeitet werden, die Diskussion periphe-

rer gegenüber zentraler Verarbeitungsmechanismen und ihrer Auswirkungen auf die magnetoenzephalographischen Korrelate (s. Kapitel 1.2.3).

1.2.3 Reine im Vergleich zu komplexen Tönen

In vielen Studien werden reine Töne in den Stimulationssequenzen dargeboten. Diese bestehen aus einer Frequenzkomponente, d.h. einem sinusförmigen Signal (s. Abb. 7)⁶. Wie in Kapitel 1.2.1 beschrieben hört man bei ausreichendem Frequenzunterschied der Töne zwei getrennte Streams. Im Fall von reinen Tönen kann die Frequenzdifferenz zwischen A – und B – Ton als Unterschied im Tonspektrum angesehen werden. Sie ist kodiert als Tonhöhenunterschied zwischen A – und B – Ton. Dieser Frequenzunterschied – als einziger Unterschied zwischen den Eigenschaften der Töne – ist für die Streamsegregation verantwortlich. Dies kann in Verbindung mit der in Kapitel 1.2.2 beschriebenen „peripheral channeling“ – Hypothese gebracht werden. Die reinen Töne erregen durch ihren Tonhöhenunterschied verschiedene Kanäle der Peripherie des auditorischen Systems und können – bei ausreichendem Unterschied – die Wahrnehmung von Streaming hervorrufen, was demnach durch die Peripherie des auditorischen Systems bedingt wurde.

Die im alltäglichen Leben vorkommenden Klänge und Geräusche enthalten jedoch zahlreiche Frequenz – und Amplitudenmodulationen. Mittels komplexer Töne können diese simuliert werden. Im Allgemeinen wird Frequenzmodulation durch Variation der Trägerfrequenz („carrier frequency“) bei gleichbleibender Tonamplitude erreicht. Amplitudenmodulierte Töne generiert man, indem eine Trägerfrequenz durch eine Modulationsfrequenz in ihrer Amplitude variiert wird (s. Abb. 7). Die Modulationsfrequenz bildet dabei eine Hüllkurve („envelope“) um die Trägerfrequenz. Die Trägerfrequenz stellt die spektrale Eigenschaft des Tons dar, die Modulationsfrequenz die temporale. Beide müssen vom auditorischen System entschlüsselt werden. Die Verwendung amplitudenmodulierter Töne basierend auf den oben genannten Studien von Vliegen et al. (1999)⁷⁶ und Grimault et al. (2002)⁷⁷ mit gleichen spektralen Eigenschaften, jedoch un-

terschiedlichen temporalen Eigenschaften erlaubt die Untersuchung des Einflusses letzterer auf die Wahrnehmung von Streaming. In der Studie von Draganova et al. (2009) konnte gezeigt werden, dass verschiedene neuronale Kodierungsmechanismen der spektralen und temporalen Information vorliegen⁷⁸: Neuronale Antworten auf AM – Töne, die hinsichtlich ihrer Träger – und Modulationsfrequenzen variiert wurden, wurden mittels MEG vor und nach einem Training mit den Probanden zur Unterscheidung der dargebotenen Töne gemessen. Dieses Training modulierte in unterschiedlicher Weise die neuronalen Korrelate zu Änderungen der spektralen und temporalen Eigenschaften. Daraus wurde geschlossen, dass zur Unterscheidung amplitudenmodulierter Töne zusätzliche Mechanismen erforderlich sind gegenüber der Unterscheidung reiner Töne. Während spektrale Informationen über die Tonotopie im Kortex repräsentiert werden^{79,80}, erfolgt die Entschlüsselung der temporalen als phasensynchronisierte neuronale Aktivität entlang des auditorischen Wegs^{78,81}, was in Verbindung mit den Ergebnissen von Draganova et al. (2009) dafür spricht, dass unterschiedliche neuronale Mechanismen der Verarbeitung spektraler und temporaler Informationen zu Grunde liegen. In Verbindung mit oben genannter Studie von Grimault et al. (2002)⁷⁷, welche zeigen konnte, dass Streaming allein auf Basis der Interaktion der verschiedenen Modulationsfrequenzen der Töne unabhängig derer spektralen Information entstehen kann, lässt sich daraus schließen, dass durch die Verwendung von reinen gegenüber amplitudenmodulierten Tönen wie in der vorliegenden Arbeit unterschiedliche neuronale Mechanismen der Streamsegregation untersucht werden können. Die direkte Gegenüberstellung reiner und amplitudenmodulierter Töne erfolgte mit Hilfe einer MEG – Studie bislang nicht. Sie erlaubt die Untersuchung der unterschiedlichen Verarbeitungsmechanismen und mit ihnen die Gegenüberstellung verschiedener Streamsegregationsmodelle im Sinne der „peripheral channeling“ – Hypothese gegenüber zentralen Kodierungsmechanismen.

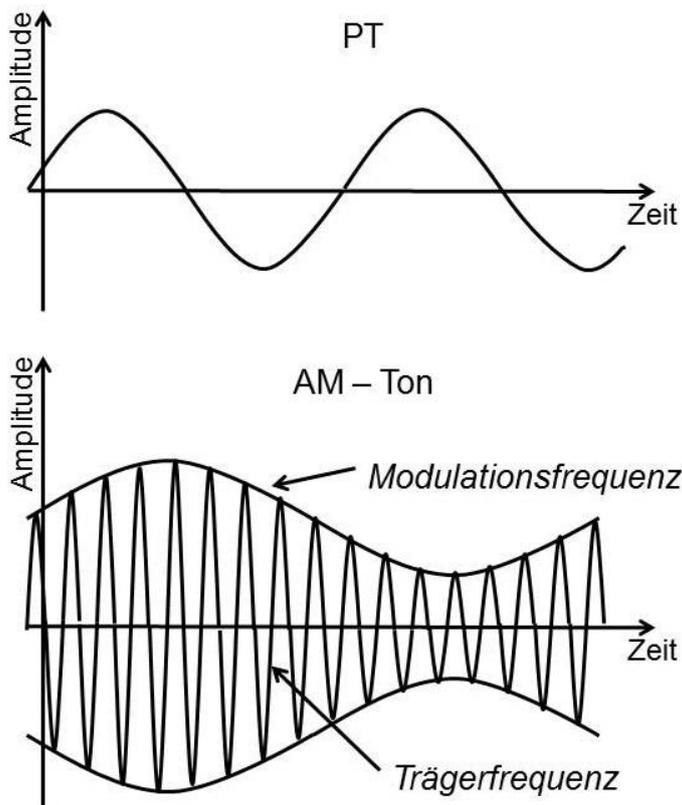


Abb. 7: Reine und amplitudenmodulierte Töne.

Dargestellt sind reine Töne („PT“) (oben) und amplitudenmodulierte Töne („AM“) (unten). Während PT durch eine sinusförmige Frequenz beschrieben werden, enthalten AM – Töne zwei Frequenzkomponenten: eine schnelle Trägerfrequenz und eine langsamere Modulationsfrequenz, die die Trägerfrequenz umhüllt.

1.2.4 Neurophysiologische Korrelate der Streamsegregation

Neben den klassischen Verhaltensstudien wurden in den letzten Jahren zunehmend neurophysiologische Studien zur Streamsegregation durchgeführt, die zum Verständnis beitragen, wie und wo im Nervensystem Streaming stattfindet und welche Mechanismen involviert sind. Fishman et al. (2001) führten Messungen zur neuronalen Aktivität und Stromquellendichte im primären auditorischen Kortex von Affen durch und untersuchten den Einfluss verschiedener Stimulusparameter auf die Streamsegregation¹⁰. Sie präsentierten alternierende A – und B – Töne in einem ABAB... – Rhythmus und variierten deren Frequenzunterschiede, die Präsentationsrate und die Dauer der Stimulationstöne. Es wurden die Antworten von Neuronen aufgezeichnet, die bestmöglich auf den

A – Ton der Sequenz reagierten. So sprach jede Veränderung der Antworten zwischen A – und B – Ton dafür, dass verschiedene Neurone die beiden Töne verarbeiten. Je größer der Frequenzunterschied zwischen A – und B – Ton, je schneller die Präsentationsrate und je länger die Tondauer waren, desto mehr wurden die Antworten zum B – Ton relativ zum A – Ton unterdrückt. Die Autoren schlussfolgerten aus diesen Ergebnissen einen physiologischen Mechanismus, den sie als „forward masking“¹⁰ bzw. Vorwärtsunterdrückung^{82,83} bezeichneten. In einer weiteren Studie 2004 konnte Fishman seine Ergebnisse von 2001 bestätigen¹¹. Itatani und Klump (2009) präsentierten Singvögeln amplitudenmodulierte Töne und zeichneten die Antworten mittels Mikroelektroden auf¹². Ihre Ergebnisse zeigten, dass bei zunehmendem Unterschied in der Modulationsfrequenz zwischen A – und B – Ton die Neurone, die vorwiegend auf die Modulationsfrequenz von A – Tönen antworten, ihr Signal zum B – Ton reduzieren. Dies unterstützt die Hypothese der Vorwärtsunterdrückung. Weitere Tierstudien, die Mikroelektrodenmessungen verwendeten, konnten dies bestätigen^{13,82,84,85}.

Wichtige Studien, die nach neuronalen Korrelaten der Streamsegregation beim Menschen suchten, waren die von Gutschalk et al. (2005)⁶⁶ und (2007)⁸⁶, Snyder und Alain (2006¹⁵ und 2007⁸⁷) sowie Chakalov et al. (2012)⁸⁸ (für Grundlagen s. Kapitel 1.1.2 ff). Sie untersuchten mittels des klassischen ABA – Tripletts die neuronalen Antworten zum Beginn des Tripletts oder des B – Tons. Sie fanden Unterschiede in den Amplituden von P1m– und N1m– Komponenten der evozierten Potentiale abhängig der Wahrnehmung eines oder zwei getrennter Streams. Gutschalk et al. (2005) präsentierten 14 Probanden reine Töne im klassischen ABA – Tripletts, die entweder als ein oder zwei Streams wahrgenommen werden konnten, und analysierten die MEG – Antworten auf die verschiedenen Bedingungen⁶⁶. Sie fanden eine enge Korrelation zwischen der neuronalen Aktivität der nicht primären auditorischen Kortexanteile und der Wahrnehmung von Streaming. Je größer der Frequenzunterschied zwischen A – und B – Ton war, desto stärker war die gemessene neuronale Aktivität. In einer MEG – und Magnetresonanztomographie – Studie von Gutschalk (2007) wurden komplexe Töne ähnlich denen von Vliegen et al. (1999)⁷⁶ (s. Ka-

pitel 1.2.2) zur genaueren Untersuchung des Vorwärtsunterdrückungsmechanismus' verwendet⁸⁶. Den Probanden wurden Sequenzen harmonisch komplexer Töne präsentiert, die identische spektrale Muster erregten, jedoch verschiedene Grundschnwingungen besaßen. Je größer die Differenz dieser Grundschnwingungen war, desto eher nahmen die Probanden zwei getrennte Streams wahr und desto größer war die gemessene kortikale Aktivität⁸⁶. Gleiche spektrale Erregungsmuster der verwendeten Töne schlossen Verarbeitungsmechanismen in der Peripherie des auditorischen Systems aus. Diese Ergebnisse fanden sich äquivalent zu denen reiner Töne. Daher schlussfolgerten die Autoren, dass diese Ergebnisse zum einen die Hypothese unterstützen, dass eine strikte Auslegung der „peripheral channeling“ – Hypothese nicht aufrechterhalten werden kann. Zum anderen sahen sie die Ergebnisse als Bestätigung der Hypothese des Vorwärtsunterdrückungsmechanismus' als neurophysiologisches Korrelat der Streamsegregation an und dass sich dieser in den magnetoenzephalographischen Antworten widerspiegelt, da die gemessene Aktivität stärker war, je unterschiedlicher die Töne wahrgenommen wurden. Sie zeigten, dass die Antwort zum B – Ton im ABA – Triplet ein Indikator für den Grad der Unterdrückung darstellt, welcher die Wahrnehmung von einem oder zwei Streams vorhersagt. Snyder et Alain (2006) untersuchten den Einfluss der Aufmerksamkeit auf die Streamsegregation und ihre Auswirkung auf die neuroelektrischen Komponenten, s. Kapitel 1.2.5¹⁵. Snyder et Alain (2007) fanden eine höhere neuronale Aktivität in ihren EEG – Messungen je größer der Frequenzunterschied zwischen A – und B – Ton war⁸⁷. Chakalov et al. (2012) untersuchten den Einfluss von zunehmenden Frequenzunterschieden und temporalen Modulationen zwischen A – und B – Tönen auf ihre magnetoenzephalographischen Korrelate. Den Probanden wurden reine Töne im ABA – Triplet präsentiert, wobei die Frequenzdifferenz und der Tonabstand moduliert wurden. Es zeigte sich eine signifikant größere Amplitude der P1m – Komponente, wenn ΔF anstieg, wobei dieser Effekt vor allem in der linken Hemisphäre ausgeprägt war. Die N1m – Komponente hingegen veränderte sich hinsichtlich ihrer Amplitude und Latenz in der rechten Hemisphäre und nur bei großen Frequenzunterschieden. Die Autoren schlussfolgerten, dass diese

beiden Komponenten zumindest teilweise verschiedene Mechanismen der Streaming – Wahrnehmung repräsentieren und sie verschiedene Lateralisationsverhalten zeigen, die P1m – Komponente in der linken, die N1m – Komponente in der rechten Hemisphäre. Ähnliche Ergebnisse liefern Roberts und Poeppel 1996, die zeigten, dass die Latenz der N1m – Komponente in Abhängigkeit der Frequenzunterschiede der dargebotenen Stimuli variiert⁸⁹.

Es sollen in der vorliegenden Arbeit die Auswirkungen der verschiedenen Stimulationstöne und das diesbezügliche Verhalten der magnetoenzephalographischen Korrelate untersucht werden. Dabei soll überprüft werden, inwieweit die bisher erlangten Ergebnisse in oben genannten Studien bestätigt werden können und ob die Hypothese des Vorwärtsunterdrückungsmechanismus‘ durch die erlangten Ergebnisse unterstützt wird.

1.2.5 Die Rolle der Aufmerksamkeit

Verschiedene Studien haben den Einfluss der Aufmerksamkeit auf die Streamsegregation untersucht. Aufmerksamkeit der Probanden bedeutet, ob diese die auditorische Stimulation, beispielsweise die Wahrnehmung von Streaming gegenüber Non – streaming, bewusst beachteten oder ob die auditorische Stimulation ohne die gezielte Aufmerksamkeit der Probanden stattfand, z.B. wenn sie gleichzeitig einen Film schauten, auf den sie sich konzentrierten. Bisherige Studien, die die Rolle der Aufmerksamkeit bei der Entstehung und Beeinflussung von Streamsegregation untersuchen, liefern unterschiedliche Ergebnisse. Die Studie von Sussman et al. (1999)⁹⁰ deutet an, dass die Aufmerksamkeit der Probanden Streaming erleichtert, wohingegen eine Studie von Winkler et al. (2003)⁹¹ Hinweise liefert, dass Aufmerksamkeit nicht notwendig ist. Carlyon et al. (2001) untersuchten die Rolle der Aufmerksamkeit für die Entstehung von Streaming⁹². Ihre Ergebnisse zeigten Evidenz dafür, dass Aufmerksamkeit die Entstehung von Streaming beeinflusst, jedoch konnte nicht eindeutig geklärt werden, auf welcher Stufe der Verarbeitung auditorischer Stimuli sie dies tut¹⁵.

Auch Snyder et al. (2006) untersuchten den Einfluss von Aufmerksamkeit auf die Streamsegregation¹⁵. Die Probanden sahen einen Stummfilm oder konzentrierten sich auf die Stimulationen mit reinen Tönen im ABA – Triplet. Die Messungen wurden mit EEG durchgeführt. Der A – Ton war in seiner Frequenz konstant, der B – Ton variierte in seiner Frequenz. In beiden Bedingungen zeigte sich eine Erhöhung der auditorisch evozierten Potentiale zum B – Ton, der durch den Frequenzunterschied zwischen A – und B – Ton und die Wahrnehmung von Streaming variiert wurde. Die P2 – Komponente wurde positiver je länger die Sequenz präsentiert wurde und verringerte sich, wenn Probanden die Stimulation ignorierten. Dies spricht dafür, dass die Aufmerksamkeit der Probanden die neuronalen Korrelate zur Streamsegregation modulieren kann. Die Autoren fanden ebenfalls eine Dominanz der rechten Hemisphäre bei der Streamsegregation ihrer Stimulationen. Sie schlossen aus ihren Ergebnissen darauf, dass zwei kortikale Mechanismen für Streaming vorliegen: die automatische Segregation der Töne basierend auf den Tonfrequenzunterschieden und der aufmerksamkeitsabhängige Entstehungsprozess der Streamingwahrnehmung, welcher einige Sekunden benötigt¹⁵. Winkler et al. (2005)⁹³ berichteten von verschiedenen Stadien der Tonorganisation. Einer frühen Stufe, die nur auf der Frequenztrennung beruht und einer zweiten Stufe, die auf der Wahrnehmung des Probanden beruht („top – down control“). Auf Grund dieser Studien lassen sich analog zu Bregmans Modell der primären und schemabasierten Streamsegregation zwei Prozesse unterscheiden: die frequenzbasierte Segregation und das „build – up“ des Streaming^{15,93}. Während Töne, die sich in ihrer Frequenz stark genug unterschieden, automatisch getrennt werden, erfordert die Entstehung der Wahrnehmung von Streaming aktives Zuhören⁹⁴. Durch die Durchführung je einer Sitzung ohne und mit der Aufmerksamkeit der Probanden kann die Rolle der Aufmerksamkeit und ihre Auswirkung auf die magnetoenzephalographischen Korrelate in der vorliegenden Arbeit untersucht werden.

1.2.6 Die Rolle des Kontext'

Die Tatsache, dass es einige Sekunden vom Beginn einer Stimulationssequenz an dauert, bis die Wahrnehmung von Streaming entsteht, lässt auf einen relativ langen zeitlichen Integrationsprozess schließen^{72,73}. Es scheint daher wahrscheinlich, dass Streaming durch den vorangehenden Kontext beeinflusst wird, solange er in dem vermeintlichen Zeitfenster von einigen Sekunden liegt¹.

Wenn bestimmte Ereignisse vor einer potentiellen Streaming – Sequenz dargeboten werden, kann dies also die Wahrscheinlichkeit der Wahrnehmung von Streaming erhöhen bzw. verringern. Dies nennt man den Kontexteffekt¹. Bregman et al. (1978) präsentierten eine Tonfolge bestehend aus vier Tönen, die zwischen zwei Frequenzen variiert wurden⁷². Diese Tonfolgen wurden mit einem bestimmten Unterbrechungsintervall wiederholt präsentiert während die Probanden die Präsentationsrate selbst so einstellten, dass sie Streaming wahrnahmen. Wenn das Unterbrechungsintervall zwischen aufeinanderfolgenden Präsentationen der Tonfolgen von null auf vier Sekunden verlängerte, vergrößerte sich die Präsentationsrate, die nötig war, um Streaming wahrzunehmen. Dies spricht für einen Einfluss des Kontextes auf die Stream-segregation. Snyder et al. (2008) untersuchten den Kontexteffekt für ABA – Triplets mit vier verschiedenen Frequenzunterschieden⁹⁵. Jeder Trial enthielt 27 ABA – Wiederholungen, die Frequenz des A – Tons war stets dieselbe, der B – Ton hatte entweder dieselbe Frequenz wie der A – Ton oder eine von drei höheren Frequenzen. Die Probanden nahmen eher Streaming wahr, wenn der vorangehende Trial einen kleineren Frequenzunterschied hatte. Dieser Effekt trat auch auf, wenn die Probanden dazu angehalten wurden einen oder zwei Streams wahrzunehmen. Die Autoren schlussfolgerten, dass dieser Kontexteffekt auf eine Beteiligung höherer Ebenen wie des auditorischen sensorischen Gedächtnisses oder neuronale Adaptation hinweist⁹⁵. Durch den Versuchsaufbau (s. Kap. 2.2.1) kann in der vorliegenden Arbeit der erste Teil der Stimulation als Kontext fungieren. So kann in den Ergebnissen untersucht werden, ob ein Einfluss des Kontextes auf die magnetoenzephalographischen Korrelate vorzuliegen scheint.

1.2.7 Hemisphärenunterschiede

Okamoto et al. (2009)⁹⁶ untersuchten die MEG – Antworten von 13 Probanden auf Tonfolgen verschiedener Art, die sich in ihrer spektralen und temporalen Eigenschaft unterschieden. Die Ergebnisse zeigen, dass die Latenz der N1m – Antwort, die durch temporale Änderungen hervorgerufen wird, signifikant verzögert ist gegenüber der Latenz, die durch spektrale Änderungen hervorgerufen wird. Die Autoren schlussfolgerten, dass der Verarbeitung spektraler und temporaler Eigenschaften verschiedene neuronale Mechanismen zu Grunde liegen. Sie fanden außerdem Unterschiede zwischen der linken und rechten Gehirnhemisphäre bezüglich der Verarbeitung dieser Eigenschaften. Die Ergebnisse zeigen, dass die N1m – Antworten, die durch spektrale Stimulusänderungen hervorgerufen werden, größer in der rechten Hemisphäre sind und die, die durch temporale Änderungen hervorgerufen wurden, größer in der linken Hemisphäre. Die rechte Hemisphäre scheint vorwiegend für die Entschlüsselung spektraler Toneigenschaften verantwortlich zu sein, die linke hingegen vor allem für die Entschlüsselung temporaler Eigenschaften⁹⁶. Kanno et al. (1996) fanden eine Dominanz der rechten Hemisphäre für reine Töne in ihrer MEG – Studie⁹⁷. Zatorre und Belin 2001 zeigten mittels Positronen – Emissions – Tomographie, dass Antworten zu Stimulationen mit Variationen ihrer spektralen Eigenschaften vorwiegend in der rechten Hemisphäre verarbeitet wurden, hingegen Variationen der temporalen Eigenschaften in der linken⁹⁸. Oben genannte Studien von Chakalov et al. (2012)⁸⁸ und Snyder et al. (2006)¹⁵ zeigen ebenfalls Unterschiede zwischen den Hemisphären. Durch die Auswertung der Daten können in der vorliegenden Arbeit Aussagen über mögliche Lateralisationsneigungen gemäß der oben aufgeführten Studien getroffen werden.

1.3 **Zielsetzung der Arbeit**

Streamsegregation, d.h. die Fähigkeit verschiedene Tonsequenzen verschiedenen Tonquellen zuzuordnen, ist ein grundlegender Aspekt der auditorischen

Wahrnehmung. Sie ist essentiell für die Anpassung an die Umwelt und daher Gegenstand intensiver Forschung. Die MEG hat als nichtinvasive Technik zur Messung der Hirnaktivität und der damit verbundenen Möglichkeit, neuronale Prozesse wie z.B. die Verarbeitung auditorischer Reize zu untersuchen, einen hohen Stellenwert in der Streamsegregationsforschung. Neben der MEG und der EEG gibt es kein anderes nichtinvasives Verfahren mit einer vergleichbaren zeitlichen Auflösung im Millisekundenbereich.

Die vorliegende Arbeit soll zum besseren Verständnis der der Streamsegregation zu Grunde liegenden neuronalen Mechanismen durch ihre Auswirkungen auf die magnetoenzephalographischen Korrelate beitragen. Detailliert sollten folgende Fragestellungen untersucht werden: (i) Spiegelt sich ein Vorwärtsunterdrückungsmechanismus als mögliches neurophysiologisches Korrelat der Streamsegregation in den MEG – Messungen wider, und wenn ja, wie? (ii) Beeinflussen Unterschiede der spektralen und temporalen Kodierung der Stimuli die magnetoenzephalographischen Korrelate und wenn ja, in welcher Weise? (iii) Moduliert die Aufmerksamkeit der Probanden auf die dargebotenen Stimuli die magnetoenzephalographischen Korrelate und wenn ja, in welcher Weise? (iv) Moduliert der Kontext der Stimulationssequenzen die magnetoenzephalographischen Korrelate und wenn ja, in welcher Weise? (v) Gibt es Unterschiede in den gemessenen Aktivitäten der Hemisphären hinsichtlich der Dekodierung der dargebotenen Stimuli?

Hierzu wurden fünfzehn gesunden Probanden in je einem Experiment reine (Tonunterschiede lediglich in der spektralen Eigenschaft) sowie amplitudenmodulierte (Tonunterschiede lediglich in der temporalen Eigenschaft) Töne präsentiert, jeweils in einer Sitzung ohne und mit der Aufmerksamkeit der Probanden. Grundlage der Stimulationssequenzen waren Tripletts alternierender tief – und hochfrequenter Töne im klassischen ABA – Triplet, die eindeutig die Wahrnehmung von Streaming oder Non – streaming hervorriefen und in ihrer Reihenfolge randomisiert waren. Die Daten wurden mit einem 275 – Kanal Ganzkopf – MEG erhoben und mittels der „Brain Electrical Source Analysis“ Software bearbeitet. Es erfolgte das Schneiden der Messdaten in gleich große Abschnitte von 50 ms vor Beginn des ABA – Tripletts bis 400 ms danach und

die Einteilung in insgesamt 16 verschiedene Bedingungen bezüglich der verschiedenen variablen Messparametern, die daraufhin für jede Bedingung bei jedem Probanden gemittelt wurden. Anschließend wurde die Quellenanalyse durchgeführt, die Bestimmung des Dipols jeweils für die linke und rechte Hemisphäre, der die gemessenen Daten am exaktesten repräsentierte. Mittels MATLAB (MathWorks®; Version R2012a (64-bit)) wurden die source waveforms aller Probanden für die jeweilige Bedingung jeweils für die rechte und linke Hirnhälfte gemittelt. Die statistischen Analysen der Daten erfolgte mittels des IBM SPSS Statistics Programm (Version 20) mit einer zweifaktoriellen Varianzanalyse mit Messwiederholung sowohl für die Amplituden als auch die Latenzen der P1m –, N1m – und P2m – Peaks zum B – Ton des ABA – Triplets. Anhand dieser Methodik sollten folgende Hypothesen untersucht werden:

(i) Verschiedene oben genannte Studien haben gezeigt, dass ein Vorwärtsunterdrückungsmechanismus auf neurophysiologischer Ebene die Grundlage der Streamsegregation zu spielen scheint^{10-13,85}. Dies führt dazu, dass Neuronenpopulationen je nach Wahrnehmung von Streaming oder Non – streaming unterschiedlich stark aktiviert bzw. unterdrückt werden. Gutschalk et al. (2005) fanden eine stärkere neuronale Aktivität, je größer der Frequenzunterschied zwischen reinen A – und B – Tönen war⁶⁶. Gutschalk (2007) fand eine größere gemessene kortikale Aktivität je größer der Unterschied in der temporalen Eigenschaft komplexer A – und B – Töne wurde⁸⁶. Es soll daher die Hypothese überprüft werden, dass die verschiedenen Komponenten der neuronalen Korrelate zum B – Ton des ABA – Triplets unterschiedlich auf die Wahrnehmung von Streaming im Vergleich zu Non – streaming reagieren und dies mit der Hypothese der Vorwärtsunterdrückung kompatibel ist.

(ii) Grimault et al. (2002) untersuchten erstmals Streamsegregation basierend auf komplexen Tönen, die sich in ihrer Amplitudenmodulation unterschieden, psychoakustisch⁷⁷. Sie konnten zeigen, dass die Streamsegregationswahrnehmung allein auf der Basis temporaler Reizunterschiede der Töne bei gleichen spektralen Eigenschaften entstehen kann. Die Autoren schlossen daraus, dass Streamsegregation ohne Tonsegregation in den Verarbeitungsmechanismen der Peripherie des auditorischen Systems stattfinden kann⁷⁷, was gegen die

„peripheral channeling“ – Hypothese und für die Beteiligung zentraler Verarbeitungsmechanismen spricht (s. Kapitel 1.2.2). In der vorliegenden Arbeit werden diese Ergebnisse hinsichtlich ihrer neuromagnetischen Korrelate überprüft und erweitert untersucht, indem sowohl amplitudenmodulierte als auch reine Töne hinsichtlich ihrer neurophysiologischen Antwort analysiert und verglichen werden. Neben spektralen Eigenschaften eines Tones können somit auch temporale Eigenschaften für die Wahrnehmung von Streaming verantwortlich sein. Der Verarbeitung amplitudenmodulierter Töne liegt ein anderer neuronaler Mechanismus zu Grunde als reinen Tönen, wie unter anderem die Studie von Draganova et al. (2009) untersuchte⁷⁸. Es soll die Hypothese überprüft werden, dass die Unterschiede der spektralen und temporalen Kodierung die neuronalen Korrelate unterschiedlich beeinflussen, was sich in signifikanten Unterschieden in der Gegenüberstellung der Amplituden und Latenzen der neuronalen Korrelate zum B – Ton des ABA – Triplets bei ansonsten gleichen Bedingungen der reinen Töne gegenüber den amplitudenmodulierten Tönen zeigt.

(iii) Die Aufmerksamkeit der Probanden beeinflusst die neuronalen Korrelate zur Streamsegregation, wie Snyder et al. (2006) in Änderungen der Amplituden der transienten evozierten Antworten fanden¹⁵. Es soll zum einen die Hypothese überprüft werden, dass die Aufmerksamkeit in der Gegenüberstellung von Non – streaming und Streaming sowohl bei reinen als auch bei amplitudenmodulierten Tönen die neuronalen Korrelate moduliert und zum anderen dass dies bei reinen Tönen in unterschiedlichem Ausmaß wie bei komplexen Tönen stattfindet.

(iv) Wie in Kapitel 1.2.1 beschrieben gibt es zwischen der „temporal coherence boundary“ (TBC) und „fission boundary“ (FB) eine „bistable region“, in der die Wahrnehmung zwischen Non – streaming und Streaming wechseln kann. Oft dauert es einige Sekunden, bis die Streaming – Wahrnehmung entsteht. Es ist daher wahrscheinlich, dass die Wahrnehmung von Streaming an einen relativ langen zeitlichen Integrationsprozess gebunden ist, welcher durch den vorangehenden Kontext beeinflusst werden kann. Stand in der hier verwendeten Versuchsanordnung die Streaming – Sequenz im zweiten Teil des Trials, enthielt der erste die Non – streaming – Sequenz, welche als Kontext fungiert. So kann

durch den hier verwendeten Versuchsaufbau die Hypothese untersucht werden, dass der Kontext Einfluss auf die neuronalen Korrelate der Streamsegregation hat.

(v) Es bestehen Unterschiede zwischen den Hemisphären bei der Verarbeitung bestimmter Komponenten der neuronalen Korrelate. Okamoto et al. (2009) zeigten eine Dominanz der rechten Hemisphäre in der Verarbeitung spektraler Komponenten und eine Dominanz der linken Hemisphäre in der Verarbeitung temporaler Komponenten⁹⁶. Diese Hypothese soll mittels der vorliegenden Ergebnisse überprüft werden. Stimulationen mit reinen Tönen, welche die spektralen Komponenten widerspiegeln, sollten in der theoretischen Überlegung demnach vor allem eine höhere Amplitude und eine kürzere Latenz in der rechten Hemisphäre hervorrufen, Stimulationen mit amplitudenmodulierten Tönen, welche die temporalen Komponenten widerspiegeln, dies hingegen vor allem in der linken Hemisphäre.

2 Methodik

2.1 Probanden

An der Studie nahmen 15 rechtshändige Probanden, neun weibliche und sechs männliche, im Alter von 22 bis 31 Jahren (Mittel: 25,2 Jahre) teil. Drei Probanden zeigten bei der Datenauswertung überdurchschnittlich häufig auftretende Artefakte, sodass nach den ersten Datenanalyse Schritten („Präprozessing“ und „Epoching“, s. Kapitel 2.4.1 und 2.4.2) deutlich unter 90% einer jeden Bedingung akzeptiert wurden. Daher wurden sie von der endgültige Analyse ausgeschlossen, diese erfolgte mit zwölf Probanden. Die Studie wurde von der Ethikkommission der Medizinischen Fakultät der Eberhard – Karls Universität Tübingen (02. 04. 2009; Projektnummer: 45/2009BO2, DFG DR 807/1-1) zustimmend bewertet, die unterschriebenen Einverständniserklärungen aller Probanden liegen vor. Sie wurden ausführlich über die Hintergründe, den Verlauf und die Ziele der Studie aufgeklärt, sowie über die zustimmende Bewertung der Ethikkommission unterrichtet. Die Probanden erhielten für ihren Zeitaufwand und ihre Teilnahme eine Vergütung.

Die Probanden hatten keinerlei neurologische, psychiatrische oder otologische Erkrankungen in der Vergangenheit oder aktuell (s. auch Anhang Kapitel 7: Probandeneinverständniserklärung). Für jeden Probanden wurde eine einfache Audiometrie durchgeführt, bei der sich keine Abweichungen von den Normwerten zeigten. Ausgeschlossen waren Personen mit Metall im Körper, z.B. Implantaten (Knochenschrauben o.ä.), Metallsplintern oder Herzschrittmachern, sowie Klaustrophobiker und Schwangere aus Gründen der Vergleichbarkeit.

2.2 Aufbau der Experimente

2.2.1 Versuchsstruktur

Vier Experimente wurden in zwei Sitzungen durchgeführt (s. Abb. 8). Die ersten zwei wurden dabei ohne („noatt“), die beiden anderen mit („att“) der Aufmerksamkeit des Probanden durchgeführt. Je eines der beiden Experimente erfolgte dabei mit reinen („pure tones“ = „PT“), das andere mit amplitudenmodulierten („AM“) Tönen. Mit welchen Tönen begonnen wurde, wurde von Proband zu Proband zufällig variiert. In der zweiten Sitzung wurde stets mit dem Ton begonnen, der bei der ersten Sitzung an letzter Stelle kam (z.B.: 1. Sitzung (noatt): PT – AM; 2. Sitzung (att): AM – PT). Zusätzlich wurde am Ende jeder Sitzung eine dreiminütige Baseline – Messung zur Referenz durchgeführt.

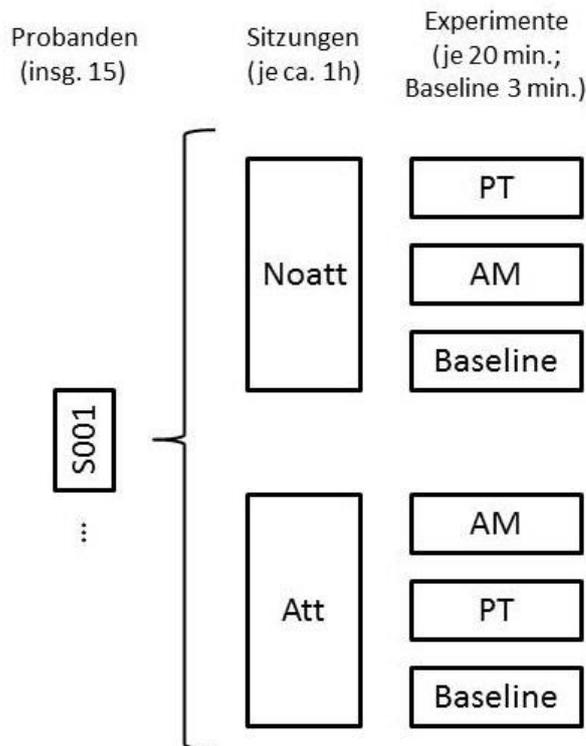


Abb. 8: Versuchsstruktur.

Jeder Proband (S001 – S015) absolvierte zwei Sitzungen, eine ohne und eine mit Aufmerksamkeit („noatt“ bzw. „att“). Jede Sitzung bestand aus drei Experimenten, eines mit reinen Tönen („PT“) und eines mit amplitudenmodulierten („AM“) (je 20 min), sowie einer Baseline – Messung (3 min.) zur Referenz.

Zwischen den jeweiligen Experimenten hatten die Probanden einige Minuten Zeit sich zu entspannen. Während der beiden Sitzungen schauten die Probanden einen Stummfilm (ohne Untertitel, die meisten Probanden wählten „Goldrausch“ von Charlie Chaplin oder den Dokumentationsfilm „Deep blue“). In der ersten Sitzung (noatt) wurden die Probanden nicht darüber informiert, was sie hören. Vor der zweiten Sitzung erfolgte eine Unterrichtung der Probanden, in der ihnen die Stimulationssequenzen (s. Kapitel 2.2.2) gezeigt und erklärt wurden. Die Probanden übten den Unterschied zwischen Galopprrhythmus und Streaming zu erkennen. Sie wurden dazu angewiesen, während der Messung einen Knopf zu drücken, wenn sie eine bestimmte Konstellation der Stimulationssequenz (s. Kapitel 2.2.2) wahrnahmen. So konnte die Aufmerksamkeit der Probanden kontrolliert werden.

2.2.2 Stimulationen

Die Stimulationstöne waren in Triplets gegliedert, deren Beginn mit einem Trigger markiert wurde, um die Daten später in definierte Zeitabschnitte schneiden zu können. Die Triplets waren folgendermaßen aufgebaut (s. Abb. 9): Tiefe A – Töne und hohe B – Töne gefolgt von einer Pause () wurden in der Reihenfolge ABA_ABA_... präsentiert. Während der A – Ton stets dieselbe Frequenz hatte, konnte sich der B – Ton entweder weniger stark („B1“, 2 Halbtöne) oder stark („B2“, 10 Halbtöne) in seiner Frequenz vom A – Ton unterscheiden. Bei B1 wurde der bereits in Kapitel 1.2.1 beschriebene Galopprrhythmus („Non-streaming“ – Bedingung, als „nonstr“ bezeichnet) wahrgenommen. Bei B2 hörte man den A – und B – stream getrennt („Streaming“ – Bedingung, als „str“ bezeichnet).

Jedes Experiment hatte eine Dauer von 20 Minuten (1200 s) und war wie folgt aufgebaut (s. Abb. 9): Einzelne Sequenzen („Trials“) von 12 s Dauer wurden durch 4 s Pause getrennt, sodass etwa 75 Trials pro Experiment präsentiert wurden. Jeder Trial bestand aus zwei Teilen à 6 s. Der erste Teil wurde als

„Pos1“ (1. – 6. s), der zweite als „Pos2“ (7. – 12. s) bezeichnet. Innerhalb eines Teils wurde entweder ausschließlich die Non – streaming – Bedingung oder ausschließlich die Streaming – Bedingung präsentiert. Die Reihenfolge beider Bedingungen, d.h. ob sie innerhalb eines Trials an erster Stelle (Pos1) oder an zweiter (Pos2) vorkamen, wurde randomisiert.

Wie oben (Kapitel 2.2.1) beschrieben, sollte die Aufmerksamkeit der Probanden in der zweiten Sitzung kontrolliert werden. Sie wurden daher dazu angewiesen einen Knopf zu drücken, wenn sie Streaming in Pos2 wahrnahmen.

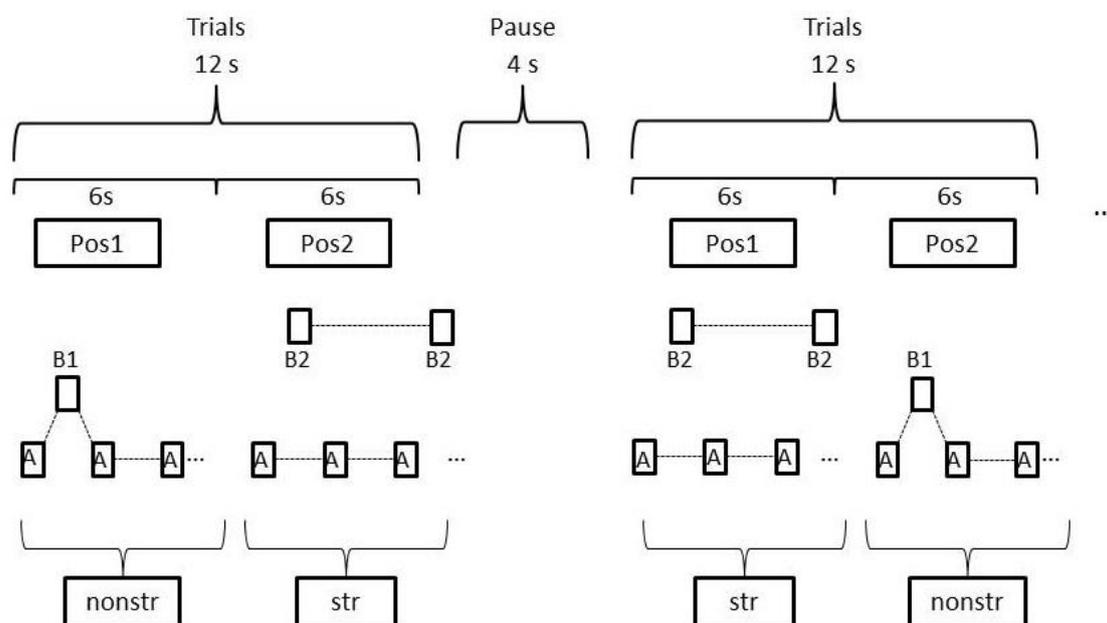


Abb. 9: Stimulationsaufbau.

Die Stimulationssequenzen bestanden aus Trials à 12 s, die wiederum in zwei Teile (Positionen „Pos“) à 6 s („Pos1“ = 1.-6. s; „Pos2“ = 7.-12. s) gegliedert waren und durch eine 4 s – Pause von den anderen Trials getrennt wurden. Pos1 bzw. Pos2 enthielten Triplets aus A – und B – Tönen, die entweder als Galopprrhythmus („nonstr“) oder Streaming („str“) wahrgenommen wurden. Sowohl nonstr als auch str konnten in Pos1 oder Pos2 präsentiert werden.

Die verwendeten Töne waren folgendermaßen aufgebaut: Jeder Ton hatte eine Dauer von 100 ms, man spricht auch von „Tonbursts“. Das An- und Abklingen („rise“ und „decay“) eines Tonbursts betrug jeweils 10 ms. Der zeitliche Abstand zwischen dem Beginn („onset“) eines A – Tons und des nächsten A – Tons („SOA“⁶⁹) war 250 ms. Somit betrug das SOA von B – zu B – Ton 500 ms und

von A – zu B – Ton 125 ms (s. Abb. 6, Kapitel 1.2.1). Diese Tonabstände führen – bei geeigneter Tonfrequenzdifferenz – zu einer stabilen Wahrnehmung von Streaming, wie frühere Studien berichteten (s. z.B. Gutschalk et al. (2005)⁶⁶ und Snyder et al. (2006)¹⁵). Im PT – Experiment hatten die A – Töne eine Frequenz von 650 Hz, die B1 – Töne von 730 Hz (2 Halbtöne höher als A) und die B2 – Töne von 1158 Hz (10 Halbtöne höher als A). Im AM – Experiment hatten alle Töne eine Trägerfrequenz von 650 Hz und waren wie folgt moduliert: Der A – Ton hatte eine Modulationsfrequenz von 110 Hz, der B1 – Ton von 123 Hz (2 Halbtöne höher als A) und der B2 – Ton von 196 Hz (10 Halbtöne höher als A).

Die Töne wurden mit einem für diese Art der Experimente geeigneten Programm („Presentation“ Software; Neurobehavioral Systems Inc.) präsentiert.

2.3 Datenerhebung

2.3.1 Audiometrie

Die Hörschwellenbestimmung erfolgte mit Hilfe des Audiometer MADSEN Itera II und diente dem Nachweis der normalen Hörfähigkeit der Probanden. Diese trugen einen Kopfhörer und hatten in der Hand einen Knopf, dessen Betätigung auf das Audiometer übertragen wurde. Immer wenn der Proband einen Ton hörte, sollte er den Knopf drücken.

Sowohl über dem rechten als auch dem linken Ohr wurde jeweils für die Frequenzen von 250 Hz, 500 Hz, 1000 Hz, 2000 Hz und 4000 Hz (Oktavschritte, jeweils 12 Halbtöne) mittels reiner Töne die individuelle Hörschwelle ermittelt. Dabei ergab sich bei jedem Proband ein normales Audiogramm. Zur Ermittlung der jeweiligen Hörschwelle wurde das in der Geräteanleitung beschriebene Verfahren in modifizierter Form basierend auf der psychophysikalischen „method of constants“ angewandt. Hierbei wurde bei einem Schalldruckpegel von ca. 60 dB SPL begonnen, der anschließend in 5 dB – Schritten solange reduziert wurde,

bis der Proband den Knopf nicht mehr drückte. Ausgehend von dieser Stufe wurde der Schalldruckpegel wieder um 10 dB erhöht und dann erneut in 5 – dB – Schritten erniedrigt, um die Hörschwelle nochmals zu überprüfen. Die letzte vom Probanden noch gehörte dB – Zahl stellte die Hörschwelle dar und wurde notiert.

2.3.2 MEG – Gerät

Die Daten wurden mit einem 275 – Kanal Ganzkopfsystem (Omega2005, VSM – Medtech, Port Coquitlam, BC, Canada) erhoben. Die Abtastrate betrug 586 Hz. Der Band – Pass – Filter lag zwischen 0 und 200 Hz.

Bei den Sensoren in der verwendeten MEG handelte es sich wie in Kapitel 1.1.3.6 beschrieben um axiale Gradiometer erster Ordnung mit einer Baseline von 50 mm. Der Durchmesser der Coils betrug 18 mm. Die Entfernung zwischen den hexagonal angeordneten Coils war 22 mm. Der intrinsische Rauschpegel der Kanäle wurde vom Hersteller mit weniger als $10 \text{ fT rms}/\sqrt{\text{Hz}}$ angegeben. Der Dewar war in einem Winkel von 17° gegen die Senkrechte gekippt. Die Lokalisation des Kopfes des Probanden wurde zu Anfang und Ende jedes Messungsabschnitts mit Hilfe von drei Lokalisierungscoils, die am Nasion und je 1 cm vor den beiden Tragi der Ohren angebracht waren, berechnet.

2.3.3 Messeinrichtung

Abb. 10 zeigt schematisch den Aufbau der MEG – Messung. Das Stimulations-signal wurde von einem externen Audioanschluss generiert, der über einen USB – Anschluss mit dem Stimulationscomputer und einer Markerdetektions-einheit verbunden war.

Oft läuft das Stimulationsprogramm in kurzer Verzögerung zur Stimuluspräsentation. Das verursacht Triggerunsicherheiten, die sich bei der „Presentation“ – Software ungefähr bei 6 ms befinden. Um die Schwankungen im Triggersignal zu verhindern, wurde eine hauseigene Technik entwickelt, welche die Synchronisierung der MEG – Messung mit den präsentierten Triggern ermöglicht. Dies wird über ein cosinusförmiges Markersignal gewährleistet, welches aus einer Trägerfrequenz von 18 kHz, einer Peak – zu – Peak – Amplitude von 20 % der Peakamplitude des Stimulussignals und einer Dauer von 2 ms besteht. Es wird den Stimuli beigefügt und von der Markerdetektionseinheit erkannt, welche wiederum einen Impuls generiert, der die Synchronisierung mit den MEG – Aufzeichnungen ermöglicht. Auf Grund seiner hohen Frequenz ist das Markersignal nicht hörbar und beeinflusst so die eigentliche Stimulation nicht.

Über das Audiometer (MADSEN Itera II) konnten individuell die Stimulusintensitäten festgelegt und reguliert werden. Zwei skalierte Equalizer, jeder für eine Seite der Tonpräsentation, dienten zur Kompensation von Nichtlinearitäten in den Frequenzcharakteristika. Jeder Equalizer enthielt fünf unabhängig justierbare Bandpass – Filter. Für jeden Filter konnten sowohl die low – als auch high – cut – off Frequenzen sowie der Abschwächungs – bzw. Verstärkungsfaktor unabhängig festgesetzt werden. Um das elektrische Stimulationssignal in ein akustisches Signal zu überführen, wurden Signalwandler eingebaut, die sich bereits im Messraum befanden.

Die Signalwandler beinhalteten einen Piezolautsprecher. Dieser sorgt durch seine hohe Spannung für einen geringen Stromfluss, sodass die Messungen nicht verfälscht wurden. Die nachfolgenden Gummischläuche hatten einen Durchmesser von 3 mm und waren 90 cm lang. Sie konnten nicht beliebig verlängert werden, da es sonst zur Dämpfung hoher Frequenzen käme. Silikonohrstöpsel, die in zwei verschiedenen Größen (13 mm und 10 mm Durchmesser) vorhanden waren, übertrugen die Stimulationstöne schließlich in die Ohren des Probanden. Im magnetisch abgeschirmten Messraum selbst befanden sich neben dem Sitz für den Probanden und dem Dewar mit dem Gradiometersystem

ein Ablagetisch und ein Bildschirm, auf den über einen Beamer, der sich außerhalb des Messraums befand, der Stummfilm über mehrere Spiegel projiziert wurde. Über eine Videokamera konnten die Vigilanz und potentielle Probleme des Probanden zeitnah erkannt werden.

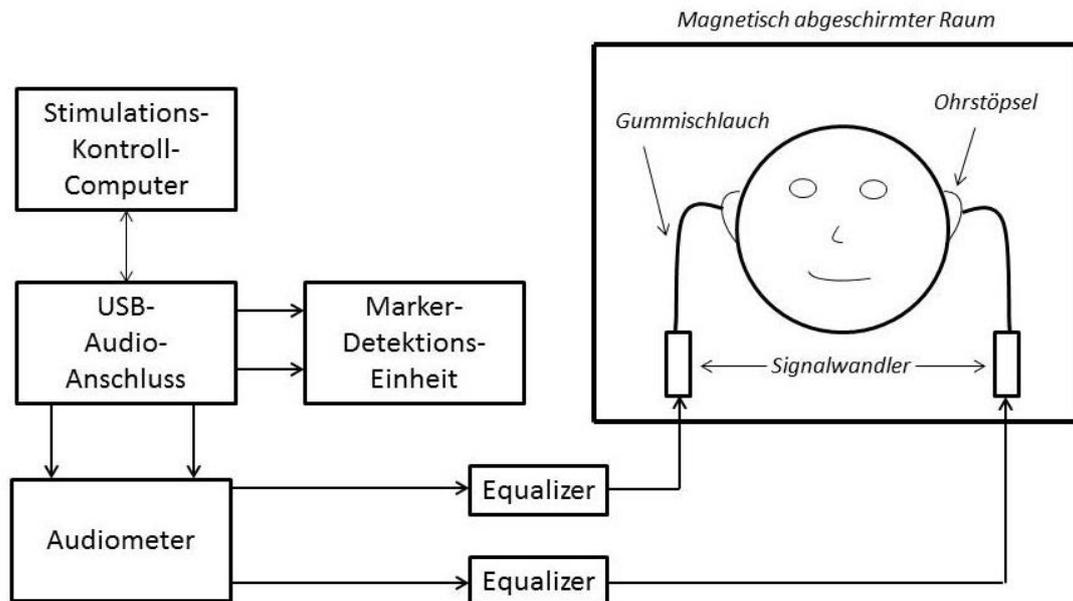


Abb. 10: Schematische Darstellung des auditorischen Stimulationssystems.

Das Stimulationssignal wurde von einem externen Audioanschluss generiert. Dieser war über einen USB-Anschluss mit dem Stimulationskontrollcomputer und einer Markerdetektionseinheit verbunden. Über das Audiometer wurden die Signale an zwei Equalizer weitergeleitet, jeder für eine Seite der Tonpräsentation. Der Signalwandler transformierte das elektrische Stimulationssignal in einen akustischen Ton und befand sich im magnetisch abgeschirmten Messraum. Über die nachfolgenden Gummischläuche und Ohrstöpsel wurden die Töne schließlich in die Ohren des Probanden übertragen. Für Details: s. Text

Modifiziert nach: Anleitung zum „Auditory Stimulation System“; Institute for Biomagnetism and Biosignalanalysis, University of Münster, Germany

2.3.4 Durchführung der Messung

Da alle potentiell metallhaltigen Gegenstände am Körper (Piercings, BH – Bügel und Verschlüsse, etc.) die Messung der Magnetfelder verfälschen können, mussten sie vorher entfernt werden. Die Probanden trugen blaue Krankenhauskleidung und keine Schuhe. Ebenfalls verfälschen Muskelaktivitäten die Messung. Die Probanden wurden darum gebeten, sich während der Messung nicht

zu bewegen. Durch die Nähe zum Kopf verursacht besonders Augenblinzeln Artefakte⁴⁶. Durch die Anweisung des Probanden, nur wenn nötig und falls möglich nur in den Pausen zwischen den Stimulationssequenzen zu blinzeln, sowie durch das Anbringen eines Elektrookkulogramms zur späteren Detektion und Entfernung der Trials mit einem hohen Anteil an Augenbewegungen können diese Artefakte verringert werden²⁸. Dafür waren fünf Elektroden nötig. Je eine wurde ober – und unterhalb des linken Auges (in einer Senkrechten durch die Pupille), je eines an der lateralen Verlängerung des rechten bzw. linken Augenlids und eines am linken Schlüsselbein zur Erdung angebracht. Zur Optimierung der Ableitung der Elektroden wurde die Haut an den jeweiligen Stellen mit einer speziellen Paste (NuPrep® SkinPrepGel von D.O. Weaver) eingerieben. Diese reduzierte die Impedanz der Haut und führte so zu einer möglichst exakten Ableitung der elektrischen Signale.

Die Probanden wurden aufrecht sitzend in eine möglichst bequeme Position gebracht, in der sie völlig entspannt die Zeit der Messung verbringen konnten. Gegebenenfalls wurde der Kopf mit Luftpolstern dem MEG – Messhelm angeglichen, damit es zu keiner Verspannung der Nackenmuskulatur kam und die Beweglichkeit des Kopfes innerhalb des Helms minimal war. Unmittelbar vor Beginn der Messung erfolgte eine Tonschwellenbestimmung am Probanden, der bereits vorbereitet im Messraum saß, mit den in der jeweiligen Stimulation verwendeten Tönen nach demselben Prinzip wie bei der Audiometrie (s. Kapitel 2.3.1). Bei der eigentlichen Messung wurden die Töne mit einer Lautstärke von 50 dB SPL über dieser Tonschwelle präsentiert.

2.4 Datenanalyse

Die Bearbeitung der Rohdaten bis einschließlich zur Quellenanalyse erfolgte mittels der „Brain Electrical Source Analysis“ Software (BESA research, Version 5.3.7; MEGIS Software GmbH, Heidelberg, Deutschland).

2.4.1 Vorbearbeitung

In der Datenvorbereitung, dem sogenannten „Präprozessing“, wurden alle Rohdaten zuerst visuell auf grobe Artefakte untersucht. Die von Elektrookkulo-gramm – Elektroden erzeugten Artefakte wurden aufgesucht, markiert und entfernt. Anschließend wurden die Daten mit einem High – Pass – Filter bei 1 Hz gefiltert, um grobe Artefakte zu entfernen. Diese Prozedur wurde vor dem Schneiden der Messdaten durchgeführt, da man zur Entfernung solch niederfrequenter Artefakte einen Messabschnitt bearbeiten muss, der um ein Vielfaches länger als deren Frequenz ist. Würde das Filtern erst nach dem Schneiden der Messdaten durchgeführt werden, könnten einige Artefakte nicht erfasst werden, da sie über die geschnittene Epoche hinausreichen.

2.4.2 Zuschneiden

Danach erfolgte das „Epoching“, das Schneiden der Messdaten in gleich große Abschnitte von 50 ms vor Beginn des ABA – Triplets, welcher wie oben beschrieben mit einem Trigger markiert wurde, bis 400 ms danach. Der Abschnitt von 50 ms bis 25 ms vor Beginn des ersten A – Tons diente als Baseline zur Referenz der daraufhin stattfindenden stimulusbedingten Aktivitätsänderungen. Da dieser Messabschnitt vor Beginn des akustischen Reizes aufgezeichnet wurde, konnte angenommen werden, dass die in dieser Zeit aufgezeichneten Signale nicht durch die präsentierten akustischen Stimuli hervorgerufen wurden und die Grundaktivität des Gehirns darstellten. Zwischen 25 ms und Beginn des ersten A – Tons fanden sich bereits Aktivitätsänderungen, sodass dieser Bereich von der Referenz ausgeschlossen wurde. Diese Aktivitätsänderungen unmittelbar vor Beginn der Stimulation sind als Filterartefakt zu erklären.

Die Sequenzen der geschnittenen Daten ließen sich in folgende Bedingungen (s. Tabelle („Tab. 1")) einteilen. Pro Experiment kamen vier Bedingungen zum Einsatz (s. jeweilige Spalten in Tab. 1). Wenn z.B. das erste Experiment mit reinen

Tönen (PT) in der ersten Sitzung (ohne Aufmerksamkeit) durchgeführt wurde, kamen in den jeweiligen Sequenzen die vier Bedingungen in der ersten Spalte vor (Pos1_nonstr; Pos2_nonstr; Pos1_str; Pos2_str).

Im Schnitt wurden bei jedem Probanden zwischen 380 und 400 Triplets bezüglich jeder Bedingung (>90%) akzeptiert. Da die Reihenfolge der Bedingungen, d.h. ob Non – streaming bzw. Streaming im ersten bzw. zweiten Teil des Trials vorkamen, randomisiert wurde, war die genaue Anzahl der präsentierten Bedingungen nicht für alle vier exakt gleich, d.h. sie waren nicht ausgeglichen („counterbalanced“). Anschließend wurde der Low – Pass – Filter bei 20 Hz gesetzt, sodass Artefakte mit einer Frequenz über 20 Hz entfernt wurden. Außerdem wurden Signale mit Amplituden von mehr als 3 pT als Artefakte angesehen und von der weiteren Analyse ausgeschlossen.

Tab. 1: Bedingungen.

Dargestellt sind die in den jeweiligen Sequenzen enthaltenen Bedingungen der jeweiligen Experimente.

		Keine Aufmerksamkeit		Aufmerksamkeit	
		PT	AM	PT	AM
Kein Streaming	1.-6.s	Pos1_nonstr	Pos1_nonstr	Pos1_nonstr	Pos1_nonstr
	7.-12.s	Pos2_nonstr	Pos2_nonstr	Pos2_nonstr	Pos2_nonstr
Streaming	1.-6.s	Pos1_str	Pos1_str	Pos1_str	Pos1_str
	7.-12.s	Pos2_str	Pos2_str	Pos2_str	Pos2_str

2.4.3 Mittelung

Anschließend wurden alle Epochen eines Probanden zu jeder Bedingung gemittelt („averaging“). Dies ist notwendig, um die im Verhältnis zur Hintergrund-

aktivität des Gehirns relativ kleinen evozierten Antworten sichtbar zu machen (s. Kapitel 1.1.2).

2.4.4 Quellenanalyse

Nach der Mittelung der Bedingungen erfolgte die Quellenanalyse („source analysis“), die Bestimmung des Dipols jeweils für die linke als auch rechte Hemisphäre, der die gemessenen Daten am exaktesten repräsentierte. Da in den Versuchen beide Ohren gleichermaßen stimuliert wurden (diotische Messung), konnte man erwarten, dass beide Hemisphären Aktivität verzeichnen. Daher wurde von je einem Äquivalentdipol für jede Hemisphäre im Bereich des primären auditorischen Kortex ausgegangen. Das BESA Programm minimierte durch einen Computeralgorithmus die Differenz zwischen den gemessenen und den vom Modell erklärten Werten, bis das Magnetfeld des simulierten Dipols mit den tatsächlich gemessenen Feldern möglichst exakt übereinstimmte. Die zwei Dipole wurden in einem Zeitintervall von 30 ms um die maximale Antwort auf den P1m – Peak des B – Tons im ABA – Triplet platziert, sodass mindestens 85 % der Magnetfeldvarianz erklärt werden konnten. Die Dipole wurden für jede Bedingung bei jedem Probanden für jede Hemisphäre separat ermittelt.

2.4.5 Amplituden – und Latenzauswertung

Mittels MATLAB (MathWorks®; Version R2012a (64-bit)) wurden die source waveforms aller Probanden für die jeweilige Bedingung jeweils für die rechte und linke Hirnhälfte gemittelt („grand averaging“). Indem ein Zeitfenster von 30 ms um das Maximum des jeweiligen Peaks gelegt wurde, konnten die genauen Latenzen und Amplituden der P1m –, N1m – und P2m – Antwort zum B – Ton des ABA – Triplets für alle Bedingungen in beiden Hemisphären ermittelt werden.

2.4.6 Statistik

Die statistischen Analysen der Daten wurden mit Hilfe des IBM SPSS Statistics Programms (Version 20) durchgeführt.

Es wurde eine mehrfaktorielle Varianzanalyse mit Messwiederholung („repeated measurements 2x2x2 ANOVA“) sowohl für die Amplituden als auch die Latenzen der P1m –, N1m – und P2m – Peaks zum B – Ton des ABA – Triplett durchgeführt. Die statistische Analyse beinhaltet stets drei Faktoren mit je zwei Stufen. Den ersten Faktor bildeten die „hemispheres“ mit den Stufen rechte („RH“) und linke („LH“) Hemisphäre. Der zweite Faktor war entweder der Vergleich zwischen Non – streaming („nonstr“) und Streaming („str“) („conditions“) oder zwischen reinen („PT“) und amplitudenmodulierten („AM“) Tönen („tones“). Den dritten Faktor bildeten die „positions“ („Pos 1“: in den ersten 6 s (1.-6.) eines Trials; „Pos 2“: in den zweiten 6 s (7.-12.)). In allen Analysen wurde die Signifikanz auf dem Niveau $\alpha = 0,05$ angesetzt. Die post – hoc – Analyse wurde als zwei – Stichproben – t – Test durchgeführt.

Die folgenden zwei Abbildungen zeigen die Systematik der Datenauswertung. Hinsichtlich eines signifikanten Unterschiedes verglichen wurden die Amplituden und Latenzen der P1m –, N1m – und P2m – Peaks zum B – Ton des ABA – Triplett in unterschiedlichen Gegenüberstellungen. In ersterer Abbildung erfolgt der Vergleich zwischen Non – streaming und Streaming, in der zweiten zwischen reinen und amplitudenmodulierten Tönen bei Streaming. Die Gliederung des Ergebniskapitels basiert auf diesen Abbildungen.

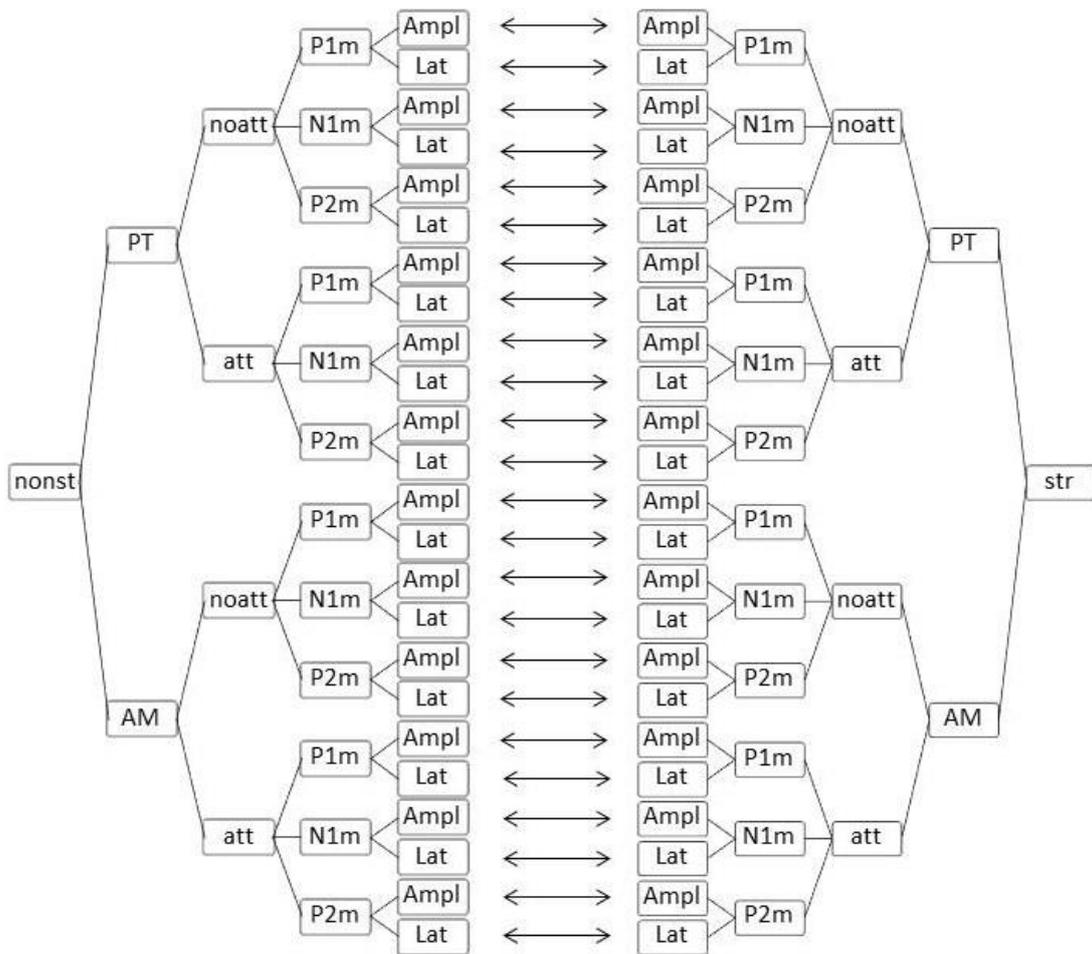


Abb. 11: Datenauswertung 1.

Schematische Darstellung der Systematik der Datenauswertung. Verglichen werden die mit \leftrightarrow markierten Amplituden bzw. Latenzen zwischen Non – streaming – und Streaming – Antworten der jeweiligen Unterkategorien.

Abkürzungen: nonst = Nonstreaming; str = Streaming; PT = reine Töne; AM = amplitudenmodulierte Töne; noatt = keine Aufmerksamkeit; att = mit Aufmerksamkeit; P1m = P1m – Peak der MEG – Antwort; N1m = N1m – Peak der MEG – Antwort; P2m = P2m – Peak der MEG – Antwort; Ampl = Amplitude; Lat = Latenz

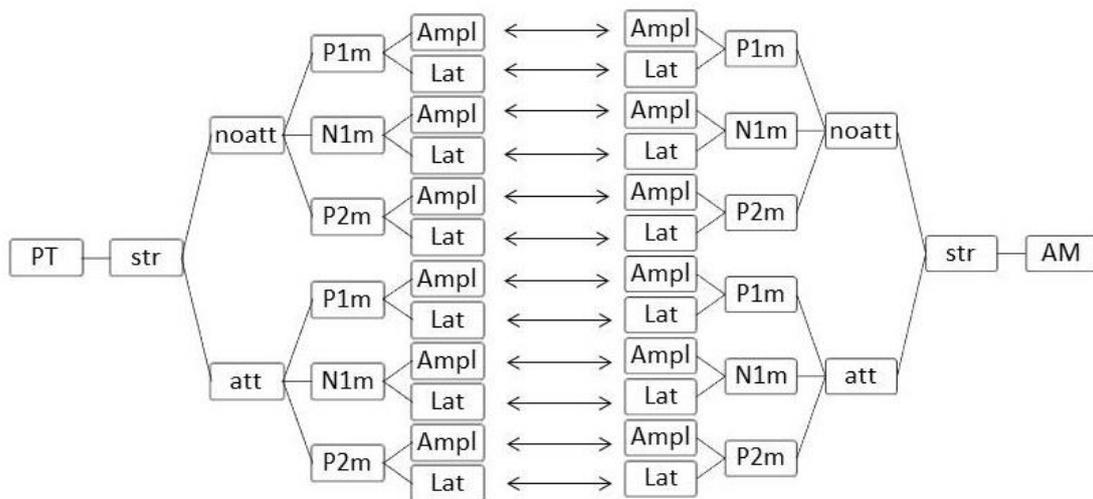


Abb. 12: Datenauswertung 2.

Schematische Darstellung der Systematik der Datenauswertung. Verglichen werden die mit \leftrightarrow markierten Amplituden bzw. Latenzen zwischen reinen und amplitudenmodulierten Tönen bei Streaming und den jeweiligen Unterkategorien.

Abkürzungen: PT = reine Töne; AM = amplitudenmodulierte Töne; str = Streaming; noatt = keine Aufmerksamkeit; att = mit Aufmerksamkeit; P1m = P1m – Peak der MEG – Antwort; N1m = N1m – Peak der MEG – Antwort; P2m = P2m – Peak der MEG – Antwort; Ampl = Amplitude; Lat = Latenz

3 Ergebnisse

3.1 Non – streaming gegenüber Streaming bei reinen Tönen

Zunächst werden die Antworten der Non – streaming – gegenüber den Streaming – Bedingungen bei reinen Tönen dargestellt und hinsichtlich signifikanter Unterschiede der einzelnen Komponenten (P1m –, N1m –, P2m – Peak) zum B – Ton des ABA – Triplets ausgewertet.

Abb. 13 zeigt die gemittelten source waveforms der Antworten aller Probanden des ABA – Triplett über die Zeit. Auf der y – Achse sind die Amplituden in nAm, auf der x – Achse die Zeit in ms aufgetragen. Die linken Graphen zeigen die Antworten der linken Hemisphäre (LH), die rechten die der rechten Hemisphäre (RH). Die vier oberen Graphen zeigen die Antworten der Sitzung ohne Aufmerksamkeit (noatt), die vier unteren die der Sitzung mit Aufmerksamkeit (att), also nach einem kurzen Training der Probanden zur Unterscheidung der Streams. Jeweils die oberen zwei Graphen der Vierergruppe zeigen Antworten im Vergleich Non – streaming gegenüber Streaming im ersten Teil (Sekunde 1 – 6) des Trials (Pos1), die unteren jeweils im zweiten Teil (Sekunde 7 – 12) des Trials (Pos2). Alle Graphen zeigen die Antworten auf reine Töne (PT). Die Kurven stellen die Antworten der Streaming (rot) – gegenüber der Non – streaming (blau) – Bedingung dar, d.h. ob der Proband zwei getrennte Streams oder den Galopprhythmus wahrnahm. Die Töne des Triplets wurden in den Graph eingearbeitet. Den Onset des Triplets stellte Ton A bei 0 ms dar, der B – Ton beginnt 125 ms und der zweite A – Ton 250 ms nach dem Onset. Die Ergebnisse basieren sowohl auf den Amplituden als auch Latenzen der zum B – Ton des ABA – Triplets gemessenen P1m –, N1m – und P2m – Komponenten, die im linken oberen Graphen stellvertretend markiert wurden.

In Tab. 2 sind die Mittelwerte der Amplituden und Latenzen jeder Komponente in nAm und ms auf die zweite Dezimalstelle gerundet aufgelistet.

3.1.1 Bei Messungen ohne die Aufmerksamkeit der Probanden

P1m – Komponente:

Die P1m – Amplitude zum B – Ton zeigte im Vergleich zwischen der Wahrnehmung von Streaming und Non – streaming keinen signifikanten Unterschied (ANOVA Messwiederholung: Haupteffekt „conditions“ [$F(1,9) = 43,512$; $p = 0,202$]).

Die P1m – Latenz zum B – Ton war signifikant länger bei der Wahrnehmung von Streaming gegenüber der Wahrnehmung von Non – streaming (ANOVA Messwiederholung: Haupteffekt „conditions“ [$F(1,9) = 27,408$; $p = 0,001$]). Nach der post – hoc – Analyse bestätigte sich diese Signifikanz für die linke Hemisphäre, dort sowohl für Position 1 ($p < 0,001$) als auch für Position 2 ($p < 0,001$). Für die Bedingung Position 1 lag die Latenz im Mittelwert bei 165,72 ms bei der Non – streaming Wahrnehmung gegenüber 184,83 ms bei der Streaming – Wahrnehmung in der linken Hemisphäre. Für die Bedingung Position 2 lag die Latenz im Mittelwert bei 165,55 ms bei der Non – streaming Wahrnehmung gegenüber 188,59 ms bei der Streaming – Wahrnehmung in der linken Hemisphäre.

N1m – Komponente:

Die Amplitude sowie die Latenz der N1m – Komponente zum B – Ton zeigten im Vergleich zwischen der Wahrnehmung von Streaming und Non – streaming keinen signifikanten Unterschied. ANOVA Messwiederholung Amplituden: Haupteffekt „conditions“ [$F(1,9) = 0,089$; $p = 0,722$]. ANOVA Messwiederholung Latenzen: Haupteffekt „conditions“ [$F(1,9) = 2,775$; $p = 0,130$].

P2m – Komponente:

Die P2m – Amplitude zum B – Ton war signifikant größer bei der Wahrnehmung von Streaming im Vergleich zur Wahrnehmung von Non – streaming (ANOVA Messwiederholung: Haupteffekt „conditions“ [$F(1,9) = 14,709$; $p < 0,05$]). Nach der post – hoc – Analyse bestätigte sich diese Signifikanz ($p < 0,05$) sowohl in

der linken als auch der rechten Hemisphäre, allerdings nur für die Position 2. Der Mittelwert für die Amplitude betrug bei der Non – streaming Wahrnehmung -0,45 nAm gegenüber 3,71 nAm bei der Streaming – Wahrnehmung in der linken Hemisphäre für Position 2. In der rechten Hemisphäre (Position 2) betrug der Mittelwert für die Amplitude bei der Non – streaming Wahrnehmung 1,67 nAm gegenüber 6,05 nAm bei der Streaming – Wahrnehmung. Für Position 1 war eine Tendenz zu erkennen, für die linke Hemisphäre betrug $p = 0,062$, für die rechte Hemisphäre 0,085.

Die P2m – Latenz zum B – Ton zeigte im Vergleich der Wahrnehmung von Streaming gegenüber Non – streaming keinen signifikanten Unterschied (ANOVA Messwiederholung: Haupteffekt „conditions“ [$F(1,12) = 1,365$; $p = 0,265$]).

Zusammengefasst waren beim Vergleich Streaming gegenüber Non – streaming bei PT ohne Aufmerksamkeit folgende Werte signifikant: Bei der Wahrnehmung von Streaming war (i) die P1m – Latenz für die linke Hemisphäre signifikant länger in beiden Positionen und (ii) die P2m – Amplitude in beiden Hemisphären für Position 2 signifikant höher gegenüber der Wahrnehmung von Non – streaming.

3.1.2 Bei Messungen mit der Aufmerksamkeit der Probanden

P1m – Komponente:

Die P1m – Amplitude zum B – Ton zeigte im Vergleich zwischen der Wahrnehmung von Streaming und Non – streaming keinen signifikanten Unterschied (ANOVA Messwiederholung: Haupteffekt „conditions“ [$F(1,12) = 0,413$; $p = 0,532$]).

Die P1m – Latenz zum B – Ton war signifikant länger bei der Wahrnehmung von Streaming gegenüber der Wahrnehmung von Non – streaming (ANOVA Messwiederholung: Haupteffekt „conditions“ [$F(1,12) = 9,259$; $p = 0,01$]). Nach der post – hoc – Analyse bestätigte sich diese Signifikanz für die linke Hemi-

sphäre, dort nur für die Position 2 ($p < 0,05$). Die Mittelwerte für die Latenz in der linken Hemisphäre bei Position 2 betragen 174,74 ms bei der Non – streaming – gegenüber 186,29 ms bei der Streaming – Wahrnehmung. Für Position 1 in der linken Hemisphäre war $p = 0,127$, in der rechten $p = 0,251$, für Position 2 in der rechten Hemisphäre war $p = 0,164$.

N1m – Komponente:

Die N1m – Amplitude zum B – Ton zeigte zwischen der Wahrnehmung von Streaming und Non – streaming keinen signifikanten Unterschied (ANOVA Messwiederholung: Haupteffekt „conditions“ [$F(1,12) = 0,502$; $p = 0,492$]). Die N1m – Latenz zum B – Ton war signifikant länger bei der Wahrnehmung von Non – streaming gegenüber der Wahrnehmung von Streaming (ANOVA Messwiederholung: Haupteffekt „conditions“ [$F(1,12) = 4,778$; $p < 0,05$]). Nach der post – hoc – Analyse bestätigte sich diese Signifikanz für die rechte Hemisphäre, dort sowohl für die Position 1 ($p < 0,05$) als auch für die Position 2 ($p < 0,05$). Die Mittelwerte betragen für die rechte Hemisphäre für Position 1 243,40 ms in der Non – streaming – Wahrnehmung gegenüber 233,29 ms in der Streaming – Wahrnehmung und für Position 2 246,68 ms in der Non – streaming – Wahrnehmung gegenüber 237,36 ms in der Streaming – Wahrnehmung. Für die linke Hemisphäre betrug in der post- hoc – Analyse $p = 0,722$ für Position 1 und $p = 0,242$ für Position 2.

P2m – Komponente:

Die P2m – Amplitude zum B – Ton war signifikant größer bei der Wahrnehmung von Streaming im Vergleich zur Wahrnehmung von Non – streaming (ANOVA Messwiederholung: Haupteffekt „conditions“ [$F(1,12) = 29,470$; $p < 0,001$]). Nach der post – hoc – Analyse bestätigte sich diese Signifikanz sowohl in der linken ($p < 0,05$) als auch der rechten ($p < 0,05$) Hemisphäre, sowohl für die Position 1 ($p < 0,05$) als auch für die Position 2 ($p < 0,05$). Die Mittelwerte betragen für die linke Hemisphäre bei Position 1 0,77 nAm in der Non – streaming – gegenüber 5,68 nAm in der Streaming – Wahrnehmung und bei Position 2 0,49 nAm in der Non – streaming – gegenüber 5,30 nAm in der Streaming –

Wahrnehmung. In der rechten Hemisphäre betragen die Mittelwerte bei Position 1 1,75 nAm in der Non – streaming – gegenüber 7,78 nAm in der Streaming – Wahrnehmung und bei Position 2 2,57 nAm in der Non – streaming – gegenüber 6,63 nAm in der Streaming – Wahrnehmung.

Die P2m – Latenz zum B – Ton zeigte im Vergleich der Wahrnehmung von Streaming gegenüber Non – streaming keinen signifikanten Unterschied (ANOVA Messwiederholung: Haupteffekt „conditions“ [$F(1,12) = 1,365$; $p = 0,265$]).

Zusammengefasst waren beim Vergleich Streaming gegenüber Non – Streaming unter Aufmerksamkeit bei PT folgende Werte signifikant: Bei der Wahrnehmung von Streaming war (i) die P1m – Latenz für die linke Hemisphäre mit der Streaming – Sequenz auf Position 2 signifikant länger, (ii) die N1m – Latenz in der rechten Hemisphäre unabhängig der Position signifikant kürzer und (iii) die P2m – Amplitude in beiden Hemisphären unabhängig der Position signifikant höher gegenüber der Wahrnehmung von Non – streaming.

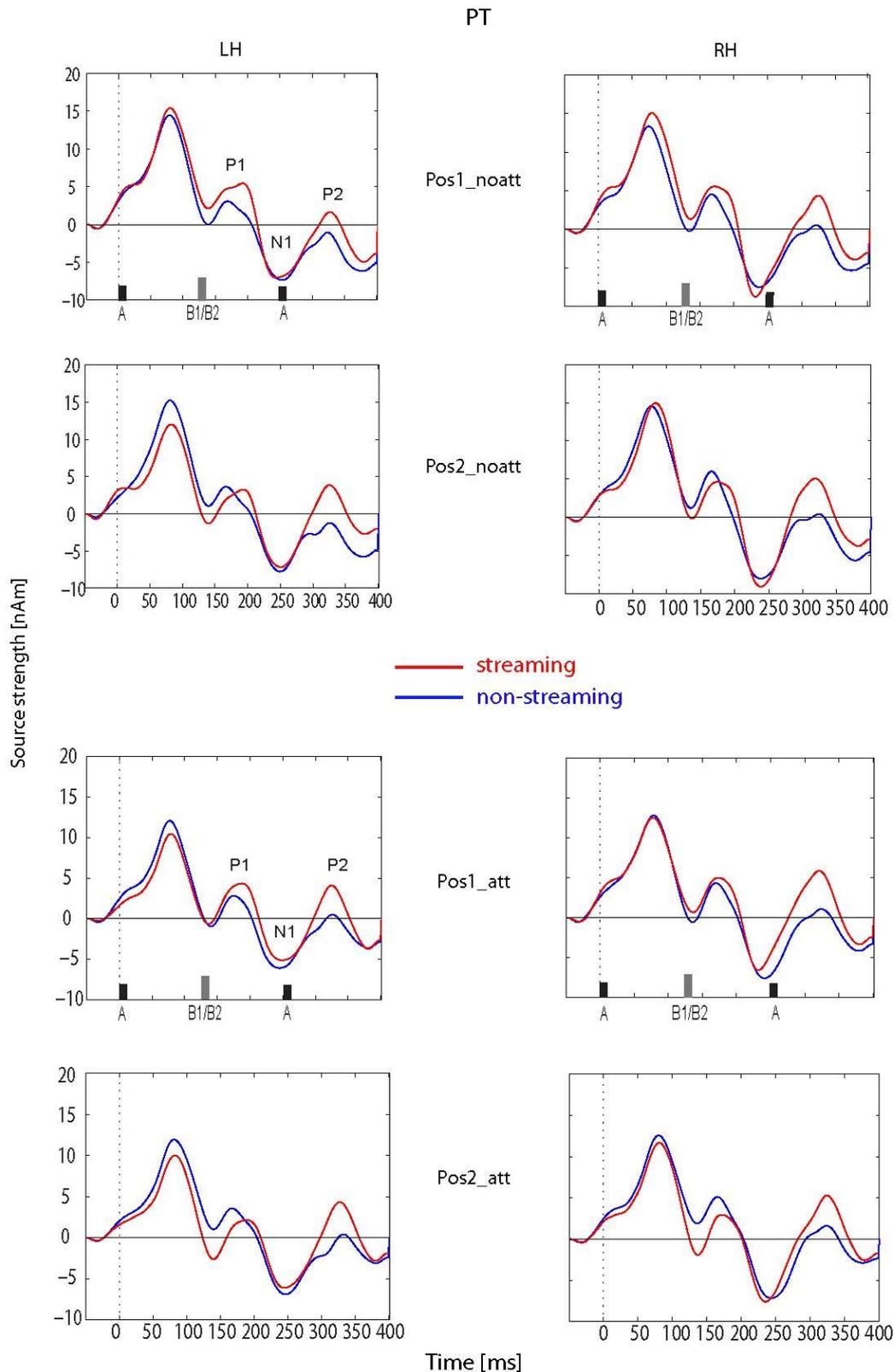


Abb. 13: Non – streaming gegenüber Streaming bei reinen Tönen.
 Dargestellt sind die gemittelten source waveforms der Antworten aller Probanden zur Streaming – im Vergleich zur Non – streaming – Wahrnehmung bei reinen Tönen (PT) jeweils im Vergleich des ersten (Pos1) bzw. zweiten (Pos 2) Teils des Trials, für die linke (LH) und rechte (RH) Hemisphäre, mit (att) und ohne (noatt) Aufmerksamkeit. Für Details: s. Text.

Tab. 2: Non – streaming gegenüber Streaming bei reinen Tönen.

Mittelwerte der Amplituden (in nAm) und Latenzen (in ms) der P1m –, N1m – und P2m – Komponenten der Antworten zum B – Ton des ABA – Triplets für die dargestellten Bedingungen (auf die zweite Dezimalstelle gerundet). Für Details: s. Text.

				P1m	N1m	P2m	
noatt & PT	LH	non	Pos1	Ampl	3,80	-8,04	-0,38
				Lat	165,72	243,26	324,40
		str.	Pos2	Ampl	3,77	-8,05	-0,45
				Lat	165,55	244,66	323,66
		str.	Pos1	Ampl	7,13	-7,82	2,60
				Lat	184,83	240,76	328,78
	str.	Pos2	Ampl	4,86	-6,91	3,71	
			Lat	188,59	240,64	327,81	
	RH	non	Pos1	Ampl	4,79	-9,44	1,38
				Lat	166,57	236,23	320,71
		str.	Pos2	Ampl	5,69	-8,97	1,67
				Lat	167,60	238,45	324,88
		str.	Pos1	Ampl	6,73	-9,48	5,05
				Lat	168,62	236,01	325,12
str.	Pos2	Ampl	5,23	-10,44	6,05		
		Lat	166,74	238,41	323,22		

				P1m	N1m	P2m	
att & PT	LH	non	Pos1	Ampl	3,39	-6,81	0,77
				Lat	177,23	244,18	324,92
		str.	Pos2	Ampl	4,36	-8,11	0,49
				Lat	174,74	247,86	332,01
		str.	Pos1	Ampl	5,16	-7,00	5,68
				Lat	181,56	242,48	323,74
	str.	Pos2	Ampl	3,01	-6,54	5,30	
			Lat	186,29	244,18	326,63	
	RH	non	Pos1	Ampl	5,16	-8,42	1,75
				Lat	168,57	243,40	323,09
		str.	Pos2	Ampl	6,12	-8,42	2,57
				Lat	166,07	246,68	324,66
		str.	Pos1	Ampl	6,15	-7,98	7,78
				Lat	170,40	233,29	321,90
str.	Pos2	Ampl	3,28	-8,18	6,63		
		Lat	169,35	237,36	326,10		

3.2 Non – streaming gegenüber Streaming bei amplitudenmodulierten Tönen

Im Folgenden werden die Antworten der Non – streaming – gegenüber den Streaming – Bedingungen bei amplitudenmodulierten Tönen dargestellt und hinsichtlich signifikanter Unterschiede der einzelnen Komponenten (P1m –, N1m –, P2m – Peak) zum B – Ton des ABA – Triplets ausgewertet.

Abb. 14: Non – streaming gegenüber Streaming bei amplitudenmodulierten Tönen. zeigt die gemittelten source waveforms der Antworten aller Probanden zum ABA – Triplet über die Zeit. Auf der y – Achse sind die Amplituden in nAm, auf der x – Achse die Zeit in ms aufgetragen. Die linken Graphen zeigen die Antworten der linken Hemisphäre (LH), die rechten die der rechten Hemisphäre (RH). Die vier oberen Graphen zeigen die Antworten der Sitzung ohne Aufmerksamkeit (noatt), die vier unteren die der Sitzung mit Aufmerksamkeit (att), also nach einem kurzen Training der Probanden zur Unterscheidung der Streams. Jeweils die oberen zwei Graphen der Vierergruppe zeigen Antworten im Vergleich Non – streaming gegenüber Streaming im ersten Teil (Sekunde 1 – 6) des Trials (Pos1), die unteren jeweils im zweiten Teil (Sekunde 7 – 12) des Trials (Pos2). Alle Graphen zeigen die Antworten auf amplitudenmodulierte Töne (AM). Die Kurven stellen die Antworten der Streaming (rot) – gegenüber der Non – streaming (blau) – Bedingung dar, d.h. ob der Proband zwei getrennte Streams oder den Galopprrhythmus wahrnahm. Die Töne des Triplets wurden in den Graph eingearbeitet. Den Onset des Triplets stellte Ton A bei 0 ms dar, der B – Ton beginnt 125 ms und der zweite A – Ton 250 ms nach dem Onset. Die Ergebnisse basieren sowohl auf den Amplituden als auch Latenzen der zum B – Ton des ABA – Triplets gemessenen P1m –, N1m – und P2m – Komponenten, die im linken oberen Graphen stellvertretend markiert wurden. In Tab. 3 sind die Mittelwerte der Amplituden und Latenzen jeder Komponente in nAm und ms auf die zweite Dezimalstelle gerundet aufgelistet.

Anmerkung: Man sieht auf der Abbildung, dass sich bei der Streaming – Wahrnehmung die P1m – Komponente zum B2 – Ton im AB2A – Triplet zweigipflig

darstellt. Die Amplitude und Latenz der P1m – Komponente wurden in Bezug auf die erste Erhebung durchgeführt.

3.2.1 Bei Messungen ohne die Aufmerksamkeit der Probanden

P1m – Komponente:

Die Amplitude sowie Latenz der P1m – Komponente zum B – Ton zeigten im Vergleich zwischen der Wahrnehmung von Streaming und Non – streaming keinen signifikanten Unterschied. ANOVA Messwiederholung Amplituden: Haupteffekt „conditions“ [$F(1,10) = 1,982$; $p = 0,190$]. ANOVA Messwiederholung Latenzen: Haupteffekt „conditions“ [$F(1,10) = 0,401$; $p = 0,541$].

N1m – Komponente:

Die Amplitude sowie die Latenz der N1m – Komponente zum B – Ton zeigten im Vergleich zwischen der Wahrnehmung von Streaming und Non – streaming keinen signifikanten Unterschied. ANOVA Messwiederholung Amplituden: Haupteffekt „conditions“ [$F(1,10) = 0,543$; $p = 0,478$]. ANOVA Messwiederholung Latenzen: Haupteffekt „conditions“ [$F(1,10) = 2,193$; $p = 0,169$].

P2m – Komponente:

Die Amplitude sowie die Latenz der P2m – Komponente zum B – Ton zeigten im Vergleich zwischen der Wahrnehmung von Streaming und Non – streaming keinen signifikanten Unterschied. ANOVA Messwiederholung Amplituden: Haupteffekt „conditions“ [$F(1,10) = 1,168$; $p = 0,305$]. ANOVA Messwiederholung Latenzen: Haupteffekt „conditions“ [$F(1,10) = 3,551$; $p = 0,089$].

Zusammengefasst waren beim Vergleich Streaming gegenüber Non – streaming bei AM – Tönen ohne Aufmerksamkeit keine signifikanten Unterschiede festzustellen.

3.2.2 Bei Messungen mit der Aufmerksamkeit der Probanden

P1m – Komponente:

Die Amplitude sowie Latenz der P1m – Komponente zum B – Ton zeigten im Vergleich zwischen der Wahrnehmung von Streaming und Non – streaming keinen signifikanten Unterschied. ANOVA Messwiederholung Amplituden: Haupteffekt „conditions“ [F(1,11) = 0,025; p = 0,878]. ANOVA Messwiederholung Latenzen: Haupteffekt „conditions“ [F(1,11) = 4,675; p = 0,054].

N1m – Komponente:

Die N1m – Amplitude zum B – Ton war bei der Wahrnehmung von Streaming signifikant größer im Vergleich zur Wahrnehmung von Non – streaming (ANOVA Messwiederholung: Haupteffekt „conditions“ [F(1,11) = 6,001; p < 0,05]). Nach der post – hoc – Analyse bestätigte sich diese Signifikanz sowohl für die rechte als auch linke Hemisphäre, allerdings nur für die Position 2 (jeweils p < 0,05). Die Mittelwerte lagen für Position 2 in der linken Hemisphäre bei -5,93 nAm bei der Non – streaming – gegenüber -9,84 nAm bei der Streaming – Wahrnehmung und in der rechten Hemisphäre bei -6,33 nAm bei der Non – streaming – gegenüber -11,08 nAm bei der Streaming – Wahrnehmung. Für Position 1 betrug p = 0,119 in der linken und p = 0,094 in der rechten Hemisphäre.

Die N1m – Latenz zum B – Ton war signifikant länger bei der Wahrnehmung von Non – streaming gegenüber der Wahrnehmung von Streaming (ANOVA Messwiederholung: Haupteffekt „conditions“ [F(1,12) = 6,141; p < 0,05]). Nach der post – hoc – Analyse bestätigte sich diese Signifikanz in der linken Hemisphäre für die Position 2 (p < 0,05). Der Mittelwert betrug in der linken Hemisphäre für Position 2 263,61 ms bei der Non – streaming – gegenüber 253,77 ms bei Streaming – Wahrnehmung. Für Position 1 in der linken Hemisphäre betrug p = 0,909, in der rechten Hemisphäre für Position 1 p = 0,909 und für Position 2 p = 0,309.

P2m – Komponente:

Die Amplitude sowie die Latenz der P2m – Komponente zum B – Ton zeigten im Vergleich zwischen der Wahrnehmung von Streaming und Non – streaming keinen signifikanten Unterschied. ANOVA Messwiederholung Amplituden: Haupteffekt „conditions“ [$F(1,11) = 4,843$; $p = 0,780$]. ANOVA Messwiederholung Latenzen: Haupteffekt „conditions“ [$F(1,11) = 0,003$; $p = 0,955$].

Zusammengefasst waren beim Vergleich Streaming gegenüber Non – streaming unter Aufmerksamkeit bei AM folgende Werte signifikant: Die N1m – Komponente war bei der Wahrnehmung von Streaming (i) signifikant größer in ihrer Amplitude (in der rechten und linken Hemisphäre, aber nur für Position 2) und (ii) signifikant kürzer in ihrer Latenz (nur in der linken Hemisphäre für Position 2) im Vergleich zur Wahrnehmung von Non – streaming.

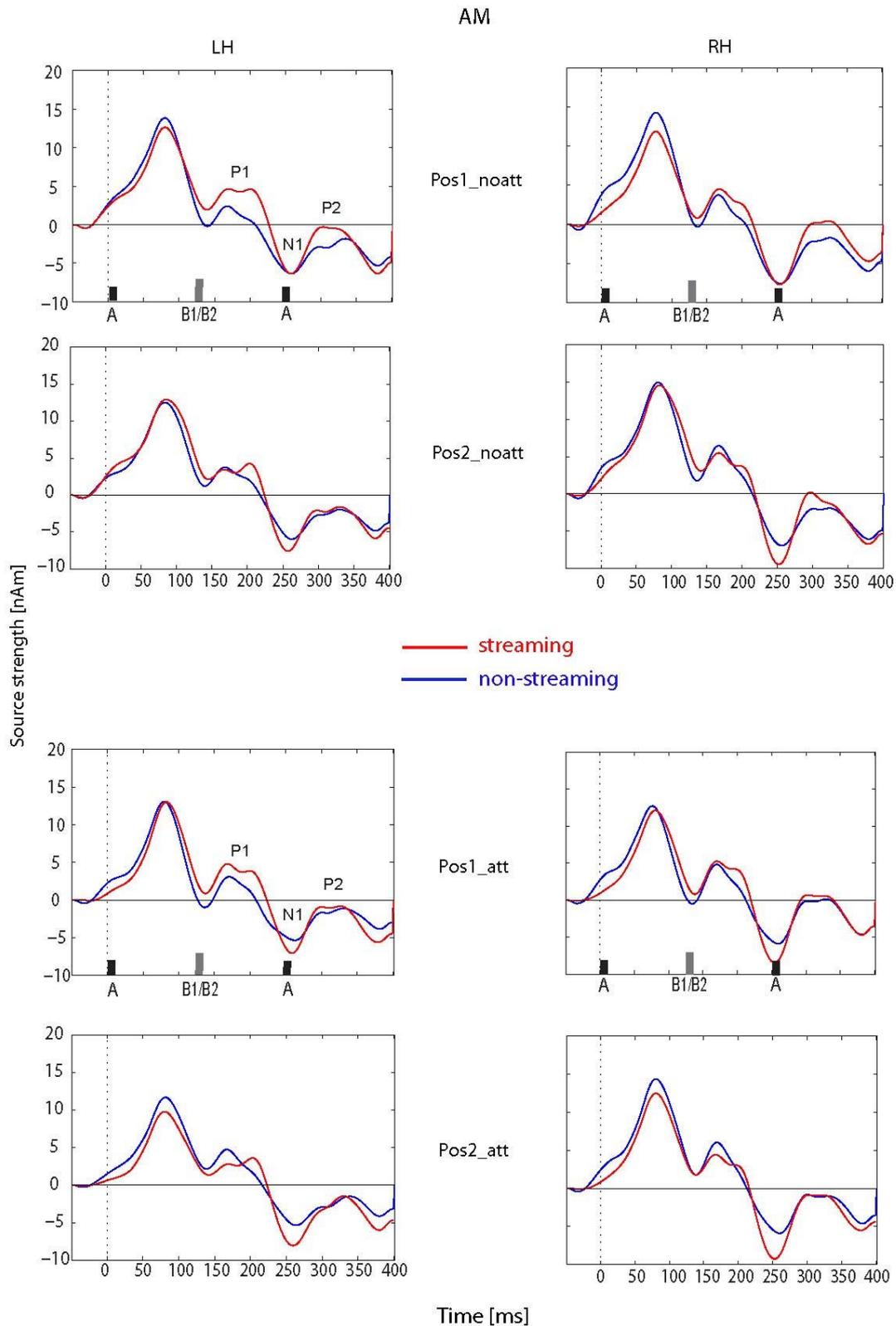


Abb. 14: Non – streaming gegenüber Streaming bei amplitudenmodulierten Tönen.
 Dargestellt sind die gemittelten source waveforms der Antworten aller Probanden zur Streaming – im Vergleich zur Non – streaming – Wahrnehmung bei amplitudenmodulierten Tönen (AM) jeweils im Vergleich des ersten (Pos1) bzw. zweiten (Pos 2) Teils des Trials, für die linke (LH) und rechte (RH) Hemisphäre, mit (att) und ohne (noatt) Aufmerksamkeit. Für Details: s. Text.

Tab. 3: Non – streaming gegenüber Streaming bei amplitudenmodulierten Tönen.

Mittelwerte der Amplituden (in nAm) und Latenzen (in ms) der P1m –, N1m – und P2m – Komponenten der Antworten zum B – Ton des ABA – Triplets für die dargestellten Bedingungen (auf die zweite Dezimalstelle gerundet). Für Details: s. Text.

				P1m	N1m	P2m	
noatt & AM	LH	non	Pos1	Ampl	3,22	-6,84	-1,54
				Lat	168,65	260,55	327,06
		str.	Pos2	Ampl	3,56	-6,52	-1,53
				Lat	168,65	262,26	328,30
		str.	Pos1	Ampl	5,63	-7,41	0,35
				Lat	167,72	258,19	323,33
	str.	Pos2	Ampl	4,37	-7,99	-1,04	
			Lat	168,34	257,71	325,66	
	RH	non	Pos1	Ampl	4,01	-8,81	-1,03
				Lat	166,48	253,77	326,13
		str.	Pos2	Ampl	5,94	-7,45	-1,29
				Lat	164,46	255,88	326,59
		str.	Pos1	Ampl	4,59	-8,10	1,43
				Lat	168,65	255,43	325,35
str.		Pos2	Ampl	5,96	-10,61	-0,25	
			Lat	167,25	252,10	318,21	

				P1m	N1m	P2m	
att & AM	LH	non	Pos1	Ampl	3,26	-6,49	-0,04
				Lat	169,53	258,49	325,12
		str.	Pos2	Ampl	4,69	-5,93	-1,33
				Lat	168,25	263,61	331,24
		str.	Pos1	Ampl	4,31	-7,57	-0,26
				Lat	167,96	257,31	327,54
	str.	Pos2	Ampl	3,76	-9,84	-1,06	
			Lat	166,40	253,77	328,53	
	RH	non	Pos1	Ampl	4,93	-7,22	1,28
				Lat	170,24	255,21	324,98
		str.	Pos2	Ampl	5,91	-6,33	-0,12
				Lat	168,68	258,23	326,54
		str.	Pos1	Ampl	4,75	-8,86	1,87
				Lat	168,11	254,69	326,68
str.		Pos2	Ampl	5,42	-11,08	0,23	
			Lat	166,83	253,77	325,83	

3.3 Reine gegenüber amplitudenmodulierte Töne bei Streaming

Im Folgenden werden die Antworten der Streaming – Bedingungen zwischen reinen und amplitudenmodulierten Tönen dargestellt und hinsichtlich signifikanter Unterschiede der einzelnen Komponenten (P1m –, N1m –, P2m – Peak) zum B – Ton (hier als B2 auf Grund seiner hohen Frequenz der und der Eigenschaft des Hervorrufens der Streamingwahrnehmung bezeichnet) des ABA – Triplets ausgewertet.

Abb. 15 zeigt die gemittelten source waveforms der Antworten aller Probanden zum ABA – Triplet unter der Bedingung “Streaming“, ohne und unter Aufmerksamkeit, also nach einem kurzen Training der Probanden zur Unterscheidung der Streams. Auf der y – Achse sind die Amplituden in nAm und auf der x – Achse die Zeit in ms aufgetragen. Die Graphen auf der linken Seite zeigen die Antworten der linken Hemisphäre (LH), die rechten die der rechten Hemisphäre (RH). Die vier oberen Graphen zeigen Antworten bezüglich der ersten 6 s (Pos1), die unteren vier bezüglich der zweiten 6 s (Pos2) eines Trials. Jeweils die beiden oberen Graphen der Vierergruppen zeigen die Antworten ohne Aufmerksamkeit (noatt), die unteren jeweils die mit Aufmerksamkeit (att). Die Kurven stellen die Antworten zu den reinen Tönen (PT, in rot) gegenüber den amplitudenmodulierten (AM, in blau) dar. Die Töne des Triplets wurden in den Graph eingearbeitet. Den Onset des Triplets stellte Ton A bei 0 ms dar, der B – Ton beginnt 125 ms und der zweite A – Ton 250 ms nach dem Onset. Die Ergebnisse basieren sowohl auf den Amplituden als auch Latenzen der zum B2 – Ton des AB2A – Triplets gemessenen P1m –, N1m – und P2m – Komponenten, die im linken oberen Graphen stellvertretend markiert wurden.

In Tab. 4 sind die Mittelwerte der Amplituden und Latenzen jeder Komponente in nAm und ms auf die zweite Dezimalstelle gerundet aufgelistet.

Anmerkung: Man sieht auf der Abbildung, dass sich bei der Streaming – Wahrnehmung die P1m – Komponente zum B2 – Ton im AB2A – Triplet zweigipflig darstellt. Die Amplitude und Latenz des P1m wurden in Bezug auf die erste Erhebung durchgeführt.

3.3.1 Bei Messungen ohne die Aufmerksamkeit der Probanden

P1m – Komponente:

Die P1m – Amplitude zum B2 – Ton zeigte bei AM – Tönen im Vergleich zu PT keinen signifikanten Unterschied (ANOVA Messwiederholung: Haupteffekt „tones“ [$F(1,9) = 0,241$; $p = 0,635$]).

Die P1m – Latenz war signifikant kürzer bei AM – Tönen im Vergleich zu PT (ANOVA Messwiederholung: Haupteffekt „tones“ [$F(1,7) = 8,214$; $p < 0,05$]).

Nach der post – hoc – Analyse bestätigte sich diese Signifikanz nur für die linke Hemisphäre und für die Streaming – Sequenz auf Position 1 ($p < 0,05$) und Position 2 ($p < 0,001$). Die Mittelwerte betragen für die linke Hemisphäre für Position 1 183,96 ms bei PT gegenüber 171,28 ms bei AM – Tönen und für Position 2 187,87 ms bei PT gegenüber 169,30 ms bei AM – Tönen. Für die rechte Hemisphäre betrug für Position 1 $p = 0,097$ und für Position 2 $p = 0,695$.

N1m – Komponente:

Die N1m – Amplitude zum B – Ton zeigte bei AM – Tönen im Vergleich zu PT keinen signifikanten Unterschied (ANOVA Messwiederholung: Haupteffekt „tones“ [$F(1,9) = 0,038$; $p < 0,849$]).

Die N1m – Latenz zum B – Ton war signifikant länger bei AM – Tönen im Vergleich zu PT (ANOVA Messwiederholung: Haupteffekt „tones“ [$F(1,7) = 37,007$; $p < 0,001$]). Nach der post – hoc – Analyse bestätigte sich diese Signifikanz, sowohl in der linken ($p < 0,001$) als auch der rechten ($p < 0,001$) Hemisphäre, sowohl für die Streaming – Sequenz auf Position 1 ($p < 0,001$) als auch Position 2 ($p < 0,001$). Die Mittelwerte betragen für die linke Hemisphäre für Position 1 240,76 ms bei PT gegenüber 258,19 ms bei AM – Tönen und für Position 2 240,64 ms bei PT gegenüber 257,71 ms bei AM – Tönen. Für die rechte Hemisphäre betragen die Mittelwerte für Position 1 236,23 ms bei PT gegenüber 255,43 ms bei AM – Tönen und für Position 2 238,41 ms bei PT gegenüber 252,10 ms bei AM – Tönen.

P2m – Komponente:

Die P2m – Amplitude zum B – Ton war signifikant kleiner bei AM – Tönen im Vergleich zu PT (ANOVA Messwiederholung: Haupteffekt „tones“ [F(1,9) = 16,340; $p < 0,05$]). Nach der post – hoc – Analyse bestätigte sich diese Signifikanz, sowohl in der linken ($p < 0,05$) als auch der rechten ($p < 0,05$) Hemisphäre, allerdings nur für die Streaming – Sequenz auf Position 2. Die Mittelwerte betragen für die linke Hemisphäre für Position 2 3,71 nAm bei PT gegenüber -0,54 nAm bei AM – Tönen. Für die rechte Hemisphäre betragen die Mittelwerte für Position 2 6,05 nAm bei PT gegenüber -0,06 nAm bei AM – Tönen. Für Position 1 betrug in der linken Hemisphäre $p = 0,248$ und in der rechten Hemisphäre $p = 0,085$.

Die P2m – Latenz zum B – Ton zeigte bei AM – Tönen im Vergleich zu PT keinen signifikanten Unterschied (ANOVA Messwiederholung: Haupteffekt „tones“ [F(1,9) = 2,331; $p < 0,161$]).

Zusammengefasst waren beim Vergleich AM – Töne gegenüber PT ohne Aufmerksamkeit unter der Wahrnehmung von Streaming folgende Werte signifikant: Es fand sich (i) eine signifikant kürzere P1m – Latenz in der AM – Bedingung im Vergleich zur PT – Stimulation nur in der linken Hemisphäre für die Streaming – Sequenz auf Position 1 und 2. Die N1m – Latenz (ii) hingegen zeigte sich in beiden Hemisphären signifikant länger für AM – Töne unabhängig von der Position. Außerdem war die P2m – Amplitude (iii) signifikant kleiner bei AM – Tönen verglichen mit PT für die Streaming – Sequenz auf Position 2.

3.3.2 Bei Messungen mit der Aufmerksamkeit der Probanden

P1m – Komponente:

Der Vergleich der P1m – Amplituden zum B – Ton zeigte keinen signifikanten Unterschied zwischen PT und AM – Tönen (ANOVA Messwiederholung: Haupteffekt „tones“ [F(1,11) = 0,162; $p = 0,695$]).

Die P1m – Latenz zum B – Ton war signifikant kürzer bei AM – Tönen im Vergleich zu PT. (ANOVA Messwiederholung: Haupteffekt „tones“ [$F(1,11) = 43,393$; $p < 0,001$]). Nach der post – hoc – Analyse bestätigte sich diese Signifikanz nur in der linken Hemisphäre, sowohl für die Streaming – Sequenz auf Position 1 ($p < 0,001$) als auch auf Position 2 ($p < 0,001$). Die Mittelwerte betragen für die linke Hemisphäre auf Position 1 181,90 ms bei PT gegenüber 168,53 ms bei AM – Tönen und auf Position 2 185,88 ms bei PT gegenüber 167,11 ms bei AM – Tönen. Für die rechte Hemisphäre betrug $p = 0,385$ für Position 1 und $p = 0,092$ für Position 2.

N1m – Komponente:

Die N1m – Amplitude zum B – Ton zeigte keinen signifikanten Unterschied zwischen PT und AM – Tönen (ANOVA Messwiederholung: Haupteffekt „tones“ [$F(1,11) = 1,853$; $p = 0,201$]).

Die N1m – Latenz zum B – Ton war signifikant länger bei AM – Tönen im Vergleich zu PT (ANOVA Messwiederholung: Haupteffekt „tones“ [$F(1,11) = 60,221$; $p < 0,001$]). Nach der post – hoc – Analyse bestätigte sich diese Signifikanz, sowohl in der linken ($p = 0,001$) als auch der rechten ($p < 0,001$) Hemisphäre, sowohl für die Streaming – Sequenz auf Position 1 ($p \leq 0,001$) als auch Position 2 ($p \leq 0,001$). Die Mittelwerte betragen für die linke Hemisphäre für Position 1 243,06 ms bei PT gegenüber 259,27 ms bei AM – Tönen und für Position 2 245,05 ms bei PT gegenüber 260,41 ms bei AM – Tönen. Für die rechte Hemisphäre betragen die Mittelwerte für Position 1 235,09 ms bei PT gegenüber 255,00 ms bei AM – Tönen und für Position 2 238,36 ms bei PT gegenüber 255,15 ms bei AM – Tönen.

P2m – Komponente:

Die P2m – Amplitude zum B – Ton war signifikant kleiner bei AM – Tönen im Vergleich zu PT (ANOVA Messwiederholung: Haupteffekt „tones“ [$F(1,11) = 56,932$; $p < 0,001$]). Nach der post – hoc – Analyse bestätigte sich diese Signifikanz sowohl in der linken ($p < 0,05$) als auch der rechten Hemisphäre ($p < 0,05$), sowohl für die Streaming – Sequenz auf Position 1 ($p < 0,05$) als auch

Position 2 ($p < 0,05$). Die Mittelwerte betragen für die linke Hemisphäre für Position 1 5,79 nAm bei PT gegenüber 0,16 nAm bei AM – Tönen und für Position 2 6,06 nAm bei PT gegenüber -1,05 nAm bei AM – Tönen. Für die rechte Hemisphäre betragen die Mittelwerte für Position 1 7,38 nAm bei PT gegenüber 1,47 nAm bei AM – Tönen und für Position 2 6,81 nAm bei PT gegenüber -0,31 nAm bei AM – Tönen.

Die P2m – Latenz zum B – Ton zeigte bei AM – Tönen im Vergleich zu PT keinen signifikanten Unterschied (ANOVA Messwiederholung: Haupteffekt „tones“ [$F(1,11) = 0,239$; $p = 0,635$]).

Zusammengefasst waren beim Vergleich AM – Töne gegenüber PT unter Aufmerksamkeit und der Wahrnehmung von Streaming folgende Werte signifikant: Es fand sich (i) eine signifikant kürzere P1m – Latenz bei AM – Tönen gegenüber PT in der linken Hemisphäre unabhängig von der Position, sowie (ii) eine signifikant größere N1m – Latenz für beide Hemisphären unabhängig von der Position. Außerdem (iii) war die P2m – Amplitude signifikant kleiner bei AM – Tönen gegenüber PT unabhängig von der Position.

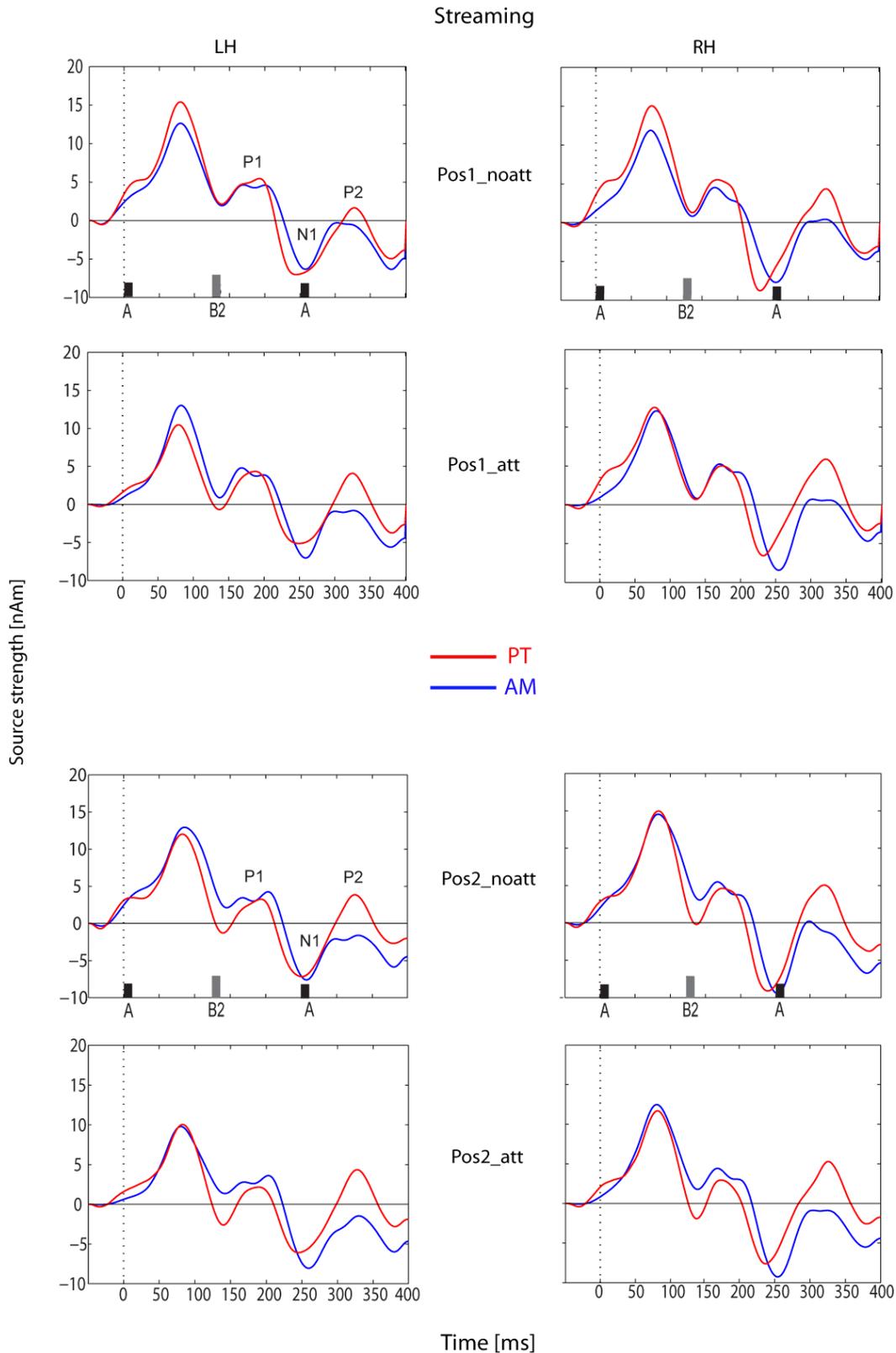


Abb. 15: Reine gegenüber amplitudenmodulierte Töne bei Streaming.

Dargestellt sind die gemittelten source waveforms der Antworten aller Probanden von reinen (PT) gegenüber amplitudenmodulierten (AM –) Tönen bei der Wahrnehmung von Streaming für die linke (LH) und rechte (RH) Hemisphäre im Vergleich der ersten 6s (Pos1) bzw. der zweiten 6s (Pos2) des Trials, ohne (noatt) bzw. mit (att) Aufmerksamkeit. Für Details: s. Text.

Tab. 4: Reine gegenüber amplitudenmodulierte Töne bei Streaming.

Mittelwerte der Amplituden (in nAm) und Latenzen (in ms) der P1m -, N1m - und P2m - Komponenten der Antworten zum B - Ton des ABA - Triplets für die dargestellten Bedingungen (auf die zweite Dezimalstelle gerundet). Für Details: s. Text.

			P1m	N1m	P2m		
noatt & str	LH	PT	Pos1	Ampl	6,42	-7,82	2,60
				Lat	183,96	240,76	328,78
		Pos2	Ampl	4,40	-6,91	3,71	
			Lat	187,87	240,64	327,81	
		AM	Pos1	Ampl	5,96	-7,41	0,82
				Lat	171,28	258,19	323,53
	Pos2		Ampl	4,31	-7,99	-0,54	
			Lat	169,30	257,71	327,34	
	RH	PT	Pos1	Ampl	5,93	-9,48	5,05
				Lat	166,97	236,23	325,12
		Pos2	Ampl	5,61	-10,44	6,05	
			Lat	168,30	238,41	323,22	
AM		Pos1	Ampl	4,71	-8,10	1,35	
			Lat	169,64	255,43	325,63	
	Pos2	Ampl	6,34	-10,61	-0,06		
		Lat	167,50	252,10	318,66		

			P1m	N1m	P2m		
att & str	LH	PT	Pos1	Ampl	5,60	-7,01	5,79
				Lat	181,90	243,06	325,41
		Pos2	Ampl	3,26	-6,62	6,06	
			Lat	185,88	245,05	327,54	
		AM	Pos1	Ampl	5,01	-7,60	0,16
				Lat	168,53	259,27	327,82
	Pos2		Ampl	3,93	-10,01	-1,05	
			Lat	167,11	260,41	329,53	
	RH	PT	Pos1	Ampl	6,34	-7,84	7,38
				Lat	169,96	235,01	323,98
		Pos2	Ampl	3,64	-8,45	6,81	
			Lat	169,39	238,36	328,68	
AM		Pos1	Ampl	5,44	-7,80	1,47	
			Lat	168,96	255,00	325,40	
	Pos2	Ampl	5,44	-10,43	-0,31		
		Lat	166,69	255,15	327,96		

4 Diskussion

Die vorliegende Arbeit untersucht die Veränderungen magnetoenzephalographischer Antworten auf die Wahrnehmung von Streaming gegenüber Non – streaming sowie auf die Verarbeitung komplexer gegenüber reinen Tönen in den Streamingsequenzen. Darüber hinaus soll untersucht werden, wie die Aufmerksamkeit und der Kontext diese beeinflussen und ob Hemisphärenunterschiede vorliegen. Es wurden zum einen reine Töne zur Untersuchung der Verarbeitung spektraler Komponenten präsentiert, zum anderen amplitudenmodulierte Töne mit derselben Trägerfrequenz, aber unterschiedlichen Modulationsfrequenzen, zur Kontrastierung der Verarbeitung temporaler Eigenschaften. Die Messungen wurden jeweils mit eindeutigen Non – streaming – und Streaming – Sequenzen durchgeführt, einmal ohne und einmal mit Beachtung der Reize (Aufmerksamkeit). Grundlage der Stimulationen ist das von van Noorden eingeführte Triplet alternierender tiefer („A“) und hoher („B“) Töne in der Reihenfolge ABA⁶⁵. Durch unterschiedliche Abfolge der Non – streaming – und der Streamingsequenzen sollen außerdem Aussagen über den Kontext erzielt werden. Der Streaming – Teil stand dabei entweder an erster Stelle („Pos1“) oder an zweiter Stelle („Pos2“) der zweiteiligen Sequenz. Der Non-streaming Teil war demnach an der alternativen Stelle. Die Auswertung gestattet außerdem die Ergebnisse der linken und rechten Gehirnhemisphäre gegenüberzustellen. So kann untersucht werden, ob bezüglich des Streamings ein Hemisphärenunterschied vorliegt.

Die in Kapitel 1.3 aufgeführten Hypothesen sollen überprüft und diskutiert werden.

4.1 Non – streaming gegenüber Streaming bei reinen Tönen

4.1.1 Bei Messungen ohne die Aufmerksamkeit der Probanden

P1m – Komponente:

Bei reinen Tönen hatte die P1m – Komponente bei Streaming im Vergleich zu Non – streaming eine signifikant längere Latenz in der linken Hemisphäre unabhängig von ihrer Position, wenn die Probanden ihre Aufmerksamkeit nicht auf die Stimulationssequenz richteten.

Gutschalk et al. (2005) variierten die Frequenzunterschiede zwischen reinen A – und B – Tönen in einem ABA – Tripletts wie in der vorliegenden Arbeit verwendet und führten MEG – Wahrnehmungsmessungen durch. In ihrer Arbeit stieg die P1m – und N1m – Amplitude zum B – Tons des ABA – Tripletts mit zunehmendem Frequenzunterschied an. Dieser Anstieg korrelierte in hohem Maße zur Streaming – Wahrnehmung der Probanden. Die Autoren schlussfolgerten eine Sensitivität der P1m – Komponente auf die Wahrnehmung von Streaming⁶⁶. Eine Veränderung der P1m – Komponente bei zunehmendem Frequenzunterschied zwischen reinen A – und B – Tönen ist auch bei den vorliegenden Ergebnissen zu sehen, jedoch nicht der Amplitude, sondern der Latenz. Die Daten unterstützen damit die Sensitivität der P1m – Komponente auf die (unbewusste) Wahrnehmung von Streaming durch eine signifikant längere Latenz bei der Wahrnehmung von Streaming gegenüber Non – streaming bei reinen Tönen. Gutschalk et al. (2005) verwendete eine den hier verwendeten Stimuli identische Tondauer von 100 ms, jedoch eine wesentlich kürzere SOA von 50 ms. Dies könnte der Grund sein, weshalb in dieser Arbeit die Amplitude und nicht die Latenz signifikante Unterschiede zeigte. Weitere Studien, die verschiedene Kombinationen der Tondauer und SOA untersuchen, könnten diese Interpretation überprüfen.

Die Tatsache, dass die Signifikanz lediglich in der linken Hemisphäre auftritt, lässt sich mit den Ergebnissen von Okamoto et al. (2009) erklären⁹⁶. Hier wurde gezeigt, dass spektrale Veränderungen der Stimulationseigenschaft in der rech-

ten Hemisphäre bearbeitet werden und eine Dominanz der linken Hemisphäre in der Verarbeitung temporaler Komponenten besteht. Die Ursache für eine linkshemisphärisch längere Latenz in unseren Ergebnissen könnte sein, dass dort die Verarbeitung von spektralen Eigenschaften im Gegensatz zur spezialisierten rechten Hemisphäre länger dauert. Allerdings muss bedacht werden, dass die Ergebnisse von Okamoto et al. (2009) sich lediglich auf die N1m – Komponente bezogen. Die Positronen – Emissions – Tomographie – Studie von Zatorre und Belin (2001) liefert ähnliche Ergebnisse⁹⁸. Sie untersuchten die Antworten des auditorischen Kortex von Probanden auf spektrale und temporale Stimulusänderungen und fanden eine Spezialisierung des linken auditorischen Kortex für schnelle temporale und des rechten Kortex für spektrale Änderungen⁹⁸.

Chakalov et al. (2012) untersuchten unter anderem den Einfluss von zunehmenden Frequenzunterschieden zwischen A – und B – Tönen im Triplet auf ihre magnetoenzephalographischen Korrelate⁸⁸. Hier zeigte sich eine signifikant größere Amplitude der P1m – Komponente in der linken Hemisphäre, wenn ΔF anstieg. Die N1m – Komponente hingegen veränderte sich hinsichtlich ihrer Amplitude und Latenz in der rechten Hemisphäre. Die Autoren schlussfolgerten, dass diese beiden Komponenten zumindest teilweise verschiedene Mechanismen der Streaming – Wahrnehmung repräsentieren und sie verschiedene Lateralisationsverhalten zeigen, die P1m – Komponente in der linken, die N1m – Komponente in der rechten Hemisphäre⁸⁸. Bei den vorliegenden Ergebnissen zeigt die Amplitude der P1m – Komponente keinen signifikanten Unterschied zwischen der Non – streaming und der Streaming Wahrnehmung, jedoch ist die Latenz signifikant länger, wenn man zwei getrennte Streams wahrnimmt, und zwar auch in der linken Hemisphäre. Dies spricht für eine Sensitivität dieser magnetoenzephalographischen Komponente bezüglich der Streaming – Wahrnehmung und eine Lateralisationstendenz zur linken Hemisphäre. Die Tondauer der Stimulationstöne bei Chakalov betrug lediglich ein Viertel der hier verwendeten Töne, nämlich 25 ms, während die SOA identisch war. Damit ist der tatsächliche Abstand zwischen den Tönen bei Chakalov et al. (2012) größer als bei den hier verwendeten Tönen. Dies kann dazu führen, dass bei Chakalov et

al. (2012) die Amplitude und nicht die Latenz der P1m – Komponente beeinflusst wurde.

Die N1m – Komponente zeigte in den vorliegenden Daten keine Signifikanzen. Wie in Kapitel 1.1.2.3 beschrieben ist die N1m – Komponente sensibel auf verschiedene Faktoren, unter anderem auf die SOA⁴³, was einen möglichen Grund für die unterschiedlichen Ergebnisse der vorliegenden Arbeit im Vergleich zu Chakalov darstellen könnte. Wie oben bereits geschrieben könnten zukünftige Studie, welche die Tondauer und SOA variieren, diese Ergebnisse überprüfen.

P2m – Komponente:

Bei reinen Tönen zeigte die P2m – Komponente bei Streaming im Vergleich zu Non – streaming eine signifikant größere Amplitude in beiden Hemisphären auf Position 2, wenn die Probanden ihre Aufmerksamkeit nicht auf die Stimulationssequenzen richteten.

Dies lässt sich zunächst durch folgende theoretische Überlegung erklären:

Durch die (unbewusste) Wahrnehmung von Streaming spaltet sich das Gehörte in zwei Streams, einen langsamen B – Ton – Rhythmus und einen zweifach schnelleren A – Ton – Rhythmus. Die Tonabstände der jeweiligen Streams sind größer als wenn ein Stream wahrgenommen wird⁶⁶. Die P2m – Komponente zum B – Ton wird beim Galopprrhythmus überlagert von der P1m – Antwort zum zweiten A – Ton im Triplet. Werden zwei getrennte Streams wahrgenommen, ist der Ton – Ton – Abstand so groß, dass diese Überlagerung geringer oder gar nicht stattfindet, die P2m – Komponente kristallisiert sich so stärker heraus. Damit ist zunächst bei den Ergebnissen dieser Arbeit die P2m – Komponente bei reinen Tönen ein guter Marker für die Wahrnehmung von Streaming unabhängig vom Grad der Aufmerksamkeit. Außerdem unterstützen die Daten die neurophysiologische Hypothese der Vorwärtsunterdrückung, die in verschiedene Studien (s. Einleitung) untersucht wurde^{10-12,85}. Bei Tönen, die sich in ihrer Frequenz weniger stark unterscheiden, wie es bei der Wahrnehmung von non – Streaming der Fall ist, ist diese Vorwärtsunterdrückung ausgeprägt⁹⁹. Wird Streaming wahrgenommen, unterscheiden sich die Töne in ihrer Frequenz stärker, es findet weniger Unterdrückung statt, die Folge ist eine höhere Amplitude

verglichen mit der Non – streaming – Bedingung. Die Studie von Fishman et al. (2001)¹⁰ war eine der ersten, die mittels Quellendichtemessungen direkt am primären auditorischen Kortex des Affen neuronale Aktivität untersuchte¹⁶. Die Autoren konnten zeigen, dass die neuronalen Antworten zum B – Ton mit zunehmender Präsentationsrate sanken und schlussfolgerten, dass ein neurophysiologischer Unterdrückungsmechanismus dem Streamsegregationsphänomen zu Grunde liegt. Die Ergebnisse dieser Arbeit unterstützen die neurophysiologisch erhobenen oben aufgeführten Daten auf neuromagnetischer Ebene in Hinblick auf die P2m – Komponente wie oben erklärt. Wichtig ist zu beachten, dass die oben aufgeführten Tierstudien nur bedingt mit Ergebnissen aus Studien mit Menschen zu vergleichen sind. Zum einen kann man in Tierexperimenten nie direkt die Wahrnehmung der Probanden mit den erhobenen Daten korrelieren. Zum anderen muss man, wenn man an Tieren erhobene Daten mit an Menschen durchgeführten Verhaltensstudien vergleicht, berücksichtigen, dass die neuronalen Verarbeitungsmechanismen andere sein können. Außerdem muss beachtet werden, dass MEG – bzw. EEG – Studien im Gegensatz zu den oben genannten Tierexperimenten, die selektiv im primären auditorischen Kortex Messungen vornahmen, globale Antworten des Gehirns abbilden und so die Ergebnisse dieser verschiedenen Vorgehensweisen nie direkt verglichen werden können.

4.1.2 Bei Messungen mit der Aufmerksamkeit der Probanden

P1m – Komponente:

Bei reinen Tönen hatte die P1m – Komponente bei Streaming im Vergleich zu Non – streaming eine signifikant längere Latenz in der linken Hemisphäre auf Position 2, wenn die Probanden ihre Aufmerksamkeit auf die Stimulationssequenzen richteten.

Dies ist äquivalent zu den Ergebnissen ohne Aufmerksamkeit der Probanden mit dem Unterschied, dass eine Signifikanz nur im zweiten Teil der Stimulationssequenz erreicht wurde. Dies spricht dafür, dass Aufmerksamkeit die Sen-

sitivität der P1m – Komponente beeinflusst, allerdings in anderer Weise als nach der theoretischen Überlegung zu erwarten wäre: Wenn man annimmt, dass die Probanden ihre Aufmerksamkeit auf die Stimulationssequenz richten, sollte die Wahrnehmung von Streaming verglichen mit der Messung ohne Aufmerksamkeit leichter möglich sein und daher sowohl im ersten als auch zweiten Teil der Stimulationssequenz signifikante Unterschiede hervorrufen, im Falle der Messung ohne Wahrnehmung hingegen eher nur im zweiten Teil. Betrachtet man die oben aufgeführte Abb. 13, sieht man auch eine Tendenz zu einer signifikant längeren P1m – Latenz auf Position 1 bei der Messung mit Aufmerksamkeit, jedoch erreicht diese keine Signifikanz. Bei dem hier beobachteten Unterschied zwischen den Messungen ohne und mit Aufmerksamkeit könnte es sich somit lediglich um ein Messartefakt handeln, was jedoch gegen eine Sensitivität der P1m – Komponente bezüglich der Aufmerksamkeit spräche. Chakalov et al. (2012) beobachteten bei ihren Messungen, dass die P1m – Komponente sensibel in jeder Testsequenz nach einer initialen Adaptationssequenz – analog zur hier verwendeten Position1 und Position2 – unabhängig vom Ausmaß der Tonunterschiede Signifikanzen aufzeigte. Daraus schlossen die Autoren, dass P1m den Kontexteffekt widerspiegelt⁸⁸. Dies kann man auch in den vorliegenden Daten finden, wenn man analog zu Chakalov die Messung mit Aufmerksamkeitszuwendung und bei reinen Tönen betrachtet. Allerdings finden sich die signifikanten Unterschiede hier in der Latenz, bei Chakalov jedoch in der Amplitude, was wie bereits oben erörtert an den verwendeten Tonlängen und SOAs liegen könnte (kürzere Tondauer bei gleicher SOA bei Chakalov).

N1m – Komponente:

Bei reinen Tönen zeigte die N1m – Komponente bei Streaming im Vergleich zu Non – streaming eine signifikant kürzere Latenz in der rechten Hemisphäre unabhängig von der Position, wenn die Probanden ihre Aufmerksamkeit auf die Stimulationssequenzen richteten.

Chakalov et al. (2012) fanden eine signifikant größere Amplitude und kürzere Latenz der N1m - Komponente in der rechten Hemisphäre bei der Wahrneh-

mung von Streaming. Die Autoren schlussfolgerten, dass die N1m – Komponente den Streaming – Effekt repräsentiert.

In Ergebnissen dieser Arbeit ist es ebenfalls die rechte Hemisphäre, in der ein signifikanter Unterschied der N1m – Komponente auftritt. Während die Amplitude keinen signifikanten Unterschied zeigt – was wie bereits oben aufgeführt an den verwendeten Stimulationsparametern liegen kann –, stimmen die Ergebnisse bezüglich der Latenz und ihrer Lateralisationsneigung mit denen von Chakalov et al. (2012) überein. Es muss jedoch berücksichtigt werden, dass bei Chakalov et al. (2012) die Probanden die Versuche ohne Aufmerksamkeit absolvierten. Hier zeigt sich in den vorliegenden Daten kein signifikanter Unterschied. Dieser ist nur zu sehen, wenn die Probanden ihre Aufmerksamkeit auf die Stimulationen richteten. Eine mögliche Erklärung hierfür liegt erneut bei den verwendeten Stimulusparametern. Die längere Tondauer und damit verbundenen kürzere Tonabstand der hier verwendeten Stimulationstöne macht möglicherweise die Aufmerksamkeit der Probanden notwendig um denselben Effekt hervorzurufen, den Chakalov et al. (2012) ohne Aufmerksamkeit zeigen konnte. Ähnliche Ergebnisse liefern Roberts und Poeppel 1996. Sie zeigten, dass die Latenz der N1m – Komponente in Abhängigkeit der Frequenzunterschiede der dargebotenen Stimuli variiert⁸⁹. Verschiedene Autoren legen nahe, dass Aufmerksamkeit sich auf die N1m – Komponente und spätere Komponenten auswirkt^{100,101}. Dies wird durch die Ergebnisse dieser Arbeit unterstützt. Die Ergebnisse der Studie von Snyder et al. (2006) zeigen ebenfalls N1m – bezogene Unterschiede und eine Dominanz der rechten Hemisphäre bei der Streamsegregation¹⁵. Sie untersuchten den Einfluss von Aufmerksamkeit auf die Streamsegregation. Dazu analysierten sie die EEG – Antworten auf reine Töne bei Probanden, die entweder den ABA – Stimulationen zuhörten oder diese ignorierten während sie einen Stummfilm sahen. Ihre Ergebnisse zeigten, dass Aufmerksamkeit nur einen kleinen Effekt auf die frequenzbasierte Segregation von Tönen hat, der build – up Prozess hingegen hochgradig abhängig von der Aufmerksamkeit ist. In ihren Ergebnissen zeigt sich außerdem ein Anstieg einer N1m – ähnlichen Komponente in der rechten Hemisphäre, äquivalent zu den vorliegenden Ergebnissen.

P2m – Komponente:

Bei reinen Tönen hatte die P2m – Komponente bei Streaming im Vergleich zu Non – streaming eine signifikant größere Amplitude in beiden Hemisphären unabhängig von ihrer Position, wenn die Probanden ihre Aufmerksamkeit auf die Stimulationssequenzen richteten.

Dies ist äquivalent zu den Ergebnissen ohne Aufmerksamkeit, nur dass die Signifikanz auch auf Position 1 auftritt. Dies spricht dafür, dass Aufmerksamkeit die Wahrnehmung von Streaming moduliert, und zwar dahingehend, dass sie erleichtert wird, wenn man gezielt die Aufmerksamkeit auf die Stimulationssequenzen richtet, sodass auch ohne vorherige Adaptationssequenz Streaming erleichtert wahrgenommen werden kann. Dies wird beispielweise durch die oben angeführte Studie von Snyder et al. (2006) unterstützt¹⁵. Aufmerksamkeit scheint den Entstehungsprozess von Streaming zu unterstützen.

Snyder et al. (2007) zeigten in ihrer EEG – Studie äquivalente Ergebnisse mit steigender neuronaler Aktivität bei der Wahrnehmung von Streaming⁸⁷. Allerdings bezogen ihre Auswertungen sich auf den Beginn des ABA – Triplets und nicht auf den B – Ton wie bei der vorliegenden Arbeit.

4.1.3 Zusammenfassung Non – streaming gegenüber Streaming bei reinen Tönen

Zusammengefasst liefern die oben aufgeführten Ergebnisse bei reinen Tönen Hinweise dafür, dass die P1m – Komponente sensitiv auf die Wahrnehmung von Non – streaming bzw. Streaming ist. Sie zeigt außerdem eine Lateralisationstendenz zur linken Hemisphäre. Die N1m – Komponente hingegen zeigt diese zur rechten Hemisphäre hin. Des Weiteren zeigt sich, dass die P2m – Komponente unabhängig der Hemisphäre und Aufmerksamkeit ein guter Marker für die Wahrnehmung von Streaming ist. Ihre erhöhte Amplitude kann mit dem Vorwärtsunterdrückungsmechanismus erklärt werden. Zuletzt scheint

Aufmerksamkeit die neuronalen Korrelate der Streamsegregation zu modulieren.

4.2 Non – streaming gegenüber Streaming bei amplitudenmodulierten Tönen

4.2.1 Bei Messungen ohne die Aufmerksamkeit der Probanden

P1m – Komponente:

Bei amplitudenmodulierten Tönen hatte die P1m – Komponente bei Streaming im Vergleich zu Non – streaming einen Doppelpeak (s. Abb. 14). Die Latenzen wurden in Bezug auf die erste Erhebung des Doppelpeaks durchgeführt, hierbei ergaben sich in der statistischen Auswertung keine signifikanten Unterschiede in der Latenz. Betrachtet man auf oben aufgeführten Abbildungen (s. Abb. 14) die P1m – Komponente bei der Streaming – Wahrnehmung, imponiert der gesamte Doppelpeak zeitlich deutlich länger als der Einzelpeak bei der Non – streaming Wahrnehmung. Analog zu den Ergebnissen bei reinen Tönen zeigt sich eine Modulation der P1m – Komponente bei der Wahrnehmung von Streaming. Dies spricht für eine Sensitivität dieser Komponente auf die Wahrnehmung von Streamsegregation unabhängig von der Art des stimulierenden Tones. Interessant ist zudem die Tatsache, dass bei reinen Tönen dieser Doppelpeak in der Streaming – Wahrnehmung nicht auftritt, was gegen die Wahrnehmung von Streaming als alleinigen Grund für den Doppelpeak spricht. Vielmehr liegt die Schlussfolgerung nahe, dass beide Faktoren – sowohl die Wahrnehmung von Streaming als auch die Tatsache, dass amplitudenmodulierte Töne präsentiert wurden – den Doppelpeak hervorrufen. Zunächst spricht dies für die Tatsache, dass der Verarbeitung reiner und amplitudenmodulierter Töne verschiedene neuronale Mechanismen zu Grunde liegen, die sich in den neuromagnetischen Korrelaten widerspiegeln. Zudem kann diese Beobachtung theoretisch folgendermaßen erklärt werden: Wenn man annimmt, dass der Entschlüsselung amplitudenmodulierter Töne ein anderer neuronaler Mechanismus

zu Grunde liegt als der Verarbeitung reiner Töne und dass dieser Mechanismus aufwändiger ist, geschuldet der Tatsache, dass amplitudenmodulierte Töne komplexer durch ihre benötigte zeitliche Strukturverarbeitung als reine sind und daher mehr Zeit zur Entschlüsselung benötigen, resultiert dadurch ein insgesamt längerer Peak. Nimmt man Streaming wahr, hört man bei amplitudenmodulierten Tönen einen isolierten Ton vor dem Hintergrund mit mehreren Tönen und damit verschiedene Streams, die entschlüsselt werden. Die erste Erhebung des Peaks könnte die Entschlüsselung des unteren A – Ton – Streams darstellen und die zweite Erhebung die des B – Ton – Streams.

Grimault et al. (2002) untersuchten erstmals Streamsegregation mittels komplexen Tönen psychoakustisch⁷⁷. Den Probanden wurden AM – Töne in ABA – Triplets präsentiert, wobei sich der B – Ton ausschließlich in seiner temporalen Eigenschaft, nämlich der Hüllkurve, vom A – Ton unterschied. Die Autoren zeigten, dass Töne anhand alleiniger Unterschiede in ihren temporalen Eigenschaften getrennt wahrgenommen werden können. In vorangegangenen MEG – Studien wurde der hier beschriebene Doppelpeak unseres Wissens nach bislang nicht nachgewiesen. Gutschalk et al. (2007) untersuchten mittels MEG und Magnetresonanztomographie Streaming – Antworten auf komplexe Töne, die dieselben spektralen Hüllkurven und ungelöste spektrale Feinstrukturen hatten und sich nur in ihrer Grundfrequenz verschieden stark voneinander unterschieden⁸⁶. Ihre MEG – Ergebnisse zeigen für die Wahrnehmung von Non – streaming mit einem Unterschied in der Grundfrequenz zwischen null und einem Halbton eine Unterdrückung der P1m – Komponente, welche bei einem größeren Unterschied in der Grundfrequenz zwischen drei und zehn Halbtönen, d.h. bei der Wahrnehmung von Streaming, nicht vorkam. Die Autoren brachten dies mit dem Vorwärtsunterdrückungsmechanismus in Verbindung, wie er oben bei der P2m – Komponente bei reinen Tönen bereits beschrieben wurde⁸⁶. Bezüglich des hier gemessenen Doppelpeaks würde dieses Erkenntnis erklären, weshalb bei der Wahrnehmung von Non – streaming kein Doppelpeak auftritt. Die P1m – Erhebung der Non – streaming – Wahrnehmung fällt stets auf die erste Erhebung des Doppelpeaks der Streaming – Wahrnehmung, wenn man Abb. 14 betrachtet. Dies spricht für die Hypothese, dass der erste Peak die Ent-

schlüsselung des A – Tons darstellt und der zweite Peak der des B – Tons, der nach oben genannter Studie von Gutschalk et al. (2007) bei der Wahrnehmung von Non – streaming unterdrückt wird. Die Mikroelektroden – Messungen von Itatani und Klump 2009 bei Singvögeln mit amplitudenmodulierten Tönen unterstützt die Hypothese der Vorwärtsunterdrückung. Ihre Ergebnisse zeigten, dass bei zunehmendem Unterschied in der Modulationsfrequenz zwischen A – und B – Ton die Neurone, die vorwiegend auf die Modulationsfrequenz von A – Tönen antworten, ihr Signal zum B – Ton reduzierten¹². Weitere Studien wären notwendig, um die Konstanz dieses hier erstmals nachgewiesenen Doppelpeaks zu bestätigen und Bedingungen zu untersuchen, die ihn verstärken oder abschwächen, um genauere Erkenntnisse hinsichtlich seiner Genese erlangen zu können.

4.2.2 Bei Messungen mit der Aufmerksamkeit der Probanden

P1m – Komponente:

Bezüglich des P1m – Peaks sieht man auch bei der Messung mit der Aufmerksamkeit der Probanden oben erörterten Doppelpeak bei amplitudenmodulierten Tönen, der also unabhängig von der Aufmerksamkeit des Probanden generiert zu werden scheint.

N1m – Komponente:

Außerdem hatte bei amplitudenmodulierten Tönen die N1m – Komponente bei Streaming im Vergleich zu Non – streaming eine signifikant größere Amplitude in beiden Hemisphären, allerdings nur auf der zweiten Position und wenn die Probanden ihre Aufmerksamkeit auf die Stimulationssequenzen richteten. Dies unterstützt zum einen die Beobachtung, dass die Wahrnehmung von Streaming bei amplitudenmodulierten Tönen schwieriger ist als bei reinen, weswegen die Signifikanz nur auftritt, wenn der Proband seine Aufmerksamkeit gezielt auf die B – Töne richtet und eine vorherige Adaptation in den ersten sechs Sekunden der Stimulationssequenz stattfand.

Einen signifikanten Unterschied der N1m – Amplitude gab es bei reinen Tönen nicht, was zunächst die Tatsache unterstützt, dass andere bzw. zusätzliche neuronale Mechanismen der Entschlüsselung amplitudenmodulierter Töne zu Grunde liegen, was sich in den neuromagnetischen Korrelaten widerspiegelt. Ähnliche Ergebnisse liefert die Studie von Draganova et al. (2009)⁷⁸. Es zeigte sich ein Anstieg der N1m – Amplitude bei der Antwort auf amplitudenmodulierte Töne nach einem Training der Probanden. Dieser zeigt sich auch bei den Ergebnissen dieser Arbeit, allerdings wesentlich schneller als bei Draganova et al. (2009), die die Probanden eine Woche trainierten.

In der Theorie kann man die signifikant größere Amplitude der N1m – Komponente bei der Wahrnehmung von Streaming gegenüber Non – streaming folgendermaßen erklären: Durch die Wahrnehmung von Streaming konzentriert sich der Proband auf den B – Ton – Stream. Dadurch werden die Ton – Ton – Abstände größer und die Antworten zu den einzelnen Tönen sind weniger stark überlagert, weswegen sich die N1m – Komponente stärker herauskristallisieren kann, wie auch Gutschalk et al. (2005) erkannten⁶⁶. Dies erklärt jedoch nicht, weswegen dieser Effekt nicht auch bei reinen Tönen auftritt.

Schließlich hatte bei amplitudenmodulierten Tönen die N1m – Komponente bei Non – streaming im Vergleich zu Streaming eine signifikant längere Latenz in der linken Hemisphäre, wenn die Probanden ihre Aufmerksamkeit auf die Stimulationssequenzen richteten und für den zweiten Teil der Stimulationssequenz.

Dies lässt sich theoretisch dadurch erklären, dass die auf die temporale Entschlüsselung spezialisierte linke Hemisphäre vermehrte Aktivität bei amplitudenmodulierten Stimuli zeigt und durch die Komplexität der amplitudenmodulierten Töne längere Zeit zur Entschlüsselung bei der Non – streaming – Wahrnehmung gegenüber der Streaming – Wahrnehmung benötigt. Dies unterstützt zum einen mit die Ergebnisse von Okamoto et al. (2009)⁹⁶ (s.o.). Zum anderen unterstützt es die Hypothese, dass der Verarbeitung reiner gegenüber amplitudenmodulierter Töne ein anderer Mechanismus zu Grunde liegt, was sich in den magnetoenzephalographischen Korrelaten niederschlägt.

Denn dieses Ergebnis ist nicht äquivalent zu den Ergebnissen bei reinen Tönen. Hier sieht man eine Tendenz zur rechten Hemisphäre. Die N1m – Komponente scheint abhängig von spektralen oder temporalen Unterschieden eine Lateralisationstendenz zur rechten bzw. linken Hemisphäre aufzuweisen in Bezug auf die bereits oben erörterten Ergebnissen von Chakalov et al. (2012)⁸⁸. Bei reinen Tönen ist die Signifikanz unabhängig der Position in der Stimulationssequenz, bei amplitudenmodulierten Tönen tritt sie nur auf Position 2 auf. Dies unterstützt erneut die Beobachtung, dass die Wahrnehmung von Streaming bei amplitudenmodulierten Tönen gegenüber reinen Tönen erschwert ist und dass die verschiedene Entschlüsselung spektraler und temporaler Komponenten die neuromagnetischen Korrelate unterschiedlich beeinflussen.

4.2.3 Zusammenfassung Non – streaming gegenüber Streaming bei AM – Tönen

Zusammengefasst liefern die oben aufgeführten Ergebnisse bei amplitudenmodulierten Tönen Hinweise dafür, dass durch die unterschiedlichen neuronalen Mechanismen ihrer Verarbeitung gegenüber reinen Tönen die neuromagnetischen Korrelate unterschiedlich beeinflusst werden. Bisher erstmals gezeigt ist der Doppelpeak der P1m – Komponente bei der Wahrnehmung von Streaming bei amplitudenmodulierten Tönen. Außerdem zeigt bei Aufmerksamkeit die N1m – Latenz eine Lateralisationstendenz zur linken Hemisphäre entgegengesetzt zu den Ergebnissen bei reinen Tönen, zusätzlich zeigte auch die Amplitude eine signifikante Änderung bei Streaming.

4.3 Reine gegenüber amplitudenmodulierte Töne bei Streaming

4.3.1 Bei Messungen ohne die Aufmerksamkeit der Probanden

P1m – Komponente:

Die P1m – Komponente hatte bei reinen Tönen im Vergleich zu amplitudenmodulierten eine signifikant längere Latenz in der linken Hemisphäre bei Streaming an Position 1 und 2, wenn die Probanden ihre Aufmerksamkeit nicht auf die Stimulationssequenzen richteten.

Dies ist – zumindest teilweise – durch den bereits oben beschriebenen Doppelpeak der P1m – Komponente bei der Wahrnehmung von Streaming bei amplitudenmodulierten Tönen im Gegensatz zum Einfachpeak bei reinen Tönen zu erklären, da die Latenzanalyse mit der ersten Erhebung des Doppelpeaks durchgeführt wurde, dieser jedoch insgesamt länger als der Einfachpeak zu dauern scheint. Gründe für den Doppelpeak wurden oben bereits beschrieben. Dass diese Signifikanz in der linken Hemisphäre auftritt stimmt mit den Ergebnissen von Okamoto et al. (2009) überein, welche besagen, dass Änderungen der temporalen Eigenschaften in der linken Hemisphäre verarbeitet werden⁹⁶. Durch die Dominanz der linken Hemisphäre bei der Entschlüsselung temporaler Eigenschaften ist die Verarbeitung der spektralen Eigenschaften erschwert, weswegen die Latenz verlängert ist. Allerdings beziehen sich die Ergebnisse von Okamoto et al. (2009) auf die N1m – Komponente.

N1m – Komponente:

Die N1m – Komponente hatte bei amplitudenmodulierten Tönen im Vergleich zu reinen eine signifikant längere Latenz in beiden Hemisphären unabhängig von der Position, wenn die Probanden ihre Aufmerksamkeit nicht auf die Stimulationssequenzen richteten.

Dies stimmt überein mit den Ergebnissen von Okamoto et al. (2009)⁹⁶. Hier wurden wie oben beschrieben die MEG – Antworten hinsichtlich ihrer N1m – Komponente von 13 Probanden auf Tonfolgen verschiedener Töne, die sich entweder in ihrer spektralen oder temporalen Eigenschaft unterschieden, unter-

sucht. Die Autoren schlussfolgerten aus ihren Ergebnissen, dass der Verarbeitung spektraler und temporaler Eigenschaften verschiedene neuronale Mechanismen zu Grunde liegen⁹⁶. Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit unterstützen diese Annahme. Es gab bei der Wahrnehmung von Streaming hervorgerufen durch temporale Stimulusunterschiede eine signifikant längere Latenz der N1m – Antwort gegenüber der Wahrnehmung von Streaming hervorgerufen durch spektrale Stimulusunterschiede. Winkler et al. (2009) beschreiben die N1m – Komponente als eine der sensitivsten neuronalen Korrelate auf viele Stimulusänderungen, was die vorliegenden Ergebnisse mit der oben aufgeführten Hypothese in Verbindung bringt⁶. Außerdem beschreiben sie eine kürzere Latenz für die N1m – Komponente, wenn die Töne sich stark in ihrer spektralen Eigenschaft unterscheiden, wie bei den reinen Tönen in den vorliegenden Messungen, wohingegen sie bei den amplitudenmodulierten Tönen die gleichen spektralen Eigenschaften aufweisen. Die vorliegenden Ergebnisse können dadurch erklärt werden.

Es ist außerdem zu erkennen, dass der Latenzunterschied in beiden Hemisphären zu finden ist und nicht nur – wie man analog zu den Ergebnissen von Okamoto et al. (2009) (s.o.) denken könnte – in der für temporale Verarbeitung unspezialisierten rechten Hemisphäre. Dies spricht für Beteiligung höherer Kortexanteile als ausschließlich den primären auditorischen Kortex bei der Verarbeitung Streaming – hervorrunder amplitudenmodulierter Töne und somit gegen die klassische Auslegung der in Kapitel 1.2.2 beschriebenen „peripheral channeling“ – Hypothese.

P2m – Komponente:

Schließlich hatte die P2m – Komponente bei reinen Tönen im Vergleich zu amplitudenmodulierten eine signifikant größere Amplitude in beiden Hemisphären bei Streaming an Position 2, wenn die Probanden ihre Aufmerksamkeit nicht auf die Stimulationssequenzen richteten.

Zunächst unterstützt dieses Ergebnis die Erkenntnis, dass der Entschlüsselung spektraler und temporaler Eigenschaften in der Streamsegregation verschiedene neuronale Mechanismen zu Grunde liegen, was sich in den neuromagneti-

schen Korrelaten widerspiegelt. Basierend auf den oben genannten Studien von Grimault et al. (2002)⁷⁷ und Draganova et al. (2009)⁷⁸ kann man davon ausgehen, dass AM – Töne mit derselben Trägerfrequenz dieselben Kanäle der Peripherie des auditorischen Systems erregen und Streaming daher unabhängig von Verarbeitungsmechanismen in der Peripherie des auditorischen Systems im Zuge der Entschlüsselung der temporalen Stimuluseigenschaft phasenstarr entlang des auditorischen Verarbeitungsprozesses entsteht. Wie oben beschrieben kann man die hohe P2m – Komponente bei reinen Tönen in der Wahrnehmung von Streaming durch den Vorwärtsunterdrückungsmechanismus erklären. Dieser scheint bei amplitudenmodulierten Tönen keine oder eine weniger starke Rolle zu spielen. Wenn man davon ausgeht, dass die Entschlüsselung einer temporalen Komponente bei gleichen spektralen Eigenschaften komplexer ist und somit längere Zeit beansprucht, kann das vorliegende Ergebnis dadurch erklärt werden, dass der A – Ton nach dem B – Ton im Triplet die P2m – Komponente zum B – Ton unterdrückt, da sie sich im Falle der amplitudenmodulierten Töne überlappen, weil die Entschlüsselung der temporalen Struktur des B – Tons bei diesen Tönen länger dauert. Diese Überlappung führt zu einer relevanten Unterdrückung der aufeinanderfolgenden Töne, wie sie unter anderem bei Fishman et al. (2001) beschrieben wurde (s. auch oben)¹⁰ und in einer geringeren Amplitude resultiert.

4.3.2 Bei Messungen mit der Aufmerksamkeit der Probanden

P1m – Komponente:

Die Ergebnisse der P1m – Komponente sind bei Aufmerksamkeit äquivalent zu den Ergebnissen ohne Aufmerksamkeit, was wie oben beschrieben mit dem beschriebenen Doppelpack bei amplitudenmodulierten Tönen bei der Streaming – Wahrnehmung und scheinbar unabhängig von der Aufmerksamkeit sowie mit der Studie von Okamoto et al. (2009)⁹⁶ in Verbindung gebracht werden kann.

N1m – Komponente:

Die Ergebnisse der N1m – Komponente sind bei Aufmerksamkeit äquivalent zu den Ergebnissen ohne Aufmerksamkeit und unterstützen die Erkenntnis, dass der Verarbeitung spektraler und temporaler Eigenschaften hinsichtlich der Wahrnehmung von Streaming verschiedene neuronale Mechanismen zu Grunde liegen, was sich in den neuromagnetischen Korrelaten widerspiegelt.

P2m – Komponente:

Die Ergebnisse der P2m – Komponente sind bei Aufmerksamkeit äquivalent zu den Ergebnissen ohne Aufmerksamkeit, mit Ausnahme, dass die Signifikanz unabhängig von der Streaming – Position ausgeprägt ist. Wie bereits oben bei der P1m – Komponente aufgeführt kann dies in Bezug auf Snyder et al. (2006) durch eine aufmerksamkeitsbedingte Erleichterung der Streaming – Wahrnehmung erklärt werden¹⁵.

4.3.3 Zusammenfassung reine gegenüber AM – Töne bei Streaming

Zusammengefasst liefern die oben aufgeführten Ergebnisse Hinweise dafür, dass der Entschlüsselung der Wahrnehmung von Streamsegregation hervorgehoben durch reine Töne gegenüber amplitudenmodulierten andere neuronale Mechanismen zu Grunde liegen, was sich in den neuromagnetischen Korrelaten widerspiegelt und dass Aufmerksamkeit die Wahrnehmung von Streaming neuromagnetisch sichtbar beeinflusst.

4.4 Allgemeine Schlussfolgerungen und Ausblick

Allgemeine Aussagen zum Kontext:

Durch den Versuchsaufbau können allgemeine Aussagen zum Einfluss des Kontextes auf die neuromagnetischen Korrelate der Streamsegregation getroffen werden. Stand die Streaming – Sequenz an zweiter Stelle des Trials, ging

ihr ein Teil mit Non – streaming voraus. In der theoretischen Überlegung fungiert dieser als Kontext. Die Wahrnehmung von Streaming dauert oft einige Sekunden^{72,73}. Durch ihre Position an Stelle 2 der Sequenz folgt eine Bahnung, was dazu führt, dass Signifikanzen vor allem in Bedingungen an Position 2 stattfinden. Betrachtet man alle Ergebnisse, sieht man tatsächlich, dass es keine signifikanten Unterschiede gibt, die lediglich an Position 1 zu finden sind. Ausschließlich gibt es Signifikanzen an Position 2 sowie an Position 1 und Position 2. Dies unterstützt die Hypothese, dass der Kontext die Wahrnehmung von Streaming moduliert und dies sich in den neuromagnetischen Korrelaten widerspiegelt. Dies ist analog zu den Ergebnissen von Snyder et al. (2008)⁹⁵. Diese untersuchten den Kontexteffekt mittels sich wiederholenden ABA – Stimulationen psychoakustisch und konnten zeigen, dass die Probanden eher Streaming wahrnahmen, wenn der vorangehende Trial einen kleineren Frequenzunterschied hatte. Dieser Effekt trat auch auf, wenn die Probanden dazu angehalten wurden einen oder zwei Streams wahrzunehmen. Für Bedingungen, bei denen Signifikanzen sowohl an Position 1 als auch an Position 2 zu finden ist, scheint ein jeweilig anderer Grund bereits ausreichend groß genug dafür zu sein, dass es zu einer Signifikanz kommt. Der Einfluss des Kontextes auf die Wahrnehmung von Streamsegregation spricht für die Beteiligung zentraler Mechanismen und gegen eine strikte Auslegung der „peripheral channeling“ – Hypothese, da Adaptation, Intention und Aufmerksamkeit als höhere neuronale Mechanismen die Streaming – Wahrnehmung modulieren. Gegebenenfalls können genauere Aussagen zum Kontext erzielt werden, wenn man die vorliegenden Daten erneut auswertet, indem man Ergebnisse von Bedingungen zwischen Position 1 und Position 2 gegenüberstellt, wobei zu berücksichtigen ist, dass der Versuchsaufbau nicht primär auf diese Fragestellung abzielt. Exakter wäre eine Studie analog der von Snyder et al. (2008) verbunden mit MEG – Aufzeichnungen.

Aussagen zum Streaming – Modell:

Es existieren verschiedene Modelle zur Erklärung der Streamsegregation (s. Kapitel 1.2.2). Die vorliegenden Daten sprechen gegen eine strikte Auslegung

der „peripheral channeling“ – Hypothese als Grundlage der Streamsegregation. Vielmehr scheinen periphere Mechanismen ebenso wie zentrale Verarbeitungsmechanismen zur Entstehung der Streamsegregation beizutragen. Ankommende akustische Signale mögen hinsichtlich ihrer enthaltenen Frequenzen in der auditorischen Peripherie gruppiert und durch Mechanismen wie die Vorwärtsunterdrückung (s. Kapitel 1.2.4) „vorsortiert“ werden, zentrale Mechanismen entschlüsseln peripher nicht zu detektierende Tonkomponenten wie bei den in dieser Arbeit verwendeten amplitudenmodulierten Tönen und höhere Prozesse wie die Aufmerksamkeit oder der Kontext formen schlussendlich die Wahrnehmung der Streamsegregation. Die hier nachgewiesene und bereits in früheren Studien gezeigte Lateralisationsneigung der Gehirnhälften gibt einen Hinweis auf die verschiedenen Lokalisationen der Entschlüsselung. Die Kombination von MEG – Messungen mit räumlich hochauflösenden Methoden kann helfen, diese Areale zu identifizieren.

Ausblick:

Die vorliegende Arbeit liefert wichtige Erkenntnisse zu einem besseren Verständnis der Streamsegregation und damit dem „cocktail party Phänomen“ zu Grunde liegenden Mechanismus. Wie soeben beschrieben kann eine zusätzliche Verwendung räumlich hochauflösender Methoden mit der zeitlich exakten MEG – Messung zu einer Weiterentwicklung der Erkenntnisse führen, welche Areale in den Streamsegregationsmechanismus involviert sind. Die Mechanismen auf zellulärer Ebene können durch direkte Einzelelektroden – Messungen untersucht werden. Detaillierteres Wissen über die Streamsegregation können in der Praxis auf Pathologien des auditorischen Systems angewandt werden, um diese adäquater therapieren zu können. Zum Beispiel kann dies zur Verbesserung bzw. Weiterentwicklung von Cochleaimplantaten beitragen. Oxenham (2008) beschrieb beispielsweise die unzureichende Entschlüsselung komplexer Töne bei Cochleaimplantatträgern¹⁰². Die genaue Kenntnis der Entschlüsselung selbiger bereitet die Grundlage zur technischen Verbesserung der Implantate.

5 Zusammenfassung

Streamsegregation oder Streaming nennt man die Fähigkeit des Nervensystems, von verschiedenen Tonquellen ausgehende akustische Signale (Streams), die sich in mindestens einer ihrer Eigenschaften wie z.B. der Frequenz unterscheiden, voneinander trennen zu können³. Streaming wird als grundlegender Aspekt der auditorischen Wahrnehmung angesehen und kann mittels MEG auf Grund derer genauen zeitlichen Auflösung hervorragend untersucht werden.

In der vorliegenden Arbeit wurde der Einfluss der Streaming – gegenüber der Non – streaming – Wahrnehmung sowie der Einfluss der Verarbeitung einfacher gegenüber komplexer Töne auf ihre magnetoenzephalographischen Korrelate untersucht. Außerdem sollten Erkenntnisse über den Einfluss von Aufmerksamkeit, Kontext und mögliche Lateralisationsneigungen der Hemisphären erzielt werden. Es wurden fünfzehn gesunden Probanden in je einem Experiment reine („PT“) sowie amplitudenmodulierte („AM“) Töne präsentiert, jeweils in einer Sitzung ohne und mit der Aufmerksamkeit der Probanden. Grundlage der Stimulationssequenzen waren Triplets alternierender tiefer (A) und hoher (B) Töne im klassischen ABA – Triplet, die eindeutig die Wahrnehmung von Streaming oder Non – streaming hervorriefen und in ihrer Reihenfolge randomisiert waren. Ausgewertet wurden die Amplituden und Latenzen der P1m –, N1m – und P2m – Komponente zum B – Ton des Triplets. Die Ergebnisse zeigen unter anderem eine signifikant erhöhte P2m – Komponente bei der Wahrnehmung von Streaming gegenüber Non – streaming bei PT. Dies unterstützt die Hypothese, dass sich die Wahrnehmung von Streaming im Vergleich zu Non – streaming in Veränderungen der verschiedenen Komponenten der neuronalen Korrelate zum B – Ton des ABA – Triplets widerspiegelt. Die P1m – Komponente zeigt sich sowohl bei PT als auch AM – Tönen sensitiv auf die Wahrnehmung von Non – streaming bzw. Streaming. Die P2m – Komponente ist bei PT sensibel auf die Streaming – Wahrnehmung und signifikant größer in ihrer Amplitude verglichen mit der Non – streaming – Wahrnehmung, was die in anderen Studien erforschte Hypothese des Vorwärtsunterdrückungsmechanis-

mus‘ unterstützt. Zudem findet sich eine verlängerte Latenz der N1m – Komponente bei AM – Tönen gegenüber PT, sowie eine signifikant erhöhte P2m – Komponente bei PT gegenüber AM – Tönen. Dies zeigt, dass die Unterschiede der spektralen und temporalen Kodierung der Stimuli, welche die Wahrnehmung von Non – streaming bzw. Streaming hervorrufen, die neuronalen Korrelate beeinflussen. Dies unterstützt die Theorie, dass abgesehen von Verarbeitungsmechanismen in der Peripherie des auditorischen Systems zentrale Mechanismen für die Wahrnehmung von Streaming eine Rolle spielen. Erstmals beschrieben wurde der Doppelpeak der P1m – Komponente bei AM – Tönen bei der Wahrnehmung von Streaming. Außerdem konnte bestätigt werden, dass die Aufmerksamkeit der Probanden die neuromagnetischen Korrelate im Sinne einer verstärkten neuronalen Antwort moduliert, wie es in Studien zuvor beschrieben wurde. Ebenfalls beeinflusst der Kontext die neuromagnetischen Korrelate der Streamsegregation, nämlich dahingehend, dass bei vorangehender Non – streaming – Sequenz als Kontext vermehrt signifikante Unterschiede in den neuronalen Korrelaten der Streamingwahrnehmung hervorgerufen werden, wie in vorangegangenen Studien gezeigt werden konnte. Abschließend konnten Unterschiede zwischen den Hemisphären mit einer Dominanz der rechten Hemisphäre in der Verarbeitung spektraler Komponenten und einer Dominanz der linken Hemisphäre in der Verarbeitung temporaler festgestellt werden, wenn auch nicht in eindeutigem Maße wie in anderen Studien. Es wurden zusammenfassend neue Erkenntnisse zur Streamsegregation auf magnetoenzephalographischer Ebene erzielt, zuvor erworbene Ergebnisse konnten teilweise bestätigt werden. Damit trägt die Arbeit zu einem besseren Verständnis der Streamsegregation und somit der Erklärung des „cocktail party Phänomens“ bei. Künftige Studien sollten unter anderem durchgeführt werden bezüglich des Doppelpeaks der P1m – Komponente bei der Wahrnehmung von Streaming bei AM – Tönen hinsichtlich seiner Reproduzierbarkeit, Konstanz und möglicher Einflussfaktoren. Studien, die MEG – Daten mit räumlich hochauflösenden Methoden verbinden, können helfen, die Involvierung der genauen anatomischen Areale zu identifizieren. Direkte Einzelelektroden – Messungen können das Wissen über die Mechanismen auf zellulärer Ebene vertiefen.

6 Literaturverzeichnis

1. Snyder JS, Alain C. Toward a neurophysiological theory of auditory stream segregation. *Psychological bulletin*. Sep 2007;133(5):780-799.
2. Pressnitzer D, Sayles M, Micheyl C, Winter IM. Perceptual organization of sound begins in the auditory periphery. *Current biology : CB*. Aug 5 2008;18(15):1124-1128.
3. Bregman AS, Campbell J. Primary auditory stream segregation and perception of order in rapid sequences of tones. *Journal of experimental psychology*. Aug 1971;89(2):244-249.
4. Cherry. Some experiments on the Recognition of Speech, with One and with Two Ears. *The Journal of the Acoustical Society of America*. 1953 25:975-979.
5. Bregman AS. *Auditory scene analysis*1990.
6. Winkler I, Denham SL, Nelken I. Modeling the auditory scene: predictive regularity representations and perceptual objects. *Trends in cognitive sciences*. 2009;13(12):532-540.
7. Miller GA, Heise GA. The trill threshold. *The Journal of the Acoustical Society of America*. 1950;22:637.
8. Bee MA, Micheyl C. The cocktail party problem: what is it? How can it be solved? And why should animal behaviorists study it? *Journal of comparative psychology*. Aug 2008;122(3):235-251.
9. Fay RR. Auditory stream segregation in goldfish (*Carassius auratus*). *Hearing research*. Jun 1998;120(1-2):69-76.
10. Fishman YI, Reser DH, Arezzo JC, Steinschneider M. Neural correlates of auditory stream segregation in primary auditory cortex of the awake monkey. *Hearing research*. 2001;151(1):167-187.
11. Fishman YI, Arezzo JC, Steinschneider M. Auditory stream segregation in monkey auditory cortex: effects of frequency separation, presentation rate, and tone duration. *The Journal of the Acoustical Society of America*. 2004;116:1656.
12. Itatani N, Klump GM. Auditory streaming of amplitude-modulated sounds in the songbird forebrain. *Journal of neurophysiology*. 2009;101(6):3212-3225.
13. Bee MA, Klump GM. Primitive auditory stream segregation: a neurophysiological study in the songbird forebrain. *Journal of neurophysiology*. 2004;92(2):1088-1104.
14. Elhilali M, Ma L, Micheyl C, Oxenham AJ, Shamma SA. Temporal coherence in the perceptual organization and cortical representation of auditory scenes. *Neuron*. Jan 29 2009;61(2):317-329.
15. Snyder JS, Alain C, Picton TW. Effects of Attention on Neuroelectric Correlates of Auditory Stream Segregation. *Journal of Cognitive Neuroscience*. 2006/01/01 2006;18(1):1-13.
16. Micheyl C, Carlyon RP, Gutschalk A, et al. The role of auditory cortex in the formation of auditory streams. *Hearing research*. Jul 2007;229(1-2):116-131.

17. Birbaumer N, Schmidt RF. *Biologische Psychologie*. Heidelberg: Springer-Verlag; 2010.
18. Schmidt RF, Lang F. *Physiologie des Menschen*: Springer; 2007.
19. Trepel M. *Neuroanatomie*. München: Urban & Fischer Verlag; 2008.
20. Draganova R, Pantev C. *Magnetoencephalographic investigations of human primary auditory cortex responses to multiple amplitude modulated tones* 2003.
21. Pantev C, Hoke M, Lehnertz K, Lutkenhoner B, Anogianakis G, Wittkowski W. Tonotopic organization of the human auditory cortex revealed by transient auditory evoked magnetic fields. *Electroencephalography and clinical neurophysiology*. Feb 1988;69(2):160-170.
22. Pantev C, Bertrand O, Eulitz C, et al. Specific tonotopic organizations of different areas of the human auditory cortex revealed by simultaneous magnetic and electric recordings. *Electroencephalography and clinical neurophysiology*. Jan 1995;94(1):26-40.
23. Romani GL, Williamson SJ, Kaufman L. Tonotopic organization of the human auditory cortex. *Science (New York, N. Y.)*. Jun 18 1982;216(4552):1339-1340.
24. Romani GL, Williamson SJ, Kaufman L, Brenner D. Characterization of the human auditory cortex by the neuromagnetic method. *Experimental brain research. Experimentelle Hirnforschung. Experimentation cerebrale*. 1982;47(3):381-393.
25. Celesia GG. Organization of auditory cortical areas in man. *Brain : a journal of neurology*. Sep 1976;99(3):403-414.
26. Yoshiura T, Ueno S, Iramina K, Masuda K. Effects of stimulation side on human middle latency auditory evoked magnetic fields. *Neuroscience letters*. May 19 1994;172(1-2):159-162.
27. Picton TW, Alain C, Woods DL, et al. Intracerebral sources of human auditory-evoked potentials. *Audiology & neuro-otology*. Mar-Apr 1999;4(2):64-79.
28. Picton TW, Hillyard SA, Krausz HI, Galambos R. Human auditory evoked potentials. 1974.
29. Dawson G. A summation technique for detecting small signals in a large irregular background. *The Journal of physiology*. 1951;115(1):2p.
30. Eggermont JJ. Electric and Magnetic Fields of Synchronous Neural Activity: Peripheral and Central Origins of Auditory Evoked Potentials. *Auditory Evoked Potentials: Basic Principles and Clinical Application*: Lippincott Williams & Wilkins; 2007:1-19.
31. Jewett DL, WILLISTON JS. Auditory-evoked far fields averaged from the scalp of humans. *Brain : a journal of neurology*. 1971;94(4):681-696.
32. Lütkenhöner B, Krumbholz K, Lammertmann C, Seither-Preisler A, Steinsträter O, Patterson RD. Localization of Primary Auditory Cortex in Humans by Magnetoencephalography. *NeuroImage*. 2003;18(1):58-66.
33. Yoshiura T, Ueno S, Iramina K, Masuda K. Source localization of middle latency auditory evoked magnetic fields. *Brain research*. 1995;703(1):139-144.

34. Mäkelä J, Hämäläinen M, Hari R, McEvoy L. Whole-head mapping of middle-latency auditory evoked magnetic fields. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Evoked Potentials Section*. 1994;92(5):414-421.
35. Näätänen R, Picton T. The N1 wave of the human electric and magnetic response to sound: a review and an analysis of the component structure. *Psychophysiology*. 1987;24(4):375-425.
36. Mäkelä. Magnetencephalography: Auditory Evoked Fields. *Auditory Evoked Potentials: Basic Principles and Clinical Application*: Lippincott Williams & Wilkins; 2007:525-542.
37. Aittoniemi K, Järvinen M-L, Katila T, Varpula T. Auditory evoked transient and sustained magnetic fields of the human brain localization of neural generators. *Experimental Brain Research*. 1980;40(2):237-240.
38. Woods DL. The component structure of the N 1 wave of the human auditory evoked potential. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology-Supplements only*. 1995(44):102-109.
39. Stufflebeam SM, Poeppel D, Rowley HA, Roberts TP. Peri-threshold encoding of stimulus frequency and intensity in the M100 latency. *Neuroreport*. 1998;9(1):91-94.
40. Lütkenhoner B. Magnetoencephalography and its Achilles' heel. *Journal of physiology, Paris*. Jul-Nov 2003;97(4-6):641-658.
41. Pantev C, Hoke M, Lütkenhöner B, Lehnertz K, Spittka J. Causes of Differences in the Input-Output Characteristics of Simultaneously Recorded Auditory Evoked Magnetic Fields and Potentials: Causes de différences dans les caractéristiques d'entrée-sortie des champs magnétiques évoqués et des potentiels évoqués auditifs enregistrés simultanément. *International Journal of Audiology*. 1986;25(4-5):263-276.
42. Gage NM, L Roberts TP. Temporal integration: reflections in the M100 of the auditory evoked field. *Neuroreport*. 2000;11(12):2723.
43. Vasama J-P, Mäkelä JP, Tissari SO, Hämäläinen MS. Effects of intensity variation on human auditory evoked magnetic fields. *Acta otolaryngologica*. 1995;115(2):616-621.
44. Mäkelä J, Hari R. Evidence for cortical origin of the 40 Hz auditory evoked response in man. *Electroencephalography and clinical neurophysiology*. 1987;66(6):539-546.
45. Hari R, Pelizzone M, Mäkelä J, Hällström J, Leinonen L, Lounasmaa O. Neuromagnetic Responses of the Human Auditory Cortex to On-and Offsets of Noise Bursts: Réponses neuromagnétiques du cortex auditif humain à l'établissement et l'extinction de salves de bruit. *International Journal of Audiology*. 1987;26(1):31-43.
46. Hämäläinen M, Hari R, Ilmoniemi RJ, Knuutila J, Lounasmaa OV. Magnetoencephalography—theory, instrumentation, and applications to noninvasive studies of the working human brain. *Reviews of Modern Physics*. 1993;65(2):413-497.
47. Williamson SJ, Kaufman L. Biomagnetism. *Journal of Magnetism and Magnetic Materials*. 1// 1981;22(2):129-201.
48. Sturm W, Herrmann M, Münte TF. *Lehrbuch der klinischen Neuropsychologie*: Spektrum; 2009.

49. Lounasmaa OV, Hämäläinen M, Hari R, Salmelin R. Information processing in the human brain: magnetoencephalographic approach. *Proceedings of the National Academy of Sciences*. August 20, 1996 1996;93(17):8809-8815.
50. Naatanen R, Ilmoniemi RJ, Alho K. Magnetoencephalography in studies of human cognitive brain function. *Trends in neurosciences*. Sep 1994;17(9):389-395.
51. da Silva FHL. Electrophysiological Basis of MEG Signals. *MEG - An Introduction to Methods*: Oxford University Press; 2010:1-20.
52. Huotilainen M, Winkler I, Alho K, et al. Combined mapping of human auditory EEG and MEG responses. *Electroencephalography and clinical neurophysiology*. Jul 1998;108(4):370-379.
53. Sarvas J. Basic mathematical and electromagnetic concepts of the biomagnetic inverse problem. *Physics in medicine and biology*. Jan 1987;32(1):11-22.
54. Romani GL. The inverse problem in MEG studies: an instrumental and analytical perspective. *Physics in medicine and biology*. 1987;32(1):23.
55. Helmholtz Hv. Ueber einige Gesetze der Vertheilung elektrischer Ströme in körperlichen Leitern mit Anwendung auf die thierisch-elektrischen Versuche. *Annalen der Physik*. 1853;165(6):211-233.
56. Baillet S, Mosher JC, Leahy RM. Electromagnetic brain mapping. *Signal Processing Magazine, IEEE*. 2001;18(6):14-30.
57. Lutkenhoner B. Current dipole localization with an ideal magnetometer system. *IEEE transactions on bio-medical engineering*. Nov 1996;43(11):1049-1061.
58. Miltner W, Braun C, Johnson R, Simpson G, Ruchkin D. A test of brain electrical source analysis (BESA): a simulation study. *Electroencephalography and clinical neurophysiology*. 1994;91(4):295-310.
59. Scherg M, Von Cramon D. Evoked dipole source potentials of the human auditory cortex. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Evoked Potentials Section*. 1986;65(5):344-360.
60. Cohen D, Cuffin BN. Demonstration of useful differences between magnetoencephalogram and electroencephalogram. *Electroencephalography and clinical neurophysiology*. Jul 1983;56(1):38-51.
61. Hari R. The neuromagnetic method in the study of the human auditory cortex. *Advances in audiology*. 1990;6:222-282.
62. Shiv B, Bechara A, Levin I, et al. Decision neuroscience. *Marketing Letters*. 2005;16(3-4):375-386.
63. Josephson BD. Possible new effects in superconductive tunnelling. *Physics Letters*. 1962;1:251-253.
64. Grandori F, Hoke M, Romani G. *Auditory evoked magnetic fields and electric potentials*: Karger; 1990.
65. Van Noorden L. *Temporal coherence in the perception of tone sequences*1975.
66. Gutschalk A, Micheyl C, Melcher JR, Rupp A, Scherg M, Oxenham AJ. Neuromagnetic correlates of streaming in human auditory cortex. *The*

- Journal of neuroscience : the official journal of the Society for Neuroscience*. Jun 1 2005;25(22):5382-5388.
67. Carlyon RP. How the brain separates sounds. *Trends in cognitive sciences*. Oct 2004;8(10):465-471.
 68. Hartmann WM, Johnson D. Stream segregation and peripheral channeling. *Music perception*. 1991:155-183.
 69. Almonte F, Jirsa VK, Large EW, Tuller B. Integration and segregation in auditory streaming. *Physica D: Nonlinear Phenomena*. 2005;212(1):137-159.
 70. Vliegen J, Moore BC, Oxenham AJ. The role of spectral and periodicity cues in auditory stream segregation, measured using a temporal discrimination task. *The Journal of the Acoustical Society of America*. 1999;106:938.
 71. Moore BC, Gockel H. Factors influencing sequential stream segregation. *Acta Acustica United with Acustica*. 2002;88(3):320-333.
 72. Bregman AS. Auditory streaming is cumulative. *Journal of experimental psychology. Human perception and performance*. Aug 1978;4(3):380-387.
 73. Anstis SM, Saida S. Adaptation to auditory streaming of frequency-modulated tones. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*. 1985;11(3):257.
 74. Beauvois MW, Meddis R. A computer model of auditory stream segregation. *The Quarterly journal of experimental psychology. A, Human experimental psychology*. Aug 1991;43(3):517-541.
 75. McCabe SL, Denham MJ. A model of auditory streaming. *The Journal of the Acoustical Society of America*. 1997;101(3):1611-1621.
 76. Vliegen J, Oxenham AJ. Sequential stream segregation in the absence of spectral cues. *The Journal of the Acoustical Society of America*. 1999;105(1):339-346.
 77. Grimault N, Bacon SP, Micheyl C. Auditory stream segregation on the basis of amplitude-modulation rate. *The Journal of the Acoustical Society of America*. 2002;111:1340.
 78. Draganova R, Wollbrink A, Schulz M, Okamoto H, Pantev C. Modulation of auditory evoked responses to spectral and temporal changes by behavioral discrimination training. *BMC neuroscience*. 2009;10(1):143.
 79. Roß B, Borgmann C, Draganova R, Roberts LE, Pantev C. A high-precision magnetoencephalographic study of human auditory steady-state responses to amplitude-modulated tones. *The Journal of the Acoustical Society of America*. 2000;108:679.
 80. Pantev C, Roberts LE, Elbert T, Roß B, Wienbruch C. Tonotopic organization of the sources of human auditory steady-state responses. *Hearing research*. 1996;101(1):62-74.
 81. Draganova R, Ross B, Borgmann C, Pantev C. Auditory cortical response patterns to multiple rhythms of AM sound. *Ear and hearing*. 2002;23(3):254-265.
 82. Wehr M, Zador AM. Synaptic mechanisms of forward suppression in rat auditory cortex. *Neuron*. 2005;47(3):437-445.

83. Brosch M, Schreiner CE. Time course of forward masking tuning curves in cat primary auditory cortex. *Journal of neurophysiology*. 1997;77(2):923-943.
84. Micheyl C, Tian B, Carlyon RP, Rauschecker JP. Perceptual organization of tone sequences in the auditory cortex of awake macaques. *Neuron*. 2005;48(1):139-148.
85. Bee MA, Klump GM. Auditory Stream Segregation in the Songbird Forebrain: Effects of Time Intervals on Responses to Interleaved Tone Sequences. *Brain, Behavior and Evolution*. 2005;66(3):197-214.
86. Gutschalk A, Oxenham AJ, Micheyl C, Wilson EC, Melcher JR. Human cortical activity during streaming without spectral cues suggests a general neural substrate for auditory stream segregation. *The Journal of Neuroscience*. 2007;27(48):13074-13081.
87. Snyder JS, Alain C. Sequential auditory scene analysis is preserved in normal aging adults. *Cerebral Cortex*. 2007;17(3):501-512.
88. Chakalov IK, Draganova R, Wollbrink A, Preissl H, Pantev C. Modulations of neural activity in auditory streaming caused by spectral and temporal alternation in subsequent stimuli: A magnetoencephalographic study. *BMC neuroscience*. Jun 20 2012;13(1):72.
89. Roberts TP, Poeppel D. Latency of auditory evoked M100 as a function of tone frequency. *Neuroreport*. 1996;7(6):1138-1140.
90. Sussman E, Ritter W, Vaughan HG. An investigation of the auditory streaming effect using event-related brain potentials. *Psychophysiology*. 1999;36(01):22-34.
91. Winkler I, Sussman E, Tervaniemi M, Horváth J, Ritter W, Näätänen R. Preattentive auditory context effects. *Cognitive, Affective, & Behavioral Neuroscience*. 2003;3(1):57-77.
92. Carlyon RP, Cusack R, Foxtton JM, Robertson IH. Effects of attention and unilateral neglect on auditory stream segregation. *Journal of Experimental Psychology Human Perception and Performance*. 2001;27(1):115-127.
93. Winkler I, Takegata R, Sussman E. Event-related brain potentials reveal multiple stages in the perceptual organization of sound. *Cognitive Brain Research*. 2005;25(1):291-299.
94. Cusack R, Deeks J, Aikman G, Carlyon RP. Effects of location, frequency region, and time course of selective attention on auditory scene analysis. *Journal of Experimental Psychology-Human Perception and Performance*. 2004;30(4):643-655.
95. Snyder JS, Carter OL, Lee S-K, Hannon EE, Alain C. Effects of context on auditory stream segregation. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*. 2008;34(4):1007.
96. Okamoto H, Stracke H, Draganova R, Pantev C. Hemispheric asymmetry of auditory evoked fields elicited by spectral versus temporal stimulus change. *Cereb Cortex*. Oct 2009;19(10):2290-2297.
97. Kanno A, Nakasato N, Fujiwara S, Yoshimoto T. [Right hemispheric dominancy in the auditory evoked magnetic fields for pure-tone stimuli]. *No to shinkei= Brain and nerve*. 1996;48(3):240-244.

98. Zatorre RJ, Belin P. Spectral and temporal processing in human auditory cortex. *Cereb Cortex*. Oct 2001;11(10):946-953.
99. Gutschalk A, Dykstra AR. Functional imaging of auditory scene analysis. *Hearing research*. 2014;307:98-110.
100. Hillyard SA, Hink RF, Schwent VL, Picton TW. Electrical signs of selective attention in the human brain. *Science (New York, N.Y.)*. 1973;182(108):177-180.
101. Pantev C, Okamoto H, Ross B, et al. Lateral inhibition and habituation of the human auditory cortex. *European Journal of Neuroscience*. 2004;19(8):2337-2344.
102. Oxenham, AJ. Pitch perception and auditory stream segregation: implications for hearing loss and cochlear implants. *Trends in amplification*. 2008; 12(4): 316-331.

7 Anhang

7.1 Probandeneinverständniserklärung

Anmerkung: Der endgültige Titel der vorliegenden Arbeit wurde später angepasst, daher liegt ein anderer Titel bei der Einverständniserklärung der Probanden vor.



Universitätsklinikum Tübingen

MEG-Zentrum

Otfried-Müller-Straße 47
72076 Tübingen, Germany

Vorsitzender des Vorstandes: Prof. Dr. N.
Birbaumer

Dr. Rossitza Draganova
Telefon: +49(0)7071-2987655
Fax: +49(0)7071-29 5706
email: rossitza.draganova@med.uni-
tuebingen.de

Probandeninformation zur Studie

„Neuronale Bildgebung primärer und schematisierter auditorischer Schallsegregation einschließlich peripherer und zentraler neuronaler Mechanismen unter Benutzung der Magnetenzephalographie und Elektroenzephalographie“

Liebe Probandin, Lieber Proband

wir bedanken uns für Ihr Interesse an der oben genannten Studie der Universitätsklinik Tübingen. Bevor Sie über Ihre Teilnahme an dieser Studie entscheiden, möchten wir Sie umfassend über die Untersuchung aufklären und ausdrücklich darauf hinweisen, dass Ihre Teilnahme an der Studie freiwillig erfolgt und Sie die Teilnahme jederzeit ablehnen können, ohne dass für Sie dadurch ein Nachteil entsteht.

Im Folgenden werden die Prozedur und der erwartete Nutzen des Experiments dargestellt. Bitte nehmen Sie sich ausreichend Zeit, sich mit diesen Informationen auseinanderzusetzen. Falls Sie irgendwelche Fragen haben, wenden Sie sich bitte direkt an uns – wir beantworten sie gerne. Erst wenn Ihnen die Ziele und der geplante Ablauf der Studie klar sind, sollten Sie entscheiden, ob Sie Ihr Einverständnis zur Teilnahme geben möchten.

1. Wissenschaftlicher Hintergrund

Die Fähigkeit des Menschen, selektive Aufmerksamkeit auf eine bestimmte Schallquelle (z.B. Stimme eines Freundes) unter vielen anderen in einer störrauschbehafteten Umgebung (z.B. einer Party) zu richten, wurde in der Wissenschaft im Rahmen des bekannten „Cocktail Party Effekts“ beschrieben. Während beiden Ohren gemischte Tonsequenzen dargeboten werden, versuchen wir die Aktivierung des Gehirns durch funktionelle Magnetresonanztomographie zu messen und dieses Phänomen zu erklären. Ziel unseres Projektes ist es, durch Verwendung unterschiedlicher auditorischer Reize und Ton-Parameter nähere Einblicke in die neuronalen Grundlagen dieser Prozesse zu erlangen. Durch Bildgebungsverfahren sollen die verschiedenen Phasen der auditorischen Verarbeitung untersucht und die grundlegenden neuronalen Mechanismen identifiziert werden.

Dazu wollen wir mehrere Stimulations-Paradigmen verwenden, die einzeln zwischen zwei wahrnehmbaren Sequenzen aus abwechselnden Tönen eingeschlossen werden. Indem wir die Parameter den Stimulationsmustern anpassen, wollen wir die kortikalen Aktivierungen untersuchen, die der zeitlichen Verarbeitung der Mustererkennung zu Grunde liegen.

Unsere Arbeitsgruppe besteht aus Mitarbeitern des Institutes für Medizinische Psychologie und Verhaltensneurobiologie der Universität Tübingen unter der Leitung von Herrn Prof. Dr. Birbaumer.

2. Aufbau der Studie

Die Studie wird am Universitätsklinikum Tübingen durchgeführt. Hierbei wird Ihnen weder Blut abgenommen noch werden Ihnen Spritzen oder Medikamente verabreicht.

Die Studie untersucht die Gehirnaktivität durch Ableitung der elektrischen Potentiale und magnetischen Felder, die durch eine auditorische Stimulation entstehen. Die auditorische Stimulation entspricht dem Frequenzbereich der Sprache, wobei nacheinander kurze Töne in einer Sequenz dargeboten werden. Die Tonsequenzen führen zu verschiedenen Wahrnehmungsmustern, die auch als „auditorisches Streaming“ in der wissenschaftlichen Literatur bezeichnet werden. Diese zwei Wahrnehmungsmuster ähneln Segmenten der Sprache oder Musik. Das Ziel der Studie ist es, festzustellen, wie diese Wahrnehmungen vom auditorischen System bearbeitet werden, wie das Gehirn auf diese verschiedenen auditorischen Muster reagiert und welche Gehirnstrukturen dabei beteiligt sind. Die Töne werden abwechselnd mit unterschiedlichen zeitlichen Sequenzen dargeboten, sodass wir verschiedene Parameter der Wahrnehmungen untersuchen können. In einigen Sequenzen werden die kurzen Töne durch kontinuierliche Töne ersetzt, die eine Dauer von 3s haben. Im ersten Teil dieser Studie wollen wir passives Zuhören untersuchen. Hierbei wird Ihre Aufmerksamkeit nicht speziell auf die Töne gelenkt. Aus diesem Grund können wir an dieser Stelle keine genauen Angaben zu den Ton-Sequenzen in diesem Teil

der Studie geben. Jeder Proband soll seine eigene Erfahrung machen. Im zweiten Teil der Studie werden die Probanden vor der Messung mit den Stimuli konfrontiert, wodurch seine Aufmerksamkeit auf diese gerichtet werden soll. Das Ziel der Untersuchung ist es, den Einfluss beider Prozesse zu testen.

3. Studiendurchführung

Vor Beginn der Untersuchung werden wir Sie nochmals umfassend über den Inhalt und Zweck der Studie aufklären und bei Unklarheiten Ihre Fragen gerne beantworten.

Vor der Studie wird einmalig ein standardisierter auditorischer Test durchgeführt, wodurch die Hörfähigkeit des Probanden untersucht wird. Der Test dauert 10 min.

Zur Aufzeichnung der Gehirnaktivität wird ein Magnetenzephalograph (MEG) verwendet. Hierbei handelt es sich um ein Ganzkopfsystem, welches mit über 275 Messeinheiten in der Lage ist, die Magnetströme des Gehirns zu registrieren. Diese entstehen aufgrund der elektrischen Ströme, welche bei Verarbeitungsprozessen jeglicher Art im Gehirn auftreten. Die Messeinheiten befinden sich in einer Haube, die bei der Messung den ganzen Kopf und die Ohren bedeckt und eine Aussparung für das Gesicht hat. Eine weitere für die Studie wichtige Messmethode ist die gleichzeitige Ableitung elektrischer Hirnpotentiale und magnetischer Felder während der Präsentation der akustischen Stimulation. Deswegen wird zusätzlich vor der Messung eine Kappe mit 9 Elektroden auf den Kopf gesetzt (die so genannte Elektroenzephalographie Technik - EEG). Mit der Elektrodenkappe soll der Proband in den MEG-Messraum geführt werden, wobei der Elektrodenwiderstand überprüft wird. Die ideale Position wird über einen verstellbaren Stuhl eingestellt. **Beide Techniken - EEG und MEG - verwenden keine Röntgenstrahlung oder andere Strahlung. Es ist**

daher für Sie nicht schmerzhaft und es sind keine gesundheitlichen Risiken oder Nebenwirkungen der Technik bekannt.

Da es sich bei den zu messenden Magnetfeldern um Feldstärken von nur 10^{-12} Tesla handelt (zum Vergleich: das Magnetfeld der Erde beträgt 10^{-4} Tesla), ist dieses System sehr empfindlich. Aus diesem Grund befindet sich die Messeinheit in einer Abschirmungskammer, die während der einzelnen Messungen geschlossen sein muss. Zudem sollten alle Metallgegenstände am Körper entfernt werden (Schmuck, Schlüssel, Gürtel, Reisverschlüsse, BHs mit Metallverschlüssen usw.). Als Bekleidung stehen OP-Hosen und –Kittel zur Verfügung. Vor der Messung werden an der Nase und an den Schläfen Messspulen befestigt, die Ihre Position in der Messhaube während der Messung kontrollieren. In einigen Sequenzen soll der Proband seine Aufmerksamkeit nicht auf die Stimulation richten. In diesem Fall schauen Sie während der Messung einen lautlosen DVD-Film auf einem Bildschirm vor Ihnen. Bei anderen Bedingungen soll der Proband seine Aufmerksamkeit auf den Stimuli richten und bei bestimmten Wahrnehmungen eine Taste drücken. Darüber werden Sie vor der Messung informiert. Auf der rechten Armlehne wird die Taste zur Beantwortung der Aufgaben befestigt, sodass Sie die Tasten bequem erreichen können. Es ist extrem wichtig, dass sie auch während der Betätigung der Tasten ihren Blick auf den Film richten.

Über Kamera und Lautsprecher können Sie jederzeit Kontakt mit dem Versuchsleiter aufnehmen. Beginn und Ende der Messung werden über ein Mikrofon angesagt.

Die auditorischen Stimuli bestehen aus kurzen sinusförmigen oder amplitudenmodulierten Tönen im Bereich von Sprach-Frequenzen. Die Töne werden mit 70dB Hörintensität präsentiert, sodass sie auf keinen Fall eine Gefahr für das Gehör darstellen. Die folgende Beispiel-Tabelle zeigt die in der Studie benutzten Intensitätsstärken der auditorischen Reize in [dB] und die entsprechenden Schallquellen.

Tür-Bewegung	20 dB	Auto-Geräusch	80 dB
Leises Flüstern	30 dB	Motor-Geräusch	88 dB
Zimmer-Geräusch	40 dB	Küchen-Mixer	90 dB
Leises Straßen-Geräusch	50 dB	U-Bahn	94 dB
Normale Gespräche	60 dB	Diesel-Lastwagen	100 dB
Geräusch im Auto	70 dB	Laute Rock'n Roll Musik	120 dB
Lautes Singen	75 dB	Flugzeug	130 dB

Für die Durchführung der Studie ist ein Untersuchungstermin von 1,5 Stunden Dauer geplant, wobei eine Stunde für die Messung und eine halbe Stunde für das Anbringen der Elektroden geplant sind. Während der Messung werden innerhalb einer Stunde drei verschiedene Bedingungen der Stimulation gemessen. Zwei Bedingungen haben eine Dauer von je 20min und die dritte wird eine kurze zwei- oder dreiminütige Baseline-Messung sein. Nach jeder Messung haben Sie eine Pause von einigen Minuten bis zur nächsten Messung, in der Sie sich entspannen können.

Für eine erfolgreiche Durchführung ist es unbedingt notwendig, dass Sie sich während der Messung sehr ruhig verhalten. Das bedeutet, dass Sie sich auf dem Stuhl eine möglichst bequeme Position suchen sollten, in der Sie mit dem Kopf in der Messhaube Kontakt haben. Desweiteren ist es wichtig, die Augen auf ein Ansichtsfeld zu richten und häufiges Blinzeln, wenn möglich, zu vermeiden.

4. Risiken und Nebenwirkungen

Nach dem derzeitigen Wissensstand besteht durch die Untersuchungen mit Hilfe des MEG keine Gesundheitsgefährdung. Diese Technik verwendet keine Röntgenstrahlung oder andere Strahlung und ist für Sie nicht schmerzhaft. Alle eingesetzten Methoden werden seit Jahren in klinischen Untersuchungen eingesetzt, ohne dass Personen kurz- oder langfristig zu Schaden gekommen wären.

5. Wann können Sie nicht an der Untersuchung teilnehmen?

An dem Projekt können Sie nicht teilnehmen,

1. wenn Sie an neurologischen Erkrankungen (Morbus Alzheimer, Zustand nach Schlaganfall, Demenz, Multiple Sklerose, Epilepsie) oder psychiatrischen Störungen leiden (z.B. Schizophrenie) oder otologische Dysfunktionen haben (Hörverlust, Tinnitus usw.),
2. wenn Sie Metall im Körper haben: z.B. Implantate (Knochenschrauben), Metallsplitter, Piercings oder Herzschrittmacher
3. wenn Sie schwanger sind. Es bestehen gesundheitlich zwar keine Bedenken, dennoch schließen wir Schwangere aus Gründen der Vergleichbarkeit mit anderen Probanden von der Untersuchung aus.
4. Die Messung findet in einem abgeschlossenen Raum statt. Wenn Sie Schwierigkeiten mit engen Räumen haben sollten (Klaustrophobie), wenden Sie sich bitte vor Beginn der Untersuchung an den Versuchsleiter.

Der Versuchsleiter wird Sie noch einmal nach diesen Kriterien befragen, um sicherzugehen, dass nur Probanden teilnehmen, die die Eingangskriterien erfüllen.

6. Freiwilligkeit der Teilnahme

Wir möchten Sie ausdrücklich darauf hinweisen, dass Ihre Teilnahme an der Studie freiwillig erfolgt. Sie können jederzeit Ihr Einverständnis zur Studienteilnahme ohne Angabe von Gründen widerrufen und aus der Studie aussteigen, ohne dass für Sie dadurch Nachteile entstehen.

7. Probandenversicherung

Bei etwaigen Unfällen sind Sie über die Haftpflichtversicherung des Klinikums versichert. Leider kann jedoch bei dieser Art der Untersuchung keine Wegeunfallversicherung abgeschlossen werden, d.h. Unfälle während der An- und Rückfahrt sind nicht versichert.

8. Angaben zum Datenschutz

Bei der Studie werden u.a. Daten wie Alter, Geschlecht, Familienstand und Beschäftigungsverhältnis erhoben. Alle Daten werden pseudonymisiert (verschlüsselt, ohne Namen) ausgewertet und im Computer erfasst. Die Pseudonymisierung personenbezogener Daten erfolgt durch eine entsprechende Codierung. Eine Rückführung der Daten ist prinzipiell über eine beim Studienleiter hinterlegte Codierungsliste durchführbar. Eine Information über die von Ihnen erhobenen Daten ist daher auf Ihren Wunsch möglich. Der Code und die Daten werden verschlossen im MEG-Zentrum bis zu ihrer Veröffentlichung oder aber mindestens für 2 Jahre aufbewahrt; nur der Studienleiter hat zu dieser Codierungsliste Zugang.

Die Weitergabe der erhobenen Daten an Dritte (d.h. Personen, die mit der weiteren Bearbeitung der Daten betraut sind), die Auswertung sowie die Veröffentlichung der Daten erfolgt ausschließlich in anonymisierter Form (d.h. ein Personenbezug kann anhand dieser Daten nicht hergestellt werden).

Für weitere Fragen stehen wir Ihnen gerne zur Verfügung!

Dr. Rossitza Draganova

Tel.: 07071/2987655

Prof. Dr. Niels Birbaumer, Institut für Medizinische Psychologie und Verhaltensneurobiologie,
Gartenstr. 29, 72074 Tübingen

Zuständiger Projektleiter: Christoph Braun, Tel.: 07071/ 2987705

Einverständniserklärung zur Studie

„Neuronale Bildgebung primärer und schemabasierter auditorischer Schallsegregation einschließlich peripherer und zentraler neuronaler Mechanismen unter Benutzung der Magnetenzephalographie und Elektroenzephalographie“

Probandencode:

Ich, _____ (Name), wurde über die Ziele, die Dauer, den Ablauf, den Nutzen sowie sämtliche Risiken und Nebenwirkungen der Studienteilnahme, insbesondere der Kernspintomographie, aufgeklärt.

Ich hatte ausreichend Zeit, mich zur Teilnahme an dieser Untersuchung zu entscheiden und weiß, dass die Teilnahme freiwillig ist. Ich weiß, dass ich jederzeit und ohne Angaben von Gründen diese Zustimmung widerrufen kann, ohne dass sich dieser Entschluss nachteilig auswirken wird.

Ich bin darüber aufgeklärt worden, dass für diese Untersuchung keine gesonderte Probandenversicherung besteht.

Ich erkläre hiermit meine freiwillige Teilnahme an dieser Untersuchung.

8 Erklärung zum Eigenanteil

Die vorliegende Arbeit wurde am MEG – Zentrum des Universitätsklinikums Tübingen unter Betreuung von Prof. Dr. Christoph Braun als Doktorvater durchgeführt.

Die Konzeption der Studie und Akquirierung der Probanden erfolgte durch Dr. rer. med. Rossitza Draganova.

Die Erhebung der Daten sowie deren Auswertung erfolgte eigenständig mittels in Kapitel 2 aufgeführten Methoden nach Einarbeitung durch Dr. rer. med. Rossitza Draganova durch mich.

Die statistische Auswertung führte ich nach Beratung und unter Anleitung von Dr. rer. med. Rossitza Draganova durch.

Ich versichere, das Manuskript selbstständig verfasst zu haben und keine weiteren als die von mir angegebenen Quellen verwendet zu haben.

Tübingen, 26.09.2017



Daniel Mörike

9 Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich gerne bei einigen Menschen bedanken, die die Erstellung dieser Arbeit ermöglicht haben.

Zuerst möchte ich Herr Prof. Dr. Braun als Doktorvater dieser Arbeit herzlichst für die Unterstützung, geduldige Beantwortung meiner Fragen und die konstruktiven Verbesserungsvorschläge in der entscheidenden Phase der Fertigstellung der Arbeit danken.

Außerdem bedanke ich mich bei Frau Dr. rer. med. Rossitza Draganova für die kompetente und unermüdliche Betreuung dieser Arbeit, ohne deren großes Engagement und hohen Zeitaufwand die Verwirklichung dieser Arbeit nicht möglich gewesen wäre.

Mein besonderer Dank gilt auch dem gesamten Team des MEG – Zentrum Tübingens, dessen Räumlichkeiten ich nutzen durfte und die die Messungen ermöglicht haben. Herr Joe Tang und Herr Dionis Kelmendi danke ich für die Unterstützung bei der Erhebung und Auswertung der Daten.

Abschließend möchte ich mich bei meiner Familie und Freunden – allen voran Johanna Herbst, welche auch in schwierigen Zeiten stets aufmunternde Worte fand – für die Unterstützung und das Vertrauen bedanken, dass sie mir stets entgegengebracht haben. Ganz besonders gilt dieser Dank meinen Eltern, die mich sowohl während dieser Arbeit stets unterstützt als auch den Weg bis hin zu ihr überhaupt erst möglich gemacht haben.

Herzlichsten Dank!