

2016 European Phoniatics Hearing EUHA Award

Ermittlung der auditorischen Diskriminationsfähigkeit von Cochlea-Implantat-Patienten mittels akustisch evozierter Potentiale

Verfasserin: Annegret Leuner, Pirna

EUHA

Europäische Union der
Hörakustiker e.V.

Herausgeber: Europäische Union der Hörakustiker e. V.
Neubrunnenstraße 3, 55116 Mainz, Deutschland
Tel. +49 (0)6131 28 30-0
Fax +49 (0)6131 28 30-30
E-Mail: info@euha.org
Internet: www.euha.org

Alle hier vorhandenen Dateien, Texte und Grafiken sind urheberrechtlich geschützt. Eine Verwertung über den eigenen privaten Bereich hinaus ist grundsätzlich genehmigungspflichtig.

© EUHA 2017

Aus der Abteilung Phoniatrie und Audiologie der Klinik für HNO-Heilkunde
Leiter: Prof. Dr. med. D. Mürbe

Ermittlung der auditorischen Diskriminationsfähigkeit von
Cochlea Implantat Patienten mittels akustisch evozierter Potentiale

D i s s e r t a t i o n s s c h r i f t

zur Erlangung des akademischen Grades

Doktor der Medizin

Doctor medicinae (Dr. med.)

vorgelegt

der Medizinischen Fakultät Carl Gustav Carus

der Technischen Universität Dresden

von

Annegret Leuner

aus Pirna

Dresden 2015

1. Gutachter: Prof. Dr. med. D. Mürbe

2. Gutachter:

Tag der mündlichen Prüfung :

gez.:.....

(Vorsitzender der Promotionskommission)

DANKSAGUNG

Zunächst möchte ich an dieser Stelle allen, die mich bei dieser Arbeit begleitet haben, ein herzliches Dankeschön sagen: Anja Hahne für die uneingeschränkte Unterstützung über den gesamten Zeitraum hinweg, Professor Mürbe für Anregungen und Kritik, Kathrin Mertel für ihren Rat und ihre vielen guten Ideen besonders bei der Vorbereitung des Experiments sowie Niki, die ebenfalls stets ein offenes Ohr für meine Fragen hatte. Bei Uta, Willy und Theresa möchte ich mich für die Hilfe bei den Messungen bedanken. Ebenfalls bedanken möchte ich mich bei den Therapeuten und Mitarbeitern des Sächsischen Cochlear Implant Centrums für ihre Freundlichkeit und das organisatorische Entgegenkommen.

Ein großer Dank gilt meinem Bruder für die Hilfe bei der Erstellung der akustischen Stimuli und meinen Eltern für ihre vielfältige Unterstützung und das Korrekturlesen der Arbeit.

Nicht zuletzt geht ein riesiges Dankeschön an all meine Probanden, insbesondere an die Kontrollgruppe. Sie alle haben ohne Zögern zugesagt und weder weite Wege noch den Zeitaufwand gescheut, um mich bei der Durchführung des Experiments zu unterstützen. Danke Euch allen!

Abkürzungsverzeichnis

bpm	beats per minute
CI	Cochlea Implantat
dB	Dezibel
EEG	Elektroenzephalogramm
EKP	Ereigniskorrelierte Potentiale
EOG	Elektrookulogramm
ERAN	Early right anterior negativity
ERP	Event Related Potential
EA	Erstanpassung
Exp	Experiment
ISI	Interstimulusintervall
KG	Kontrollgruppe
kHz	kilo Hertz
MMN	Mismatch Negativity
Pt	Patientengruppe
SSD	Single Sided Deafness
WHO	World Health Organisation

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung	13
Grundlagen	
2. Der physiologische Hörvorgang	15
2.1. Anatomie des Ohres	15
2.1.1. Äußeres Ohr	15
2.1.2. Mittelohr	15
2.1.3. Innenohr	15
2.2. Der Hörvorgang	17
2.3. Hörstörungen	19
2.3.1. Schweregradeinteilungen	19
2.3.2. Arten der Hörstörungen	19
2.3.3. Epidemiologie und Ätiologie	20
3. Das Cochlea Implantat	24
3.1. Definition und Entwicklung	24
3.2. Indikationen für die Cochlea Implantat Versorgung	24
3.3. Aufbau und Funktionsweise eines Cochlea Implantats	26
3.3.1. Aufbau	26
3.3.2. Funktionsweise – Hören mit einem Cochlea Implantat	27
3.4. Musikhören mit einem Cochlea Implantat	28
3.4.1. Allgemeine Aspekte der Musikwahrnehmung mit CI	28
3.4.2. Akustische & physiologische Grundlagen der Musikwahrnehmung mit CI	29
3.4.3. Beeinflussende Faktoren	31
3.4.4. Verbesserungsmöglichkeiten für die Musikwahrnehmung mit CI	32
4. Elektroenzephalogramm und evozierte Potentiale	33
4.1. Elektroenzephalogramm (EEG)	33
4.2. Evozierte Potentiale (ERP)	35
4.2.1. Definition ERP	35
4.2.2. Die N1	36
4.3. <i>Mismatch Negativity</i> (MMN)	36
4.3.1. Definition	36
4.3.2. Verschiedene Erklärungsansätze für den der MMN	

zugrundeliegenden physiologischen Mechanismus	37
4.3.3. Bedeutung der MMN in Klinik und Forschung	40
5. Musik als Bestandteil der Hörrehabilitation	41
5.1. Sprache und Musik - gemeinsame akustische Eigenschaften	41
5.2. Gemeinsame neurale Verarbeitungsmechanismen	44
5.3. Neuropsychologische Grundlagen - die OPERA-Hypothese	44
5.4. Strukturelle Veränderungen des Gehirns durch musikalisches Training	46
5.5. Musikalisches Training verbessert die Sprachverarbeitung	47
5.6. Wie viel musikalisches Training ist zur Verbesserung auditorischer Fähigkeiten nötig?	49
Experiment	
6. Experiment	51
6.1. Fragestellung und Hypothesen	51
6.2. Methoden	52
6.2.1. Probanden	52
6.2.2. Versuchsdesign	55
6.2.3. Versuchsdurchführung	58
6.2.4. Elektrophysiologische Ableitung	59
6.2.5. Datenanalyse	59
6.3. Ergebnisse	61
6.3.1. Experiment 1	64
6.3.2. Experiment 2	78
6.3.3. Latenzen	94
7. Diskussion und Ausblick	96
8. Zusammenfassung/Summary	108
Literaturverzeichnis	113
Erklärungen	121

1. EINLEITUNG

Das Hörvermögen ist entscheidend für die alltägliche Kommunikation, Orientierung, Wahrnehmung von Gefahren und nicht zuletzt für den Zugang zu Musik. Höreindrücke sind für uns ständig präsent, und spielen sich häufig unbewusst ab. Der Verlust der Hörfähigkeit bedeutet eine enorme Beeinträchtigung von Lebensqualität und Kommunikationsfähigkeit, und führt infolgedessen vielmals zu sozialer Isolation und eingeschränktem Selbstwertgefühl der Betroffenen bis hin zu Depressionen (O'Donogue, 2013).

Zugleich ist das Hörvermögen jedoch auch die einzige Sinnesmodalität, bei deren Verlust die Möglichkeit besteht, einen technischen Ersatz zu schaffen. Cochlea Implantate sind in der Lage, schwer schallempfindungsgestörten Patienten wieder einen Höreindruck zu vermitteln. In vielen Fällen sind die Patienten nach einer intensiven Hörrehabilitation wieder weitgehend fähig, Sprache in ruhiger Umgebung in befriedigendem Maße zu verstehen und erlangen damit eine wichtige Grundlage für soziale Interaktionen und Lebensqualität zurück. Neben der Sprache geben jedoch viele Patienten Musik als ihren wichtigsten Höreindruck an, und machen nach der Implantation die Erfahrung, dass sie zwar die Sprache "zurückgewonnen" haben, das genussvolle Hören von Musik jedoch nicht mehr möglich ist (Drennan & Rubinstein, 2008).

Musik zählt zu den ältesten Bestandteilen menschlicher Kultur und war zu allen Zeiten in allen Gesellschaften verwurzelt, lange bevor es feste Siedlungen und eine erste Landwirtschaft gab. Zu musizieren ist eine der größten kognitiven Leistungen des menschlichen Gehirns. Eine allgemein gültige wissenschaftliche Definition für Musik existiert allerdings nicht. Uneinigkeit besteht ebenfalls darüber, ob Musik ein natürliches oder kulturelles Phänomen der menschlichen Spezies ist - fest steht nur, dass sie eines der Alleinstellungsmerkmale der Menschheit darstellt. Evolutionär nahm Musik eine wichtige Stellung in der soziokulturellen Entwicklung des Menschen ein. Außerdem existiert die Annahme, dass Musik einen positiven Selektionsfaktor innerhalb der Spezies bildete. Möglicherweise spielte sie eine bedeutsame Rolle bei der Entwicklung von Sprache und Kommunikation, und leistete einen elementaren Beitrag zur Entstehung von Gruppendynamik und Solidarität. Musik diente vermutlich außerdem zur Reduktion von Konflikten und Koordination von Arbeiten innerhalb einer Gruppe. Die Entwicklung der Fähigkeiten im Bereich der differenzierten motorischen Koordination und auditiven Wahrnehmung wurde womöglich ebenfalls maßgeblich durch Musik beeinflusst (Cross, 2003; Huron, 2003).

Auch wenn sich die Unverzichtbarkeit bei der Evolution des Menschen nicht lückenlos nachweisen lässt und ein objektiver Nutzen von Musik für die Gesellschaft heute eher in den Hintergrund tritt, stellt Musik für viele Menschen einen unverzichtbaren Lebensbestandteil dar. Den Genuss von Musik kann und braucht man nicht bewusst zu erlernen. Die Freude an verschiedensten Musikrichtungen ist etwas sehr Persönliches, das sich bei jedem Einzelnen im Laufe des Lebens entwickelt, sich wieder verändern kann und maßgeblich durch das prägende Umfeld beeinflusst wird. Über verschiedene Musikstile definieren sich unterschiedliche Gruppen, bisweilen ganze Generationen und sehr persönliche Lebensphilosophien. Somit ist es leicht verständlich, dass Musik in ihren verschiedenen Formen und Genres eine große Auswirkung auf die Lebensqualität jedes Einzelnen hat. Der Zugang zu Musik bedeutet eine Gelegenheit, am gesellschaftlichen Leben teilzunehmen. Bei Tanzveranstaltungen und Opernaufführungen, oder beispielsweise in Laienensembles bilden Musik und ein intaktes Gehör die Grundlage für die Zusammenkunft Gleichgesinnter. Neben dem sozialen Faktor und den positiven psychischen Aspekten, gilt es inzwischen als unbestritten, dass Musik eine fördernde Wirkung auf die linguistischen und kognitiven Fähigkeiten eines Individuums hat (Besson et al, 2011).

Aus diesen Gründen ist es wünschenswert, Cochlea Implantate soweit zu verbessern, dass den Patienten neben der Sprache auch die Musik "zurückgegeben" werden kann. Außerdem sollte Musik fest in die Hörrehabilitation integriert werden. Ziel dieser Arbeit ist es, herauszufinden, inwieweit Cochlea Implantat Patienten verglichen mit Normalhörenden in der Lage sind, geringfügige Unterschiede in einer wiederkehrenden, einfachen Tonfolge zu wahrzunehmen. Dabei konzentrieren sich die beiden durchgeführten Experimente auf die gemeinsamen akustischen Basisqualitäten von Musik und Sprache: Tonhöhe, Klangfarbe (Timbre), Lautstärke (Intensität) und Rhythmus. Als objektives Maß für die Diskriminationsfähigkeit dienen akustisch evozierte Potentiale im Elektroenzephalogramm, von denen speziell die *Mismatch Negativity* (MMN) als aufmerksamkeitsunabhängiger Parameter ausgewählt wurde.

2. DER PHYSIOLOGISCHE HÖRVORGANG

2.1. Anatomie des Ohres

2.1.1. Äußeres Ohr

Zum äußeren Ohr gehören Ohrmuschel und Gehörgang. Die Ohrmuschel, eine von einem Knorpelgerüst gestützte Hautfalte, dient vor allem dem Richtungshören. Der Gehörgang ist 30-35 mm lang und reicht vom Porus acusticus externus zum Trommelfell (Membrana tympanica). Er fungiert als eine Art Schalltrichter und dient durch seine spezielle Anatomie außerdem der Resonanzbildung und Verstärkung der Schallwellen (Trepel, 2008).

2.1.2. Mittelohr

Das Trommelfell stellt die Grenze zwischen äußerem Ohr und Mittelohr dar. Zum Mittelohr gehört die Paukenhöhle, ein schmaler, luftgefüllter Hohlraum mit den Gehörknöchelchen Hammer (Malleus), Amboss (Incuss) und Steigbügel (Stapes). Der Hammergriff ist mit dem Trommelfell verwachsen, der Hammerkopf weist eine gelenkige Verbindung zum Ambosskörper auf, welcher ebenfalls über ein Gelenk mit dem Steigbügel verbunden ist. Nach medial grenzt die Paukenhöhle an das runde Fenster und das ovale Fenster, die den Übergang zum Innenohr bilden. Der Steigbügelfuß ist mit dem ovalen Fenster verwachsen (Trepel, 2008).

2.1.3. Innenohr

Zum Innenohr gehören das membranöse und das knöcherne Labyrinth. Das membranöse Labyrinth enthält die Endolymphe und befindet sich innerhalb des knöchernen Labyrinths. Zwischen den beiden Strukturen befindet sich die Perilymphe. Neben der für das Hören entscheidenden Cochlea gehören außerdem die für den Gleichgewichtssinn verantwortlichen Bogengänge sowie Sacculus und Utriculus zum Labyrinth. An dieser Stelle soll jedoch nur auf die Cochlea eingegangen werden.

Über das ovale Fenster ist das Mittelohr mit dem Vestibulum (Vorhof) des knöchernen Labyrinths verbunden. Das Vestibulum öffnet sich einerseits in die Cochlea, andererseits in die Bogengänge. Die Cochlea umfasst zweieinhalb Windungen. Ihr Kanal erreicht damit eine Länge von rund 30mm. Innerhalb der knöchernen Cochlea ist der membranöse Ductus cochlearis (Schneckengang) enthalten, welcher mit Endolymphe gefüllt ist. Der Ductus cochlearis teilt die Cochlea in zwei Teile. Der obere wird als Scala vestibuli, der untere als Scala tympani bezeichnet. Beide sind mit Perilymphe gefüllt und gehen am oberen Ende der

Cochlea, dem sogenannten Helicotrema, ineinander über. Die Schallwellen werden an der Basis des Stapes auf das ovale Fenster und somit auf die Perilymphe im Vestibulum übertragen. Von dort aus verläuft die Schwingung über die Scala vestibuli bis maximal zum Helicotrema und anschließend zurück über die Scala tympani, um an der Membran des runden Fensters zum Mittelohr hin zu enden.

Im Querschnitt ist der Ductus cochlearis nahezu dreieckig. Der obere Anteil wird als Reissner-Membran bezeichnet, die untere Membran als Lamina basilaris bzw. Basilarmembran, auf der sich das Corti-Organ befindet. Im Corti-Organ sind die für das Hören verantwortlichen Haarzellen sowie Stützzellen enthalten. Es werden äußere und innere Haarzellen unterschieden, denen jeweils eine andere Funktion für die Signalübertragung zukommt. Bedeckt wird das Corti-Organ von der gallertigen Tektorialmembran, mit der die Zilien der äußeren Haarzellen festen Kontakt haben. Die inneren Haarzellen hingegen berühren sie zumeist nicht, weshalb die Auslenkung der Basilarmembran nicht direkt zu ihrer Erregung führen kann. Während die inneren Haarzellen größtenteils in afferenten Fasern enden und damit für die Übertragung der Information verantwortlich sind, werden die äußeren Haarzellen zu mehr als 95 Prozent efferent innerviert. Sie besitzen eine Verstärkerfunktion für das Schallsignal, da die inneren Haarzellen nur bei sehr großen Amplituden direkt durch die Endolymphschwingung ausgelenkt werden. Die äußeren Haarzellen haben die Eigenschaft, sich bei Erregung schwingungssynchron zu kontrahieren und verstärken auf diese Weise die Schallschwingung im Innenohr. Somit werden die inneren Haarzellen auch ohne direkten Kontakt zur Tektorialmembran ausgelenkt und erregt. Die Basis jeder inneren Haarzelle wird von je einer Nervenfasern, bestehend aus etwa zehn Afferenzen, erreicht. Somit ist eine räumlich äußerst scharf getrennte Reizung möglich. Die Axone bündeln sich zum cochleären Anteil des Nervus vestibulocochlearis. Der Stamm des cochleären Anteils des Nervus vestibulocochlearis (Hörnerv) befindet sich in der knöchernen Achse der Cochlea (Trepel, 2008; Gekle et al., 2010).

2.2. Der Hörvorgang

Schallwellen sind periodische Druckveränderungen in der Luft, die durch die Größe ihrer Amplitude und ihre Frequenz beziehungsweise ihre Wellenlänge gekennzeichnet sind. Sie treffen zunächst auf die Ohrmuschel, die als eine Art Schalltrichter fungiert, und gelangen durch den äußeren Gehörgang zum Trommelfell. Das bindegewebige Trommelfell wird dadurch in Schwingung versetzt, und leitet diese Schwingung auf die drei Gehörknöchelchen im Mittelohr weiter. Im Mittelohr wird die Schwingungsenergie durch die Gehörknöchelchenkette mechanisch verstärkt und durch den Steigbügel direkt und ausschließlich auf das ovale Fenster übertragen.

Das ovale Fenster bildet den Übergang zum Innenohr, wo die Schwingungen auf die Perilymphe übergehen, zunächst im Innenohrvorhof, dann in der Scala vestibuli der Cochlea. Infolge dessen wird die Reissner-Membran ausgelenkt. Da Flüssigkeiten inkomprimierbar sind, geht die Schwingung über die Endolymphe simultan auf die Basilarmembran über, die gegen die Tektorialmembran ausgelenkt wird. Auf diese Weise werden die auf der Basilarmembran befindlichen äußeren Haarzellen bewegt, was in ihnen ein Aktionspotential auslöst. Dies führt dazu, dass sich die äußeren Haarzellen schwingungssynchron kontrahieren und somit die Schallschwingung in der Endolymphe vergrößern. Den äußeren Haarzellen kommt damit eine Verstärkerfunktion beim Hörvorgang zu. Die inneren Haarzellen, welche nicht in der Tektorialmembran verankert sind, werden nicht durch die alleinige Schwingung der Basilarmembran ausgelenkt und können nur durch die Schwingung der Endolymphe oder der Tektorialmembran in Bewegung versetzt werden. Ohne diese Verstärkung würden die inneren Haarzellen nur bei sehr hohen Schalldruckpegeln ausgelenkt. Bei zu hoher Schalldruckbelastung kann diese Verstärkerfunktion auch zentral inhibiert werden, um eine Überlastung des überaus empfindlichen Corti-Organ zu verhindern.

Von den inneren Haarzellen geht je eine afferente Nervenfasern aus, die das jeweilige Aktionspotential weiterleitet. Aufgrund der unterschiedlichen Beschaffenheit der Basilarmembran in den basalen und apikalen Anteilen der Cochlea, entsteht eine sehr scharfe räumliche Trennung der Bereiche, in denen die unterschiedlichen Frequenzen wahrgenommen werden: Während die Basilarmembran in den basalen Bereichen schmaler und steifer ist und dort von hohen Frequenzen stark ausgelenkt wird, lenken die tiefen Frequenzen vorrangig die breiten und elastischen apikalen Bereiche aus. Die räumliche Aufteilung der Frequenzbereiche auf verschiedene Abschnitte der Cochlea wird als Tonotopie bezeichnet. Bis in den auditorischen Kortex setzt sich die räumliche Trennung verschiedener Frequenzen fort (Trepel, 2008). Die Kodierung der Schallintensität erfolgt über

die Frequenz der ausgelösten Aktionspotentiale oder die Rekrutierung zusätzlicher Afferenzen mit höheren Erregungsschwellen (Gekle et al., 2010).

Zunächst werden die Impulse durch den Hörnerv zu den Nuclei cochleares im Hirnstamm geleitet, welche ebenfalls eine Tonotopie der Nervenfasern aufweisen (Trepel, 2008). Im Hirnstamm erfolgt die erste Verarbeitung der akustisch evozierten Nervenimpulse, die neben der Kodierung der Frequenz unter anderem auch Signalintensität, Lokalisation und Stimulationszeit beinhaltet (Ptok et al., 2010). In der temporal gelegenen primären Hörrinde (dem auditorischen Kortex) findet das interpretationsfreie Bewusstwerden akustischer Stimuli statt. Die Identifikation von Lauten, beispielsweise als Sprache oder Musik, erfolgt erst in der sekundären Hörrinde, die sich in direkter Nachbarschaft zur primären Hörrinde befindet (Trepel, 2008).

Das gesunde menschliche Gehör ist in der Lage, eine Frequenzbreite von 16 Hz bis 20 kHz wahrzunehmen. Der Hauptsprachbereich bewegt sich etwa zwischen 200 Hz und 4,5 kHz, das Frequenzspektrum von Musik etwa von 35 Hz bis 15 kHz. Es können Schalldrücke von bis zu 130 dB verarbeitet werden. Bei längerer Einwirkung sind Schalldrücke ab 90 dB für das Gehör schädlich. Insgesamt können rund 325 Lautstärkeabstufungen differenziert werden (Michels, 1977; Gekle et al., 2010).

2.3. Hörstörungen

2.3.1. Schweregradeinteilungen

Der Grad der Schwerhörigkeit wird nach der Hörschwelle im Hauptsprachbereich zwischen 0,5 und 4 kHz auf dem besser hörenden Ohr differenziert. Um den mittleren Hörverlust zu ermitteln, wird nach WHO-Empfehlung für jedes Ohr die Hörschwelle für die Frequenzen 0,5 kHz, 1 kHz, 2 kHz und 4 kHz bestimmt und durch die Anzahl - also vier - geteilt. Die Schweregradeinteilung der Hörstörungen nach WHO wird wie folgt vorgenommen:

- geringgradige Schwerhörigkeit bei einer Hörschwelle zwischen 26 dB und 40 dB
- mittelgradige Schwerhörigkeit bei einer Hörschwelle zwischen 41 dB und 60 dB,
- hochgradige Schwerhörigkeit bei einer Hörschwelle zwischen 61 dB und 80 dB und
- Taubheit oder Hörreste mit einer Hörschwelle über 81 dB

(Streppel et al., 2006; Zahnert, 2011).

2.3.2. Arten der Hörstörungen

Grundsätzlich kann unterschieden werden, ob eine Hörschädigung vor dem Spracherwerb (prälingual), während des Spracherwerbs (perilingual) oder nach abgeschlossenem Spracherwerb (postlingual) erfolgt, sowie auf welcher Stufe des Hörvorgangs sich die Schädigung befindet (Ptok et al., 2010). Die Einteilung nach dem Grad der Schwerhörigkeit anhand des Audiogramms sowie die Einteilung nach topografisch-funktionellen Gesichtspunkten sind in der Klinik am verbreitetsten. Außerdem können Hörstörungen unter anderem nach dem Alter und dem zeitlichen Verlauf eingeteilt werden (Zahnert, 2011).

Schalleitungsstörung

Bei einer Schalleitungsstörung handelt es sich um eine Behinderung des Schalltransports vom äußeren Gehörgang zum ovalen Fenster. Diese Form der Schwerhörigkeit ist insbesondere im Kindesalter häufig. Mögliche Ursachen sind Paukenergüsse, Tubenventilationsstörungen, Infektionen, Cerumen, seltener Fehlbildungen und besonders im Kleinkindalter auch Fremdkörper (Ptok et al., 2010).

Schallempfindungsstörung

Synonym wird der Begriff sensorische Schwerhörigkeit verwendet. Als Schallempfindungsstörung bezeichnet man eine Schwerhörigkeit, die durch Störungen der Umwandlung der mechanischen Schallenergie in ein bioelektrisches Signal hervorgerufen wird. Am häufigsten liegt dem eine Funktionsstörung der Haarzellen in der Cochlea zugrunde (Ptok et al., 2010).

Zentrale auditive Wahrnehmungs- und Verarbeitungsstörung

Liegt eine Störung der Verarbeitung der nervalen Impulse auf Hirnstammniveau beziehungsweise eine nicht intakte Wahrnehmung unter Einbeziehung kognitiver Faktoren auf der Ebene des auditorischen Kortex vor, handelt es sich um eine zentrale auditive Wahrnehmungs- oder Verarbeitungsstörung (Ptok et al., 2010).

2.3.3. Epidemiologie und Ätiologie

Frühkindliche Schwerhörigkeit

Die Inzidenz von Neugeborenen mit einer beidseitigen permanenten Schwerhörigkeit von mindestens 35 dB liegt bei rund 1,2 auf 1000 Neugeborene in Deutschland. In 25 % der Fälle sind genetische Faktoren ursächlich, 18 % werden als erworben eingestuft und bei 57 % der Patienten kann keine Ursache ermittelt werden. Bei genetisch bedingten Hörstörungen wird in syndromal und nicht-syndromal und im Rahmen der erworbenen Schwerhörigkeit in pränatal, perinatal und postnatal erworben unterschieden (Zahnert, 2011). Pränatal erworbene Hörstörungen können unter anderem durch Infektionen (beispielsweise Röteln, Windpocken oder Toxoplasmose während der Schwangerschaft), Medikamenteneinnahme oder Einnahme toxischer Substanzen, Alkoholembryopathie, Fehl- oder Mangelernährung und metabolische Störungen, sowie vorgeburtliche Verletzungen bedingt sein. Ursachen für perinatale Hörschädigungen sind in erster Linie Komplikationen bei Frühgeborenen, bei postnatalen Hörschädigungen ist die bakterielle Meningitis die häufigste Ursache. Außerdem zeigt sich ein nicht unerheblicher Teil kindlicher Hörstörungen erst nach der Neonatalperiode. Dies ist zum einen durch progrediente Verläufe von Hörstörungen bedingt, zum anderen aber auch nicht zuletzt durch Lärm verursacht. In der Kindheit und Jugend spielen bei der Lärmschädigung vor allem Freizeitlärm durch elektronisch verstärkte Musik, Fernseher, Computerspiele oder lärmverursachendes Spielzeug eine Rolle (Streppel, et al. 2006; Zahnert, 2011).

Das Ausmaß der Inzidenz frühkindlicher Hörstörungen unterliegt geografischen und ethnischen Einflüssen und ist außerdem maßgeblich vom Stand der medizinischen Versorgung abhängig. Aufgrund höherer Raten an Innenohrschäden durch Infektionen und der Einwirkung ototoxischer Substanzen scheint die Inzidenz kindlicher Hörstörung in den Entwicklungsländern höher zu sein (Streppel et al., 2006).

Hörschäden durch Lärm

Am häufigsten werden Hörschäden durch den Einfluss von Industrie-, Umwelt- und Freizeitlärm (sog. Sozioakusis) verursacht, mit zunehmender Inzidenz in den vergangenen Jahren. So ist die berufsbedingte Lärmschwerhörigkeit in Deutschland die häufigste anerkannte Berufskrankheit und macht etwa 40 Prozent der Fälle anerkannter Berufskrankheiten aus. Doch gerade auch bei Kindern und Jugendlichen nimmt die durch Lärm verursachte Schwerhörigkeit immer mehr zu. Ursachen hierfür sind insbesondere in der Freizeitgestaltung zu suchen: Häufige und lange Discothekenbesuche sowie extrem verstärkte Musik durch Einsteckhörer bei Jugendlichen; lärmverursachendes Spielzeug und Feuerwerkskörper (z.B. "Knallfrösche") bei Kindern. Bereits Mitte der 1990er Jahre wurde bei einer Screening-Untersuchung von sechs- bis siebenjährigen Kindern in vier Prozent der Fälle eine Hochtonschwerhörigkeit festgestellt, die vermutlich auf Schäden durch Impulslärm zurückzuführen ist.

Die schädigende Wirkung des Schalls wird maßgeblich durch seine physikalischen Eigenschaften bestimmt: Schalldruckpegel, Anstiegszeit, Frequenz und Dauer der Exposition sind entscheidend. Impulslärm ist schädlicher als Dauerlärm einzustufen. Bei Dauerlärm wird der Schalldruckpegel als frequenzbewerteter äquivalenter Dauerschalldruckpegel dB(A) angegeben, bei dem die schädlicheren hohen Frequenzen durch den Einsatz eines Bewertungsfilters stärker berücksichtigt werden. Ab einer über mehrere Jahre andauernden achtstündigen täglichen Belastung von 85 dB(A) muss mit einer dauerhaften Hörschädigung gerechnet werden. Individuelle Faktoren des Gehörs sowie die Anzahl und Länge lärmfreier Phasen sind entscheidend für die Entstehung des Hörschadens.

Lärmbedingte Hörschäden kann man in temporäre (Minuten bis Stunden andauernd) und permanente Hörschäden mit Hörminderungen bis -60 dB im Hochtonbereich unterscheiden. Wird die Lärmbelastung noch höher, entstehen Schäden an den inneren Haarzellen, die zu Hörminderungen von mehr als -60 dB führen. Gleichzeitig kommt es zur Degeneration von Nervenfasern der Hörbahn. Tinnitus ist ebenfalls eine häufige Begleiterscheinung von lärmbedingtem Hörverlust. In der Regel kommt es zunächst beidseitig zu einem Hörverlust im Bereich von 4 kHz, der sogenannten "C5-Senke" im Tonaudiogramm. Als weitere Folgen der Lärmschwerhörigkeit nimmt außerdem das Frequenzunterscheidungsvermögen ab, es kommt zu einem gestörten Tonhöhenempfinden mit Fehlhörigkeit (Diplakusis) und einer pathologischen Veränderung des Lautheitsempfindens. Dieses als Recruitment bezeichnete Phänomen wird durch die Schädigung der äußeren Haarzellen und den Verlust der nichtlinearen Verstärkung hervorgerufen. Das eingeschränkte Sprachverstehen wird zunächst vor allem im Störgeräusch auffällig (Streppel et al., 2006; Zahnert, 2011).

Schwerhörigkeit im Alter (Presbyakusis)

Ab dem 65. Lebensjahr leiden etwa 40 % der Menschen an einer sogenannten Altersschwerhörigkeit oder Presbyakusis. Bei der Presbyakusis handelt es sich um eine beidseitige sensorineurale Schwerhörigkeit. Als hauptursächlich werden altersbedingte Mikrozirkulationsstörungen und eine damit verbundene Hypoxie der Haarzellen angenommen. Der Hörverlust im höheren Lebensalter ist jedoch multifaktoriell bedingt. Zum einen spielt die lebenslange Lärmbelastung (Sozioakusis) eine Rolle, wesentlich sind aber auch alters- und lärmunabhängige Einflüsse beispielsweise durch Schädel-Hirn-Traumata, ototoxische Substanzen oder stoffwechselbedingte Effekte, sog. Nosoakusis. Hinzu kommen degenerative Prozesse auf nervaler Ebene, ein Nachlassen der kognitiven Fähigkeiten, Konzentrationsprobleme u.a. Ob es eine rein altersbedingte Schwerhörigkeit gibt, ist derzeit noch umstritten. So fand man beispielsweise bei Naturvölkern im Sudan, die in keiner Phase ihres Lebens Zivilisationslärm ausgesetzt waren, eine nahezu unveränderte Hörfähigkeit bis in die achte Lebensdekade. Hörverluste im Alter sind in den Industrienationen häufiger als in der Dritten Welt, zwischen den Industrienationen gibt es keine signifikanten Unterschiede (Streppel et al., 2006; Zahnert, 2011).

Hörsturz

Der Begriff Hörsturz bezeichnet einen plötzlich auftretenden, meist einseitigen Hörverlust bis hin zur Ertaubung. Zunächst muss eine Reihe anderer möglicher Ursachen für den plötzlichen Hörverlust ausgeschlossen werden, ehe man von einem Hörsturz sprechen kann. In zwei Drittel der Fälle geben die Betroffenen zusätzlich an, einen Tinnitus zu haben, häufig tritt auch Schwindel als Begleitsymptomatik auf. Bei vielen Patienten kann er mit Stresssituationen, und somit erhöhten Stresshormonspiegeln sowie kardiovaskulären Risikofaktoren (wie beispielsweise hypertensiven Entgleisungen) in Verbindung gebracht werden. Unter anderem im Rahmen von Infektionen, Ohrenerkrankungen und Neoplasien tritt der Hörsturz symptomatisch auf, in 71 % der Fälle bleibt die Ursache jedoch unbekannt. Die Inzidenz für den akuten Hörsturz wird für die Industrienationen mit 10 bis 20 auf 100 000 angegeben. Bei etwa der Hälfte der Betroffenen kommt es zu einer vollständigen Spontanremission. Ansonsten gilt, dass die Heilungschancen mit früherem Beginn der Therapie steigen. Die Rezidivrate nach Hörsturz liegt bei bis zu 30%. Ist bis zwei Monate nach dem Ereignis noch keine Vollremission eingetreten, kann im Allgemeinen mit keiner weiteren Verbesserung gerechnet werden. Meist ist das nicht betroffene Ohr in der Lage, den Hörverlust auf der Gegenseite zu kompensieren. Reicht die Kompensation nicht aus, sollte der Einsatz eines Hörgeräts in Betracht gezogen werden (Streppel et al., 2006; Zahnert, 2011). Bei bestehender Indikation und starker Beeinträchtigung der Lebensqualität

durch die einseitige Hörstörung kann ebenfalls eine Cochlea Implantation diskutiert werden (Lenarz & Laszig, 2012).

Tinnitus

Als Tinnitus bezeichnet man vom Patienten zumeist subjektiv empfundene Ohrgeräusche, die als Symptom verschiedenster Erkrankungen auftreten können (z.B. entzündlich oder traumatisch bedingt, bei Tumoren, orthopädischen Problemen im Schulter-Hals-Bereich, bei psychischen Belastungen oder als Folge medikamentös-toxischer Wirkungen). Außerdem existiert ein idiopathischer Tinnitus ohne erkennbare Ursache. In seltenen Fällen liegt ein objektivierbarer Tinnitus vor, dem beispielsweise Strömungsgeräusche, bedingt durch Anomalien der Blutgefäße, oder Erkrankungen der Binnenmuskulatur des Mittelohres zugrunde liegen können. Es wird zwischen einem akuten, weniger als drei Monate, und einem chronischen, länger als drei Monate bestehenden Tinnitus unterschieden. Häufig empfinden die Betroffenen die Geräusche als sehr belastend (Streppel et al., 2006). In einer Gradeinteilung von jeweils 1 - 4 nach Biesinger et al. oder nach Goebel und Hiller werden Leidensdruck und Beeinträchtigung erfasst (LL Deutsche Gesellschaft für HNO: Tinnitus). Qualität und Intensität werden individuell sehr verschieden beschrieben und liefern keine Hinweise auf die Ätiologie. Die Inzidenz für Tinnitus steigt mit zunehmendem Alter an, und ist in den Industrienationen ungefähr gleich hoch. Eine Erhebung für den deutschsprachigen Raum ergab, dass rund ein Viertel der Befragten schon einmal unter Ohrgeräuschen gelitten hatte, vier Prozent von ihnen gaben Ohrgeräusche zum Zeitpunkt der Befragung an (Streppel et al., 2006).

3. DAS COCHLEA IMPLANTAT (CI)

3.1. Definition und Entwicklung

Cochlea Implantate sind Innenohrprothesen, welche den Nervus acusticus über in der Cochlea implantierte Elektroden direkt stimulieren und damit ein Hörempfinden vermitteln können. Dazu werden akustische Signale über ein oder mehrere Mikrofone erfasst und durch einen Prozessor in elektrische Impulse umgewandelt. Cochlea Implantate können einseitig oder beidseitig zur Anwendung kommen (Lenarz & Laszig, 2012).

Die ersten klinischen Versuche zur Erzeugung einer elektronisch ausgelösten Hörempfindung fanden 1958 in Paris statt. Durch eine elektrische Stimulation des Nervus acusticus konnten einem Patienten Empfindungen einer auditorischen Wahrnehmung vermittelt werden. Anfang der 1960er Jahre implantierte Doktor William House in Los Angeles erstmals Einzelelektrodengeräte, um den Hörnerv durch die Cochlea zu stimulieren. Sein Vorgehen wurde anfangs von vielen Seiten kritisiert. Zunächst mussten Jahre intensiver Forschung nach geeigneten Materialien und Prozessoren, Elektrodenkonfigurationen und neurophysiologischen Grundlagen vergehen. In den 1980er Jahren erwiesen sich Systeme mit mehreren Elektroden, die an verschiedenen Stellen der Cochlea stimulieren, als grundlegend für die Übertragung von Sprache. Weitere Entwicklungen in den 90er Jahren verbesserten die Sprachübertragung soweit, dass für viele CI-Träger ein Wortverständnis ohne Lippenlesen erreichbar wurde. Für die Behandlung von Kindern mit an Taubheit grenzender Schwerhörigkeit ergaben sich dadurch völlig neue Perspektiven. Frühe Implantation und Förderung ermöglichen für viele dieser Kinder einen nahezu normalen Spracherwerb und einen Besuch der Regelschule (O'Donoghue, 2013).

3.2. Indikationen für die Cochlea Implantat Versorgung

Eine Indikation für ein Cochlea Implantat besteht bei einer schweren beziehungsweise an Taubheit grenzenden Schallempfindungsschwerhörigkeit (Bittencourt et al., 2012) mit der begründeten Annahme, dass der Patient mithilfe des Implantats ein absehbar besseres Sprachverstehen erlangen wird, als durch eine optimale konventionelle Hörgeräteversorgung. Für die Indikationsstellung bestehen keine Altersgrenzen. Grundvoraussetzung für die erfolgreiche CI-Versorgung ist die Funktionsfähigkeit des Hörnervs und der zentralen Hörbahn, die durch die Voruntersuchungen geprüft werden

muss. Außerdem muss die Nachsorge und die Teilnahme des Patienten an der umfassenden Rehabilitation gewährleistet sein (Lenarz & Laszig, 2012).

Die Indikation ist grundsätzlich vorhanden bei postlingual, d.h. nach dem Spracherwerb ertaubten Kindern, Jugendlichen und Erwachsenen. Im Falle prälingual ertaubter Erwachsener kann eine Implantation in einzelnen Fällen indiziert sein. Bei einseitiger schwerer Hörstörung mit starker Einschränkung der Lebensqualität mit oder ohne Tinnitus ist die Indikation zur Cochlea Implantation ebenfalls gegeben (Lenarz & Laszig, 2012). Postlingual Ertaubte profitieren vor allem dann von einer Implantation, wenn die Phase der Taubheit möglichst kurz bleibt (Bittencourt et al., 2012).

Im Falle prä- oder perilingual ertaubter Kinder sollte eine Implantation möglichst frühzeitig erfolgen, nachdem ausgeschlossen wurde, dass mit einer optimalen Hörgeräteversorgung ein zufriedenstellender Erfolg erzielt werden kann. Liegt aufgrund einer bakteriellen Meningitis eine obliterierende Labyrinthitis vor, sollte die Diagnose und die Implantation so früh wie möglich erfolgen, da die intracochleäre Implantation dadurch stark erschwert werden kann (Lenarz & Laszig, 2012).

Absolute Kontraindikationen bestehen bei nicht sichergestellter postoperativer Nachsorge und Rehabilitation, nicht vorhandener Rehabilitationsfähigkeit, fehlender Cochlea oder fehlendem Hörnerv sowie zentral bedingter Taubheit; relative Kontraindikationen sind schwere Allgemeinerkrankungen, Mittelohrentzündungen, ein negativer subjektiver Promontoriumstest und therapieresistente Epilepsie (Lenarz & Laszig, 2012).

3.3. Aufbau und Funktionsweise des Cochlea Implantats

3.3.1. Aufbau

Zu einem Cochlea-Implantat-System gehören ein äußerer und innerer Teil, wobei der äußere Teil aus Audioprozessor, Mikrofon und Sendespule; der innere aus einem hermetisch verschlossenen Elektronikteil, Receiverspule mit dem Magneten im Zentrum und Elektrodenarray mit den Stimulationselektroden besteht. Je nach Hersteller befinden sich 12 bis 22 Einzelelektroden auf dem flexiblen Elektrodenträger aus Silikon, der einen Durchmesser von weniger als einem Millimeter hat. Die Elektroden sind über extrem dünne Platindrähte mit der Elektronik verbunden und auf bis zu 28 mm Länge angeordnet. Zusätzlich ist für die elektrische Stimulation des Hörnervs eine Referenzelektrode nötig. Diese befindet sich abhängig vom Hersteller am metallischen Implantatgehäuse oder wird als separate Elektrode ausgeführt. Die Implantate einiger Hersteller stimulieren den Hörnerv auch mit intracochleären Referenzen. Zwischen äußerem und innerem Anteil des Cochlea-Implantat-Systems besteht keine elektrisch leitende Verbindung. Die Energieversorgung des Implantats sowie der Datenaustausch mit dem Prozessor erfolgen über Hochfrequenzimpulse zwischen den beiden Spulen.

Der Audioprozessor, der in der Regel außen am Ohr getragen wird, besteht aus mehreren Anteilen und ist über ein flexibles Kabel mit der Sendespule verbunden, die ebenso wie die Receiverspule einen Magneten enthält. Mittels dieser Magneten wird die Sendespule außen an der Kopfhaut gehalten, wobei über die Einstellung der Stärke des Magneten an der Sendespule die Andruckstärke optimiert werden kann. Zugleich wird gewährleistet, dass beide Spulen exakt übereinander positioniert sind. Da das Implantat selbst keine Batterien zur Energieversorgung enthält, sind keine Revisionseingriffe zum Batteriewechsel nötig, wie es beispielsweise beim Herzschrittmacher der Fall ist.

Der modulare Aufbau des Audioprozessors ermöglicht den unproblematischen Austausch defekter Bauteile zum einen, die optimale Anpassung an die Wünsche des Patienten zum anderen. Sämtliche Hersteller konzipieren den Prozessor standardmäßig so, dass er, gleich einem Hörgerät, hinter der Ohrmuschel zu tragen ist. Es sind ein oder mehrere Mikrofone im Prozessor enthalten, welche das akustische Signal aufnehmen. Nach verschiedenen Stufen der Signalvorverarbeitung wird die Information an Mikrochips, in denen die eigentliche Kodierung erfolgt, weitergeleitet. Um die Stromversorgung zu gewährleisten, sind zwei bis drei Zink-Luft-Batterien enthalten, ferner besteht die Möglichkeit, einen Lithium-Akku einzusetzen.

Die Einstellungen des Prozessors, wie beispielsweise Laustärke und Empfindlichkeit, können vom Patienten individuell ausgewählt werden, z.B. über verschiedene Programme. Die

Bedienung ist entweder durch Schalter am Gehäuse des Prozessors oder zunehmend durch Fernbedienungen möglich (Mühler & Ziese, 2010).

3.3.2. Funktionsweise – Hören mit einem Cochlea Implantat

Die Schallwellen erreichen das Mikrofon und werden an den Prozessor weitergeleitet. Aufgabe des Prozessors ist es, die vom Mikrofon aufgenommenen akustischen Signale in ein elektrisches Impulsmuster umzuwandeln, auf dessen Basis der Hörnerv stimuliert werden kann. Um dies zu gewährleisten, muss das Schallsignal zunächst in seinen physikalischen Basisqualitäten (Frequenz, Lautstärke, Zeitverlauf und speziell im Sprachbereich Vokale und Konsonanten) analysiert werden. Das so verarbeitete akustische Signal wird an die Spule weitergeleitet, die, gehalten von den Magneten, direkt über dem Receiver an der Haut sitzt. Über Induktion wird die Information über das Reizmuster sowie die für die Reizung erforderliche Energie an den implantierten Receiver weitergegeben, welcher das Impulsmuster entschlüsselt und über die Elektrodenkontakte weiterleitet.

Die Kodierung und Übermittlung der Frequenz beruht darauf, das Signal in einzelne Frequenzbänder zu zerlegen, die jeweils einer Elektrode auf dem Array zugeordnet werden. Um die Tonotopie der gesunden Cochlea nachzuempfinden, werden die Elektroden, die hohe Frequenzen übermitteln, an der Basis der Cochlea platziert, Elektroden für tiefe Frequenzen zur Spitze hin. Der abgebildete Frequenzbereich variiert je nach Hersteller. Es kann zum Beispiel bei 22 verteilten Elektroden und einer Eindringtiefe von etwa 20 mm ein Frequenzbereich von 700 bis 11000 Hz abgedeckt werden.

Von den zweieinhalb Windungen der Cochlea werden etwa anderthalb durch die Elektroden versorgt. Dadurch verlagern sich die Elektroden, die für die Übertragung der tiefen Frequenzen sorgen, tendenziell in die basisnahen Bereiche der Cochlea, die normalerweise für die Übertragung höherer Frequenzen zuständig sind. Die ersten Höreindrücke werden von den Patienten deshalb oft als insgesamt zu hoch beschrieben. Im Verlauf der Hörrehabilitation lässt diese Wahrnehmung in den meisten Fällen wieder nach. Die in der Cochlea platzierten Elektroden übernehmen die Aufgabe der ausgefallenen Haarzellen, indem sie elektrische Impulse erzeugen, welche den Nervus acusticus stimulieren. Dieser leitet die Information zunächst an die primäre Hörrinde weiter, wo ein Höreindruck entsteht (Mühler & Ziese, 2010, Dillier, 2012).

3.4. Musikhören mit einem Cochlea Implantat

3.4.1. Allgemeine Aspekte der Musikwahrnehmung mit CI

Viele Patienten erreichen nach der Versorgung mit einem CI und einer umfassenden Hörrehabilitation ein insbesondere in ruhiger Umgebung weitgehend zufriedenstellendes Sprachverständnis. Der Zugang zu Musik fällt den meisten jedoch wesentlich schwerer. Patienten, die erst im höheren Lebensalter ertaubt und an ein natürliches Hören gewöhnt sind, haben dabei die größten Schwierigkeiten. Von den ersten Klangeindrücken beim Musikhören mit CI sind sie häufig enttäuscht und beschreiben den Klang als unnatürlich und „blechern“. Bereits bekannte Musikstücke müssen über einen längeren Trainingsprozess meist erst neu erarbeitet werden. Bedingt durch das stark eingeschränkte Erkennen von Tonhöhenunterschieden spielen bei der Wiedererkennung von Stücken weitere Merkmale wie Rhythmus, Timbre oder Liedtexte eine besonders große Rolle. Das Erschließen neuer Melodien stellt zumeist ein noch größeres Problem dar, da aufgrund der begrenzten Frequenzauflösung das Verfolgen völlig unbekannter Melodiekonturen ohne die Anhaltspunkte aus früheren Erfahrungen sehr schwierig ist. Mark Ross, ein vor der Implantation sehr musikbegeisterter Patient, beschreibt, dass er ohne den ständigen Vergleich mit den Erinnerungen an seine früheren Höreindrücke nicht fähig sei, in den neuen Klangeindrücken eine Melodie zu erkennen (Ross, 2008a; Ross, 2008b). Unter den CI-Patienten existiert eine große interindividuelle Variabilität für die Differenzierung von Tonhöhenunterschieden, Klangfarben, Metren und dem Erkennen von Melodiekonturen (Wright & Uchanski, 2012).

Prälingual ertaubten Patienten, die nie einen natürlichen Höreindruck kennen gelernt haben, fällt der Zugang zu Musik oft leichter. Da diese Patienten keinen Vergleich zu einem normalen Klangeindruck haben, bleibt die Enttäuschung aus, und sie finden häufig gerade an sehr rhythmischer Musik Freude. Dennoch zeigte sich in einer EEG-Studie mit prälingual ertaubten Kindern, dass im Gegensatz zur gleichaltrigen normalhörenden Kontrollgruppe Musik unabhängig von Dissonanzen als "angenehm" empfunden wurde (Marsella et al., 2014).

3.4.2. Akustische & physiologische Grundlagen der Musikwahrnehmung mit CI

Musik entsteht durch verschiedenste komplexe Klänge, die durch Instrumente oder die menschliche Stimme erzeugt werden. Der Klang ist als eine Summe von miteinander verschmelzenden Sinustönen definiert. Klänge bestehen aus einem Grundton, dessen Frequenz die Höhe des natürlichen Tones festlegt, und Oberwellen, welche die Klangfarbe bestimmen und bei harmonischen Klängen in ihrer Frequenz ganzzahlige Vielfache der Grundschwingung darstellen (siehe Abbildungen 3.1. und 3.2.). Bei jedem Klang, der mittels eines Musikinstruments erzeugt, beziehungsweise wenn der Klang eines Instrument elektronisch imitiert wird, ändert sich mit der Tonhöhe nicht nur die Grundschwingung, sondern jeweils auch die Zusammensetzung der Oberwellen (Michels, 1977). Die Zusammensetzung der Oberwellen bestimmt die individuellen Charakteristika von Musikinstrumenten oder menschlichen Stimmen und ermöglicht deren Unterscheidung. Je präziser bei jeglicher elektronischer Wiedergabe von Musik das Spektrum der Oberwellen wiedergegeben werden kann, umso natürlicher erscheint das Klangbild (Hunold, 1999).

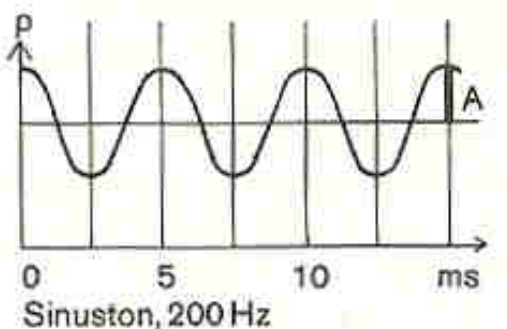


Abb. 3.1: schematische Darstellung eines Sinustons (aus Michels, 1977)

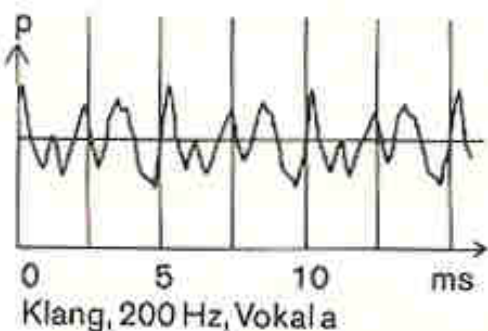


Abb. 3.2: schematische Darstellung eines Klangs (aus Michels, 1977)

Einfache Sinustöne, die nur aus einer Grundschwingung bestehen, würden die Haarzellen der Cochlea nur in einem räumlich sehr begrenzten Areal reizen. Bei der Wahrnehmung von Klängen hingegen wird durch die Vielzahl der Oberwellen die Basilarmembran an verschiedenen Stellen ausgelenkt. Die unterschiedlichen Frequenzen in einem solchen

Wellenspektrum liegen dabei oft dicht beieinander. Die gesunden Haarzellen sind in der Lage, bis zu einer Frequenz von etwa 2000 Hz auf jede Auslenkung dieser Schwingung zu reagieren und fungieren dabei als Halbwellengleichrichter, sodass die einzelnen Nervenfasern synchron zur Schwingung erregt werden. Die Prozessoren der Cochlea Implantate teilen die akustischen Signale in Frequenzbänder, denen jeweils eine Elektrode zugeordnet wird und stimulieren den Hörnerv mit biphasischen elektrischen Impulsen in einer Frequenz von maximal 300 Hz. Dadurch wird die temporale Hüllkurve des Signals übertragen, nicht aber die temporale Feinstruktur (Drennan & Rubinstein, 2008).

Weitere Einschränkungen bestehen durch das stark reduzierte Frequenzspektrum, welches Cochlea Implantate übertragen. Die Mikrofone sind vorrangig dafür konzipiert, den Hauptsprachfrequenzbereich abzudecken, sodass sowohl sehr hohe als auch sehr tiefe Frequenzbereiche verloren gehen. Die für das Sprachverständnis benötigten zeitlichen Hüllkurven können im Allgemeinen präzise genug abgebildet werden, es bestehen jedoch große Defizite in der spektralen Auflösung (Sandmann et al., 2010). Die in der Cochlea platzierten Elektroden bekommen ein im Vergleich zu intakten Haarzellen extrem breites Frequenzband zugeordnet. Das erzeugte elektrische Feld stimuliert mit seiner verhältnismäßig großen Breite immer eine ganze Gruppe von Nervenfasern, sodass die räumliche Auflösung und damit die tonotopische Repräsentation stark eingeschränkt sind. Auch bei 22 implantierten Elektroden existieren funktionell nur drei bis neun Kanäle. Um eine Melodie anhand der Hüllkurve sicher identifizieren zu können, werden mindestens 64 funktionelle Kanäle benötigt (Smith et al., 2002). Hinzu kommen unterschiedlich stark ausgeprägte physiologische Defizite im auditorischen System ertaubter Patienten. Während der Phase der Taubheit kommt es zu neuronalen Degenerationserscheinungen, die ebenfalls eine Reduktion der spektralen Auflösung zur Folge haben können. Die Frequenzdiskrimination unterliegt starken interindividuellen Unterschieden und reicht von der Differenzierung eines Halbtonabstands bis zu zwei Oktaven Unterschied, die benötigt werden, um zwei Töne als verschieden zu identifizieren (Drennan & Rubinstein, 2008).

Von entscheidender Bedeutung für die Identifikation von Instrumenten beziehungsweise Stimmen und damit für Musikwahrnehmung und -genuss sind Klangfarben oder Timbre. Durch die spektrale und zeitliche Hüllkurve wird das Timbre eines akustischen Signals bestimmt, und die relativ gute Wiedergabe der temporalen Hüllkurve bietet CI-Trägern die Möglichkeit einer gewissen Differenzierung verschiedener Klangfarben. Aufgrund der durch technische und physiologische Defizite hervorgerufenen Verzerrung der spektralen Form fällt die Wahrnehmung übertragener Klangfarben, beispielsweise die Identifikation von Instrumenten, jedoch schwer (Drennan & Rubinstein, 2008; Timm et al., 2012). Dies gehört zu den Hauptgründen dafür, dass die Musik großer Ensembles für CI-Patienten besonders schwer zu verarbeiten ist.

Auch der dynamische Bereich unterliegt starken Limitationen. Das gesunde Gehör ist in der Lage, eine Spanne von 120 dB wahrzunehmen. Bei elektronisch stimuliertem Hören kann die dynamische Bandbreite teilweise lediglich zwischen 10 und 30 dB liegen. Am deutlichsten bringt dies Einschränkungen bei der Wahrnehmung der umfassenden Dynamik von Musikstücken mit sich, andererseits sind dadurch auch Verluste bei der Übertragung feiner dynamischer Differenzen der einzelnen Frequenzen innerhalb eines Klangs bedingt, die das Spektrum eines komplexen Klangs bestimmen. Dadurch wird vorrangig die Wahrnehmung von Vokalen im Sprachbereich und Timbre im Allgemeinen beeinträchtigt. Rhythmuserkennung hingegen ist für CI-Patienten zumeist am einfachsten und gegenüber Normalhörenden größtenteils uneingeschränkt. Die Onsets akustischer Signale werden durch die temporalen Hüllkurven vom Implantat mit relativ guter Exaktheit übertragen. Dennoch ist auch die Übertragung temporaler Feinstrukturen eines Signals mit CI im Vergleich zum normalen Gehör weniger präzise (Drennan & Rubinstein, 2008; Sandmann et al., 2010; Wright & Uchanski, 2012).

3.4.3. Beeinflussende Faktoren

Das Outcome für Musikwahrnehmung und -genuss ist zum einen von individuellen Faktoren wie früheren Hörerfahrungen und -gewohnheiten, Erfahrung mit dem Implantat, Dauer der Taubheit und auditorischem Gedächtnis abhängig (Sandmann et al., 2010). Besonders für die Zufriedenheit beim Musikhören bestehen Korrelationen mit der Musikerfahrung nach der Implantation. Ein gutes Sprachverständnis scheint mit einer besseren Timbre-Identifikation assoziiert und verbessert entsprechend auch das Wahrnehmen von Liedtexten und damit die Zufriedenheit beim Hören von Musik mit Text. Musikalisches Training in der Schule und/oder im Erwachsenenalter nimmt ebenfalls einen positiven Einfluss auf Tonhöhen- und Timbre-Differenzierung und die Erkennung von Melodien. Das Tragen von Hörgeräten als Ergänzung zum Implantat kann ebenfalls für Verbesserungen bei der Musikwahrnehmung sorgen (Gfeller et al., 2008).

Zum anderen ist die Exaktheit der Musikwahrnehmung maßgeblich durch die Rehabilitation und das individuelle Hörtraining jedes einzelnen beeinflussbar. Insbesondere im Bereich der Musikwahrnehmung können durch intensives Üben die Unterscheidung von Tonhöhen und die Identifikation von Klangfarben verbessert werden (Ross, 2008a,b; Drennan & Rubinstein, 2008; Sandmann et al., 2010).

3.4.4. Verbesserungsmöglichkeiten für die Musikwahrnehmung mit CI

Im Folgenden sollen einige Beispiele für Möglichkeiten zur Verbesserung der Musikübertragung genannt werden. Ein größeres dynamisches Spektrum könnte für eine bessere Auflösung der dynamischen Abstufungen spektraler und zeitlicher Domänen sorgen, eine räumlich schärfer getrennte Reizung des Hörnervs durch die Elektroden die Tonhöhenunterscheidung verbessern. Eine weitere Möglichkeit zur Erhöhung der spektralen Auflösung basiert auf dem Prinzip der psychophysikalischen Maskierung. Nichtessentielle Anteile eines Signals werden unbewusst maskiert. Die Anwendbarkeit für das Implantat besteht darin, von vornherein nur limitierte, zur Identifikation einer akustischen Information notwendige Komponenten des akustischen Reizes zu übertragen. Ein weiterer Ansatz zur Erhöhung der spektralen Auflösung ist eine Form der Konditionierung des Hörnervs. Bei Normalhörenden erfährt der Hörnerv durch die Spontanaktivität intakter Haarzellen auch ohne akustischen Input eine kontinuierliche Reizung, wodurch die Erregungsbereitschaft im Falle eines sensorischen Reizes erhöht wird. Ohne intakte Haarzellen geht diese Konditionierung des Nervs verloren und die Erregbarkeit nimmt ab. Durch künstliche Erzeugung einer pulsatilen hochfrequenten Stimulation kann das Antwortverhalten des elektronisch stimulierten Hörnervs dem Reizmuster bei gesundem Gehör nachempfunden werden. Dadurch kann möglicherweise eine Vergrößerung der dynamischen Bandbreite erreicht werden, verbunden mit einer besseren Auflösung der Amplitudenbereiche und der zeitlichen Hüllkurve (Drennan & Rubinstein, 2008).

4. ELEKTROENZEPHALOGRAMM UND EVOZIERTE POTENTIALE

4.1. Elektroenzephalogramm (EEG)

Im Jahr 1929 gelang es dem deutschen Psychiater Hans Berger erstmals, die elektrische Aktivität des menschlichen Gehirns abzuleiten. Er nannte seine Entdeckung Elektroenzephalogramm (EEG). Mittlerweile stellt das EEG längst eine etablierte nichtinvasive Methode zur Untersuchung kognitiver Prozesse oder zur klinischen Diagnostik dar. Durch die Aktivität der einzelnen Neurone an der Hirnoberfläche entsteht ein elektrisches Feld, welches entweder auf dem Skalp oder direkt auf dem Kortex über Elektroden abgegriffen werden kann. Es besteht die Möglichkeit, die elektrische Aktivität unipolar oder bipolar abzuleiten. Bei der bipolaren Ableitung wird die Potentialdifferenz zwischen zwei Elektroden gemessen, bei der unipolaren Ableitung wird für jede Elektrode das Potential mit einer neutralen Elektrode oder allen Elektroden verglichen. Auf dem Skalp gemessen, beträgt die Amplitude um die 100 μV , auf der direkten Gehirnoberfläche 1-2 mV. Die Ruhespannung eines Neurons liegt bei etwa -70 mV, im Peak eines Aktionspotentials werden positive Werte erreicht. Die Frequenzbreite der Spontanaktivität liegt zwischen unter 1 Hz und 50 Hz (Malmivuo & Plonsey, 1995). Der Vorteil des EEG liegt in der hohen zeitlichen Präzision, der Nachteil besteht in einem relativ geringen räumlichen Auflösungsvermögen. Für eine qualitativ möglichst hochwertige Aufzeichnung sollte der elektrische Widerstand zwischen Elektroden und Haut weniger als 5 k Ω betragen (Pivik et al., 1993).

Die Anordnung der Elektroden auf dem Skalp erfolgt standardisiert nach dem 10-20er System nach Jasper von 1958. Dabei werden die Positionen, basierend auf topografischen Landmarken auf dem Schädel (Nasion, Inion und präaurikuläre Punkte), wie folgt festgelegt: Zunächst wird eine Linie vom Nasion (Nz) zum Inion (Iz) bestimmt. Auf der Hälfte der Länge dieser Linie befindet sich der Vertex. Dieser Punkt ist gleichzeitig die Position von Cz. Alle auf dieser sagittalen Linie liegenden Elektroden erhalten den Index z. Die auf der linken Hemisphäre positionierten Elektroden erhalten ungerade Zahlen als Index, die auf der rechten Hemisphäre gerade Zahlen. Das originale 10-20er System wurde 1985 von 21 auf 74 Elektroden erweitert, um genauere topografische Zuordnungen zu ermöglichen. Die Erweiterung des 10-20er Systems wird als das "10% System" beziehungsweise als 10-10er System bezeichnet und ist zum Standard der American Electroencephalographic Society

geworden. Zunehmend tendieren Wissenschaftler dazu, eine höhere Zahl von Kanälen zu nutzen, wobei eine Anzahl von 128 Elektroden nicht mehr ungewöhnlich ist. Ebenso sind bereits Systeme mit 256 Elektroden kommerziell erhältlich (Oostenveld & Praamstra, 2001).

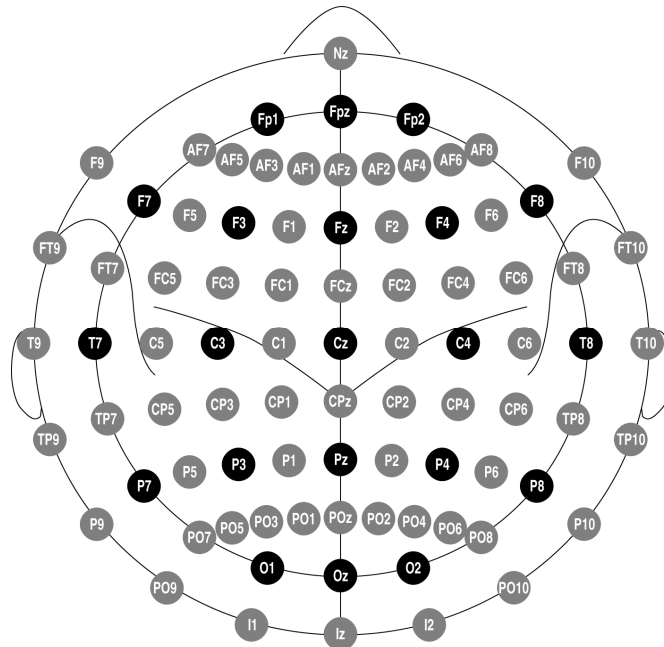


Abb. 4.1: Elektrodenpositionen und Bezeichnungen. Schwarz: Positionen im ursprünglichen 10-20er System, grau: spätere Erweiterungen im 10-10er System (Oostenveld & Praamstra, 2001)

4.2. Evozierte Potentiale (ERP)

4.2.1. Definition ERP

Evozierte Potentiale stellen Reaktionen auf sensorische, psychische oder motorische Ereignisse im Elektroenzephalogramm dar, daher auch die Bezeichnung ereigniskorrelierte Potentiale (EKP) beziehungsweise der englischsprachige Begriff event-related potential (ERP). Im abgeleiteten Nativ-EEG sind die ERPs aufgrund der geringen, im Mikrovoltbereich liegenden Amplituden nicht sichtbar. Um das Signal-Rausch-Verhältnis so weit zu verbessern, dass ein ERP sichtbar wird, muss eine Serie von Stimulationen erfolgen und das Signal über die Stimulationen gemittelt werden (Malmivuo & Plonsey, 1995; American Clinical Neurophysiology Society, 2006). ERPs sind durch die Parameter Latenz, Amplitude, Topografie (Verteilung auf dem Skalp), Polarität (positiv oder negativ) und Sensitivität auf charakteristische Manipulationen gekennzeichnet. ERPs werden durch ihre Polaritäten und ihre Latenzen bezeichnet, z.B. erhält eine Positivierung nach 200ms die Bezeichnung P200 (May & Tiitinen, 2010).

Die Mittelung der ERPs wird im Vergleich zu einer sogenannten Baseline betrachtet. Im Zeitfenster der Baseline müssen die experimentellen Bedingungen gleich bleiben (American Clinical Neurophysiology Society, 2006; Woodman, 2010). Die Baseline dient dazu, Schwankungen des Gesamtpotentials, die während der Messung auftreten können, auszugleichen. Dafür wird die mittlere Aktivität im Zeitraum der Baseline von jedem Datenpunkt in dem für das ERP zu betrachtenden Zeitraum subtrahiert (Woodman, 2010).

4.2.2. Die N1

Jeder akustische Stimulus löst eine Serie von ERPs aus, die durch ihre verschiedenen Latenzen, topografischen Verteilungen auf dem Skalp und ihre Polaritäten gekennzeichnet sind (May & Tiitinen, 2010). Die N1 ist das deutlichste auditorische ERP. Sie stellt sich als breite Negativierung dar, die 60ms – 80ms nach Onset eines auditorischen Stimulus auftritt und bis 160ms andauern kann. Die maximalen Amplituden treten fronto-central auf. Nach 95-100ms findet sich ein früher, erster Peak. Häufig kommt es nach 120-130 ms zu einem zweiten Peak. 160-180ms nach Stimulus-Onset erreicht das Signal wieder das Niveau der Baseline. Generatoren der N1 werden in der Mittellinie und temporal vermutet und besitzen eine tonotopische Anordnung. Zudem reflektieren die N1-Komponenten die Stimulus-Dauer bzw. die akustische Energie bei Stimulus-Onset. Die Amplituden der N1 erhöhen sich mit Verlängerung der Stimulus-Dauer. Ebenfalls höhere Amplituden finden sich, wenn das Intervall zwischen den Stimuli verlängert wird (Woods, 1995).

4.3. Mismatch Negativity (MMN)

4.3.1. Definition

Die *Mismatch Negativity* zählt zu den ereigniskorrelierten Potentialen, und wird aufmerksamkeitsunabhängig ausgelöst. Sie wird durch auditive Reize induziert, die von der Regelmäßigkeit in einem akustischen Signal abweichen (Duncan et al., 2009). Es ist außerdem umstritten, inwieweit auch visuelle Reize eine MMN auslösen können (Pazo-Alvarez et al., 2003; Czigler, 2014).

Die Abweichungen vom akustischen Standard können verschiedenster Art sein, z.B. Variationen Tonhöhe und Intensität, und müssen in ihrer Größe über der individuellen Diskriminationsschwelle liegen. Die Potentiale der frontalen und zentralen Elektroden lösen im Vergleich zum Standard-ERP einen negativeren Peak mit einer Latenz von 100 – 250 ms nach Stimulus-Onset aus, wobei sich die maximale Negativierung an Fz und Cz findet. Man erhält das MMN-Signal, indem das ERP des Standards vom ERP des Devianten subtrahiert. Aufgrund der Lage des MMN auslösenden Dipols im primären auditorischen Kortex ist an den Mastoidelektroden zeitgleich die umgekehrte Polarität messbar (Näätänen, 1995; Duncan et al., 2009). Die Stärke der Negativierung, die topografische Verteilung über dem Skalp sowie die Latenz hängen dabei von der Art und Abweichungsstärke der Devianten und der Komplexität der präsentierten Klänge ab. Mit zunehmender Größe der Abweichungen steigt die Amplitude und sinkt die Latenz der MMN. Dasselbe gilt bei höherer auditorischer Diskriminationsfähigkeit eines Individuums (Näätänen, 2008).

Jene Negativierung als Antwort auf Veränderungen in der akustischen Umwelt wurde 1968 von Butler entdeckt und 1975 durch Squires, Squires und Hillyard beschrieben. 1976

bezeichneten Snyder und Hillyard das Phänomen als „Mismatch Detektor“. Näätänen, Gaillard und Mäntysalo subtrahierten 1978 die N1-Antwort auf die Standards von denen auf die Devianten und nannten das Ergebnis „*Mismatch Negativity*“. Um eine MMN auszulösen, werden die akustischen Stimuli im sogenannten *Oddball-Paradigma* präsentiert: Zunächst werden die Standards kontinuierlich wiederholt. Wenn diese monotone Reihe aus Standards schließlich von einem Deviant unterbrochen wird, verschiebt sich das Potential des ERP ins Negative (May & Tiitinen, 2010).

Die MMN besteht aus zwei Subkomponenten, deren Generatoren zum einen im auditorischen Kortex im Temporallappen, zum anderen im Frontallappen lokalisiert sind. Der frontale Anteil ist in der rechten Hemisphäre dominant. Es kann davon ausgegangen werden, dass im auditorischen Kortex die aufmerksamkeitsunabhängige Detektion der Abweichung stattfindet, während der frontale Anteil der MMN für die unwillkürliche Richtung der Aufmerksamkeit auf die akustische Veränderung verantwortlich ist (Alho 1995; Näätänen et al., 2005).

4.3.2. Verschiedene Erklärungsansätze für den der MMN zugrundeliegenden physiologischen Mechanismus

Die *Memory-Hypothese*

Die am weitesten verbreitete Erklärung zur Entstehung der MMN ist die Model-Anpassungs-Hypothese oder *Memory-Hypothese*. Laut dieser Theorie entsteht durch die kontinuierliche Wiederholung des Standard-Stimulus im sensorischen Arbeitsgedächtnis eine Gedächtnisspur. Solange diese Gedächtnisspur aktiv ist, wird bei Abweichungen vom Standard durch einen automatischen, präattentiven Detektionsprozess für akustische Veränderungen eine MMN ausgelöst (Näätänen et al., 2005).

Das Zeitfenster nach der Präsentation der Standards, innerhalb welchem durch Präsentation eines Devianten eine MMN ausgelöst werden kann, beträgt etwa 10 Sekunden. Dies entspricht der geschätzten Dauer für das auditive sensorische Gedächtnis (Näätänen, 2003). Mit zunehmendem Alter nimmt die Zeitdauer, in der die *Memory-Spur* aktiv und damit eine MMN auslösbar ist, ab. Während bei einem ISI von 0,5 s die MMN bei jüngeren Probanden (Durchschnitt 22 Jahre) und älteren (Durchschnitt 59 Jahre) noch keine Unterschiede zeigt, nimmt die Amplitude der MMN bei einem Interstimulusintervall (ISI) von 3,5 s bei der älteren Gruppe ab (Pekkonen et al. 1996). Die Latenz und Amplitude der MMN hingegen sind nur abhängig von der individuellen Diskriminationsfähigkeit beziehungsweise der Abweichungsart und -größe (Näätänen, 2008).

Das Adaptationsmodell

Eine alternative Erklärungsmöglichkeit für die Entstehung der MMN bietet das Adaptationsmodell. Diese Theorie basiert auf der Annahme, dass die Neurone im auditorischen Kortex tonotopisch angeordnet sind und beinhaltet ferner, dass durch die kontinuierliche Stimulation mit dem Standard die Neurone im auditiven Kortex ihre N1-Antwort an die gleichförmige Erregung adaptieren und sich die Negativierung somit verringert. Laterale Inhibition trägt vermutlich ebenfalls zur Abnahme der Negativierung bei. Damit sinkt die Amplitude. Sobald sich der Input durch eine Abweichung vom Standard verändert, werden andere, unadaptierte Neurone („fresh afferents“) erregt, wodurch sich das Potential wieder stärker negativiert. Somit entspricht die MMN einer modulierten N1-Antwort der adaptieren bzw. nicht adaptierten Neurone. Außerdem wird in dieser Hypothese nicht davon ausgegangen, dass es ein präattentives, automatisches Detektionssystem für akustische Abweichungen gibt, welches die MMN auslöst. Die Neurone, welche die MMN auslösen, sind laut Adaptationsmodell identisch mit denen, die die N1 auslösen (May & Tiitinen, 2010).

Argumente gegen das Adaptationsmodell

Ein wichtiges Argument, das gegen das Adaptationsmodell spricht, sind die unterschiedlichen Latenzen für N1 und die MMN. Der Peak der MMN erscheint zwischen 100 ms und 250 ms nach Stimulus-Onset, und damit später als die N1, die bereits 60-80ms nach Stimulus-Onset beginnt und bis zu 160ms nach Stimulus-Onset andauern kann (Näätänen et al., 2005).

Außerdem ist eine MMN auch unter einigen Bedingungen auslösbar, unter denen keine N1 ausgelöst werden kann, beispielsweise im Schlaf oder bei Komapatienten. Auch das Auslassen eines erwarteten Tons hat eine MMN, allerdings keine N1 zur Folge. Eine MMN entsteht auch dann, wenn unter aufsteigenden Tonpaaren in unterschiedlicher Tonhöhe unerwartet ein absteigendes Tonpaar auftaucht. Durch den vorausgegangenen Wechsel der Tonlage dürfte aber keine Adaptation von tonotopisch angeordneten Neuronen erfolgt sein, was ein weiteres starkes Argument gegen das Adaptationsmodell darstellt. Andererseits löst der erste Ton einer Reihe von Stimuli niemals eine MMN, grundsätzlich aber eine besonders starke N1 aus. Wenn die zeitlichen Abstände zwischen den Stimuli mit mehr als zehn Sekunden zu groß werden, ist ebenfalls keine MMN, aber trotzdem noch eine N1 auslösbar. Auch die topografischen Verteilungen der N1- und MMN-Komponenten unterscheiden sich. Die temporale Komponente der MMN liegt weiter anterior als die der N1. Während die N1 auf der kontralateralen Seite zum stimulierten Ohr prädominant ist, ist die MMN für Klänge grundsätzlich in der rechten Hemisphäre und für sprachliche Stimuli in der linken Hemisphäre dominant (Näätänen, 2000). Zusätzlich existiert eine frontale Komponente der

MMN, was für die N1 nicht zutrifft. Bei frontalen Läsionen verschwindet oder verringert sich die MMN je nach Ausmaß des Schadens, während die N1 unbeeinflusst bleibt. Musikalische Erfahrung oder ein gezieltes Hörtraining verstärken die MMN, haben aber keinerlei Auswirkungen auf die N1 (May & Tiitinen, 2010).

Pharmakologische Manipulationen zeigten, dass NMDA-Antagonisten nur die Generierung der MMN blocken. Daraus kann man schließen, dass die N1 von anderen Neuronenpopulationen im primären auditorischen Kortex generiert wird, deren Aktivität von NMDA-Antagonisten unbeeinflusst bleibt. Serotonin- und Muskarinrezeptoragonisten hingegen zeigten kaum einen Einfluss auf die MMN. Ginge man davon aus, dass die MMN auf Adaptationsvorgängen beruht, wäre jedoch eine Verstärkung der MMN zu erwarten gewesen, da Serotonin- und Muskarinrezeptoren neuronale Adaptation verstärken (Garrido et al., 2009).

Argumente für das Adaptationsmodell

Adaptation stellt auch in anderen sensorischen Systemen die Basis für die Verarbeitung dar, beispielsweise in der visuellen oder sensiblen Verarbeitung. Befürworter des Adaptationsmodells halten es deshalb für naheliegend, dass auch die Verarbeitung im auditorischen System auf ähnlichen Prinzipien beruht (May & Tiitinen, 2010). Außerdem konnte bisher keine Quelle für die Mismatch-Detektion lokalisiert oder nachgewiesen werden.

Ein zentrales Argument für das Adaptationsmodell ist die nachgewiesene tonotopische Anordnung der Neurone im auditorischen Kortex sowie die selektiven Antworten verschiedener Neuronengruppen auf unterschiedliche Sound-Features wie beispielsweise Intensität und Frequenz, die unabhängig voneinander sind (Schreiner et al., 2000). Dies spricht dafür, dass Standard- und Deviant-Sounds jeweils unterschiedliche Neurone aktivieren, beziehungsweise dass sich die erregten Neuronengruppen bei geringen Abweichungen überlappen (May & Tiitinen, 2010).

Eine mögliche Erklärung für die längeren beziehungsweise variablen Latenzen der MMN im Vergleich zur N1 ist die Annahme, dass sich die N1-Antworten durch Adaptation und laterale Inhibition verzögern könnten. Dabei sind Adaptation und laterale Inhibition sensitiv auf die Abweichungsgröße der Devianten. Die Latenz der Signaldifferenzen der N1-Antworten nimmt zu, wenn die Frequenzdifferenz abnimmt (May et al. 1999).

Das Fehlen der MMN beim ersten Stimulus lässt sich auch im Adaptationsmodell leicht damit erklären, dass ohne Wiederholungen noch keine Adaptation erfolgt sein kann. Bei großen ISIs ist es denkbar, dass die Neurone ihren adaptierten Zustand wieder verlieren, ehe der Deviant erscheint. Auch die Detektion von zeitlichen Unterschieden wie z.B. Stimuluslänge und ISI sei durch eine Adaptation von Neuronengruppen erklärbar (May & Tiitinen, 2010).

Die weiterführende Diskussion dieses Themas soll nicht Gegenstand dieser Arbeit sein. Für nähere Ausführungen und weitere Argumentationen siehe u.a. May und Tiitinen 2010. Da die *Memory*-Hypothese die am meisten verbreitete und akzeptierte Theorie darstellt, soll sie für die vorliegende Arbeit als Grundlage dienen.

4.3.3. Bedeutung der MMN in Klinik und Forschung

Die MMN zeigt laut *Memory*-Hypothese die unbewusste Reaktion auf Veränderungen eines akustischen Modells, das im sensorischen Gedächtnis gespeichert wird. Damit entspricht die MMN einer Reaktion auf jegliche wahrnehmbare Veränderungen der akustischen Umgebung und reguliert über die frontale Komponente die unwillkürliche Aufmerksamkeit auf akustische Veränderungen. Ein großer Vorteil ist, dass die MMN von bewusster Aufmerksamkeit weitestgehend unbeeinflusst bleibt und damit keine aktive Mitarbeit des Probanden erfordert. Im klinischen Kontext wird die MMN daher als objektives Maß für die auditive Diskriminationsfähigkeit angesehen und vielfältig eingesetzt. Unter anderem gelang das Auslösen einer MMN selbst bei komatösen Patienten kurze Zeit bevor sie das Bewusstsein wiedererlangten. Bei Komapatienten, die später verstarben, gelang dies allerdings nicht. Die Auslösbarkeit einer MMN bei Komapatienten kann somit neben anderen Faktoren zur Beurteilung der Prognose herangezogen werden (Näätänen, 1995; Näätänen, 2003).

Die MMN ist bereits bei Neugeborenen auslösbar und damit das in der Entwicklung früheste auslösbare kognitive ERP. Mithilfe der MMN können bereits bei Neugeborenen Entwicklungsprobleme im auditorischen Kortex erkannt werden, die zu verminderter Sprachwahrnehmung und damit zu verzögerter Sprachentwicklung führen können. Auch bei Personen mit Dyslexie fanden sich verringerte MMN-Amplituden, insbesondere bei sprachlichen Stimuli wie Silben (Schulte-Körne et al. 1998). Bei Schizophrenie-Patienten finden sich ebenfalls verringerte MMN-Amplituden, vor allem bei Variationen der Tondauer und Frequenz. Entsprechend der verringerten MMN fiel es diesen Patienten auch schwerer, Töne zuzuordnen. Dieser Effekt korrelierte mit der Schwere der Negativsymptomatik (Catts et al., 1995). Eine mögliche Erklärung für diese Zusammenhänge ist die gestörte Funktion des NMDA-Rezeptors bei Schizophrenie (Näätänen, 2003).

Mit zunehmendem Alter nimmt die Leistungsfähigkeit des auditorischen sensorischen Gedächtnisses und somit Dauer der Aktivität der Gedächtnisspur ab (siehe oben). Bei Alkoholmissbrauch beschleunigen sich diese Alterungsprozesse im auditorischen Gedächtnis. Dasselbe Phänomen lässt sich bei Morbus Alzheimer beobachten (Näätänen, 2003).

Demnach ist die Bestimmung der auditorischen Diskriminationsfähigkeit von Cochlea Implantat Patienten nur eine Möglichkeit der Anwendung.

5. MUSIK ALS BESTANDTEIL DER HÖRREHABILITATION

In den vergangenen Jahren gewannen an einigen Cochlea Implantat Zentren musiktherapeutische Ansätze neben einer intensiven Sprachtherapie in der Rehabilitation der Patienten zunehmend an Bedeutung. Musik als festen Bestandteil in den Rehabilitationsprozess hörgeschädigter Patienten zu integrieren, geschieht zum einen unter dem Aspekt der gesteigerten Lebensqualität. Andererseits beinhaltet ein musikalisches Training insbesondere für Hörgeschädigte ein viel weiter reichendes Spektrum an Vorteilen, welches über die Freude an Musik hinausgeht. Zahlreiche kürzlich durchgeführte EEG und fMRT-Studien zeigen, dass musikalisches Training die Fähigkeiten zur Sprachverarbeitung fördert (siehe u.a. Parbery-Clark et al., 2009; Kraus et al., 2012; Hausen et al., 2013). Desweiteren erhöht musikalisches Training die Neuroplastizität (Shahin, 2011), die selektive Aufmerksamkeit (Strait & Kraus, 2013) und erweitert das Arbeitsgedächtnis (Parbery-Clark et al., 2009). All diese Aspekte sprechen dafür, regelmäßiges musikalisches Training in die Hörrehabilitation zu integrieren, um gerade CI-Trägern die Neuerarbeitung der Sprache zu erleichtern, relevante neuronale Netzwerke zu stärken und den Patienten außerdem den Zugang zu Musik zu ermöglichen. In den folgenden Abschnitten soll genauer auf die Grundlagen und Mechanismen der Zusammenhänge von Sprache und Musik eingegangen werden.

5.1. Sprache und Musik - Gemeinsame akustische Eigenschaften

Betrachtet man Musik und Sprache in ihren akustischen Grundeigenschaften, so stellt man fest, dass es eine Reihe entscheidender Gemeinsamkeiten gibt. Frequenz bzw. Intonation sind die Grundlage für musikalische Melodieverläufe ebenso wie für Prosodie (Sprachmelodie). Die Sprechmelodie ist vor allem in Tonsprachen für die Semantik wichtig, denn die Kontur der Fundamentalfrequenz F_0 ist bei identischen Phonemen für die lexikale Bedeutung eines Wortes bestimmend. Es konnte jedoch am Beispiel der Tonsprache Mandarin-Chinesisch gezeigt werden, dass bei stiller Umgebung auch monoton gesprochene Wörter noch verständlich blieben. Insbesondere wenn sie sich im Kontext eines Satzes befanden, erwies sich die Verständlichkeit als vollständig. Sobald jedoch Nebengeräusche hinzukamen, war die Verständlichkeit monoton gesprochener Sätze wesentlich eingeschränkt. Ein ähnliches Phänomen ist bei Lautsprachen vorhanden. Monoton gesprochene Sätze sind in geräuschvoller Umgebung schwerer zu verstehen als bei erhaltener Prosodie (Patel et al., 2010; Wang et al., 2013). Aus dieser Beobachtung kann

man den möglichen Schluss ziehen, dass das Sprachverstehen bei Nebengeräuschen hörgeschädigten Patienten unter anderem deshalb besonders schwer fällt, weil sie die geringen Unterschiede in der Frequenzkontur eines Satzes nicht mehr oder nur eingeschränkt wahrnehmen.

Auch in Lautsprachen können diese Einschränkungen bisweilen das Satzverständnis behindern. Das einfachste Beispiel hierfür ist die Unterscheidung, ob der Sprechende am Satzende die Stimme hebt oder senkt. Sie ist für die Bedeutung des Satzes entscheidend und bestimmt, ob der Satz eine Frage oder eine Aussage ist. Dies ist vor allem dann von Relevanz, wenn die Syntax des Satzes sowohl zu einer Frage als auch zu einer Aussage passen würde (Beispiel: "Du gehst jetzt heim." oder "Du gehst jetzt heim?").

Harmonische Zusammenklänge sind für den Ausdruck eines jeden Musikstücks entscheidend und werden maßgeblich von den enthaltenen Oberwellenspektren bestimmt. Ihre Einteilung basiert auf den festgelegten Intervallen der chromatischen Zwölftonleiter. In der Sprache bilden Oberwellenspektren die Grundlage für die Unterscheidung von Vokalen, die durch bestimmte Frequenzmuster von Obertönen, den Formanten, charakterisiert sind. Primär entsteht durch die Schwingung der Stimmbänder im Larynx eine Grundfrequenz mit einer Reihe von Oberwellen, von denen bestimmte Frequenzen durch die Resonanzen im Nasopharynx verstärkt werden. Welche Formanten dabei gebildet werden, wird durch fein abgestimmte Bewegungen des weichen Gaumens, der Lippen, der Zunge und weiterer Strukturen reguliert. Von den insgesamt sechs Formanten kommt den ersten beiden die entscheidende Bedeutung bei der Vokalentstehung zu. Jeder Vokal stellt somit einen bestimmten harmonischen Zusammenklang dar. Ross et al. fanden zudem heraus, dass die Intervalle zwischen den Formanten im Wesentlichen den Intervallen der chromatischen Zwölftonleiter entsprechen (Ross et al., 2007). Diese Verbindung zwischen musikalischen und sprachlichen Intervallen ist eine mögliche Erklärung dafür, warum bestimmte Harmonien in der Musik bevorzugt werden.

Tonlängen und Pausen bestimmen den Rhythmus sowohl von Musik als auch von Sprache. Phoneme, bestehend aus Konsonanten und Vokalen, bilden die kleinsten Einheiten der Sprache. Das Wiedererkennen und Einordnen bestimmter Lautmuster ist die Grundlage für die Identifikation von Phonemen und das damit verbundene Wortverständnis. Das Herausfiltern und Verarbeiten der Bedeutung einzelner Wörter aus dem Kontext des Sprachflusses ist ausschlaggebend für das Verstehen von Sprache und basiert auf der Erkennung von Wortgrenzen. Dies wird vor allem durch den Sprechrhythmus, bestimmt durch die Länge der einzelnen Phoneme, Pausen, Betonungen und Abstufungen der Lautstärke, gewährleistet (Hausen et al., 2013).

Jenseits des Verstehens der gesprochenen Wörter ist die Wahrnehmung von Emotion und Intention des Gesprächspartners ein entscheidender Bestandteil der Kommunikation. Bereits mehrere Studien wiesen eine entscheidende Bedeutung akustischer Eigenschaften wie Tonhöhe, Lautstärke, Tempo und Rhythmus für den Ausdruck von Emotionen sowohl in Sprache als auch in Musik nach (Ilie & Thompson, 2006; Coutinho & Dibben, 2013; Quinto et al., 2013). Die Fähigkeit, auch in uns unbekannt Sprachen Emotionen identifizieren zu können, basiert auf der Erkennung einheitlich wiederkehrender prosodischer Kerncharakteristika, die universal in allen Sprachen für bestimmte Emotionen stehen (Coutinho & Dibben, 2013). Ilie und Thompson verglichen die Auswirkungen von Manipulationen in Tonhöhe, Lautstärke und Geschwindigkeit von Musik und Sprache auf das Empfinden der Zuhörer. Akustische Schlüsselmerkmale wie die Zunahme der Lautstärke wurden beispielsweise in beiden Domänen mit einer erhöhten Anspannung und Energie verbunden, ebenso wurde ein schnelleres Tempo sowohl für Sprache als auch für Musik als energischer empfunden. Eine geringere Lautstärke galt generell als angenehmer. Gegensätzliche Effekte fanden sich bezüglich der Frequenz. Während die Probanden Musik in tieferen Frequenzbereichen als angenehmer beurteilten, war dies für Sprache eher im höheren Frequenzbereich der Fall. Höhere Frequenzen wurden bei Musik mit einer größeren Anspannung assoziiert, hatten im Sprachbereich jedoch keinen Einfluss auf die Anspannung (Ilie & Thompson, 2006). Quinto et al. fanden in ihrem Experiment sowohl für Musik als auch für Sprache eine entscheidende Bedeutung von Rhythmus und zeitlichem Verlauf für den Ausdruck von Emotionen. Variationen der melodischen Intervalle hingegen waren nur im Sprachbereich signifikant mit der Darstellung von Emotionen verbunden (Quinto et al., 2013).

Klangfarben werden maßgeblich vom Spektrum der enthaltenen Oberwellen bestimmt (Hunold, 1999) und sind im musikalischen Bereich vor allem bedeutend für die Identifikation von Musikinstrumenten. Die Identifikation von Klangfarben ist für die Kommunikation im Alltag nötig, um beispielsweise zu hören, ob es sich um eine männliche oder weibliche Stimme handelt. Entscheidend für das Sprachverständnis wird die Klangfarbe dann, wenn es darum geht, einer Unterhaltung in einer Umgebung mit Störgeräuschen zu folgen. Insbesondere das Sprachverständnis bei Hintergrundgeräuschen stellt für hörgeschädigte Patienten ein Problem dar; sowohl bei weniger schwerer Hörbehinderung mit konventioneller Hörgeräteversorgung als auch nach Cochlea Implantation (Shahin, 2011).

5.2. Gemeinsame neurale Verarbeitungsmechanismen

Neurale Netzwerke, die sowohl für die Enkodierung von Sprache als auch für Musik verantwortlich sind, beziehungsweise Überlappungen dieser Netzwerke, bilden die Grundlage für die Einflussnahme von musikalischem Training auf die Sprachverarbeitung.

Vuust et al. wiesen in zwei Studien bei Musikern im Zusammenhang mit komplexen Rhythmus-Aufgaben eine Aktivierung des sprachassoziierten Brodman-Areals 47 nach, das eine Rolle bei semantischen Prozessen spielt. Rhythmische Spannungen, die durch Gegensätze zwischen akustischem Input und einer "Klopf"-Aufgabe erzeugt wurden, lösten eine Aktivierung aus, unabhängig davon, ob die metrischen Diskrepanzen durch den von den Probanden geklopfen Rhythmus oder durch die jeweils eingespielte Musik zustande kamen (Vuust et al., 2011b).

Es konnte ebenfalls gezeigt werden, dass sich die kognitiven Prozesse bei der Verarbeitung linguistisch und musikalisch komplexer Stimuli überlappen. Für die Verarbeitung syntaktisch komplexer Strukturen werden dieselben Ressourcen aktiviert wie für die Verarbeitung komplexer harmonischer Funktionen (Fedorenko et al., 2009).

Gemeinsame kognitive Mechanismen wurden außerdem für die Verarbeitung der Frequenz in Sprache und Musik nachgewiesen. Auch bei Individuen ohne musikalisches Training wurde eine starke Interaktion zwischen den Frequenzauflösungsfähigkeiten in Sprache und Musik festgestellt. Die Überlappungen befinden sich möglicherweise bereits auf dem Level der sensorischen auditorischen Bahnen, oder es existiert für beiden Domänen ein universelles Arbeitsgedächtnis (Perrachione et al., 2013).

5.3. Neuropsychologische Grundlagen - Die OPERA-Hypothese

Die von Patel und Kollegen formulierte OPERA-Hypothese stellt einen Erklärungsansatz für die positiven Effekte von musikalischem Training auf die Sprachverarbeitung dar. Sie basiert auf der Annahme, dass musikalisches Training die neuronale Plastizität in denselben subkortikalen Netzwerken verstärkt, die auch für die Sprachverarbeitung relevant sind. Dies funktioniert laut OPERA-Hypothese nur dann, wenn im Zusammenhang mit musikalischem Training fünf entscheidende Bedingungen erfüllt sind: O - overlap, P - precision, E - emotion, R - repetition, A - attention. Es wird davon ausgegangen, dass musikalisches Training grundsätzlich das Potential aufweist, diese Bedingungen zu erfüllen, sie jedoch nicht zwangsläufig erfüllen muss. Im Folgenden sollen die fünf Bedingungen näher erläutert werden.

Overlap: Die Verarbeitung der sowohl für Musik als auch für Sprache relevanten Kerncharakteristika muss durch dieselben neuronalen Netzwerke stattfinden, beziehungsweise auf ähnlichen Mechanismen beruhen. Das auditorische System verarbeitet besonders auf subkortikaler Ebene die grundlegenden Merkmale von Sprache und Musik, beispielsweise die Periodizität der Tonhöhe, mit denselben Netzwerken und nach gleichen Prinzipien. Nachdem bestimmt wurde, ob sich eine Frequenz in einem lexikalen oder musikalischen Kontext befindet, trennen sich die Verarbeitungswege auf kortikaler Ebene. Sprache wird in der dominanten, bei den meisten Menschen linken, Hemisphäre verarbeitet, wo der akustische Input mit semantischen Informationen verknüpft wird. Währenddessen scheint in der nicht-dominanten Hemisphäre die für Musik notwendige höhere spektrale Auflösung stattzufinden.

Präzision: Um die Sprachverarbeitung zu fördern, muss Musikverarbeitung höhere Präzisionsansprüche an diese Netzwerke stellen. Das heißt, wenn die Verarbeitungsmechanismen durch die Enkodierung von Musik stärker gefordert werden als durch Sprache, wird ihre Plastizität stärker induziert und die Sprachverarbeitung verbessert. Begründbar sind die höheren Präzisionsansprüche damit, dass man um beispielsweise eine Melodie erkennen zu können, viel feinere Frequenzunterschiede erfassen muss, als für das Sprachverstehen nötig ist. Bereits geringste Änderungen der Tonabstände wie ein Halbton beeinflussen eine Melodieführung deutlich oder entscheiden über grundlegende charakteristische Merkmale wie Dur und Moll. Der Eindruck "falsch" oder "richtig" liegt in einer Melodie stets dicht beieinander. Eine ebenso große Rolle spielt die zeitliche Präzision beim Onset der einzelnen Töne. Leicht unterschiedliche Rhythmen werden bereits bei Abweichungen im Hundertstelsekundenbereich empfunden. Darüber hinaus kommen bei der tiefer greifenden musikalischen Gestaltung noch viel feinere Abstufungen von Frequenz, Tempi, Klangfarben und Lautstärke zum Tragen, die Charakter, Ästhetik und Expression eines Stücks bestimmen.

Emotion: Höhere Präzisionsanforderungen an neuronale Netzwerke allein sind laut OPERA-Hypothese nicht ausreichend, um die neuronale Plastizität zu erhöhen. Zusätzlich sollte eine interne oder externe Motivation existieren. Eine gelungene musikalische Darbietung basiert auf der detaillierten Wahrnehmung feinsten akustischer Merkmale und ist darüber hinaus für den Spielenden mit starken positiven Emotionen assoziiert, dasselbe gilt auch für den aufmerksamen, genießenden Zuhörer. Der ausgedrückte Charakter des jeweiligen Musikstücks selbst ist dabei nicht entscheidend; wichtig ist, dass aus der gesamten musikalischen Erfahrung eine emotionale Belohnung resultiert.

Repetition: Ständige Wiederholung bildet die Grundlage für das Erlernen eines Musikinstruments ebenso, wie für das Erreichen der absoluten Kontrolle über die eigene Stimme. Wird intensives Üben wiederum von Erfolg gekrönt, hat dies positive Emotionen zur

Folge und wird dazu führen, dass der Prozess fortgesetzt wird und mit der Zeit, basierend auf wachsenden Erfahrungen, neuronale Plastizität induziert wird.

Attention: Für Musikverarbeitung ist eine fokussierte Aufmerksamkeit für akustische Details notwendig. Dies gilt insbesondere dann, wenn eine Person selbst musiziert, ebenso jedoch für konzentriertes Zuhören. Möglicherweise stellt fokussierte Aufmerksamkeit sogar den Anstoß für all diese Prozesse dar und ist die Grundlage für die Induktion der Plastizität. Die Anzahl der aktivierten Neurone, beispielsweise für die Verarbeitung der Frequenz, nimmt mit erhöhter Konzentration zu. Damit vergrößert sich die Exaktheit für die Wahrnehmung der Tonhöhe.

Die letzten drei Kriterien bedeuten allerdings auch, dass musikalisches Training nur dann positive Auswirkungen auf die Sprachverarbeitung hat, wenn sich eine Person mit Bereitwilligkeit und Freude mit Musik beschäftigt. So wird beispielsweise regelmäßiger Musikunterricht bei einem Kind, das keinen Spaß dabei hat und in den Stunden unaufmerksam ist, nicht zu einer Verbesserung der sprachlichen Fähigkeiten führen (Patel, 2011).

5.4. Strukturelle Veränderungen des Gehirns durch musikalisches Training

Das menschliche Gehirn besitzt plastische Eigenschaften. Die Fähigkeit, die Folgen von Verletzungen oder Ischämien bis zu einem gewissen Grad zu kompensieren, wird ebenso wie sämtliche Lernprozesse durch die Plastizität des Gehirns ermöglicht. Das Erlernen eines Instruments bedeutet ein intensives Training verschiedenster Domänen. Es erfordert eine exakte auditorische und visuelle Wahrnehmung genauso, wie die präzise Kontrolle diverser Muskelgruppen. Somit stellen Musiker ein ideales Modell dar, um durch Lernprozesse verursachte anatomische Veränderungen des Gehirns nachzuvollziehen. Im Vergleich zu Nicht-Musikern wurde in mehreren Studien eine Reihe strukturell-anatomischer Unterschiede gefunden (Barrett et al., 2013).

Um derartige Unterschiede und Korrelationen mit der Intensität des musikalischen Trainings nachzuweisen, führten Gaser und Schlaug 2003 ein Experiment mit Profi-, Amateur- und Nichtmusikern durch. In bestimmten Kortexarealen wurde bei Musikern im Vergleich zu Nichtmusikern eine Zunahme der grauen Substanz gefunden. Dazu gehören primäre motorische und somatosensorische Areale, prämotorische Areale, der Gyrus parietalis anterior superior sowie der Gyrus temporalis inferior beidseitig, die linksseitigen Heschl-Querwindungen und der linksseitige Gyrus frontalis inferior. Außerdem zeigte sich ein Zusammenhang zwischen dem Status "Musiker" und dem Volumen der grauen Substanz: Bei den Profimusikern fand sich das größte Volumen, bei den Laienmusikern etwas weniger, und am wenigsten bei den Nichtmusikern. Ähnliche Korrelationen wurden auch für das

Volumen im Bereich des linken Kleinhirns gefunden. Die Ergebnisse verdeutlichen, dass musikalisches Training mit einem erhöhten Volumen der musikrelevanten Hirnareale verbunden ist. Diese Areale sind vor allem für gesteigerte feinmotorische, auditorische, audiovisuelle und visuell-räumliche Verarbeitung sowie für die Integration von Afferenzen unterschiedlicher Sinnesmodalitäten (auditorisch, visuell, somatosensorisch) relevant (Gaser & Schlaug, 2003).

5.5. Musikalisches Training verbessert die Sprachverarbeitung

Insbesondere in akustisch komplizierten Situationen, wie zum Beispiel dem Sprachverstehen bei Hintergrundgeräuschen, zeigen Musiker verbesserte Fähigkeiten gegenüber Nichtmusikern. Dies konnte unter anderem 2009 von Parbery-Clark und Kollegen dargelegt werden. In der Gruppe der Musiker fand sich im Vergleich zu den Nicht-Musikern ein signifikant besseres Sprachverstehen im Störgeräusch (Parbery-Clark et al., 2009). Sprache bei Störgeräuschen zu verstehen setzt die Fähigkeit voraus, ein bestimmtes akustisches Signal aus einer Fülle anderer akustischer Reize zu separieren und getrennt zu verarbeiten. Die entscheidende Information dafür besteht in der klangfarblichen Struktur des zu verarbeitenden Signals, die maßgeblich durch die Hüllkurve und die harmonische Zusammensetzung bestimmt wird. Parbery-Clark und Kollegen führten 2012 ein EEG-Experiment mit Musikern und Nichtmusikern mittleren bis höheren Alters durch, bei dem die Probanden Silben mit und ohne Störgeräusche hörten. Die elektrophysiologischen Daten ergaben, dass Musiker im Störgeräusch eine geringere Degradierung der auditorischen Repräsentation zeigten. Zudem wies die Musikergruppe frühere neurale Antworten, eine verbesserte neurale Repräsentationen der Harmonien, und eine stabilere subkortikale Repräsentation von Silben sowohl ohne als auch mit Nebengeräuschen auf. Außerdem erzielten sie bessere Ergebnisse beim standardisierten Hearing-in-Noise-Test und gaben subjektiv weniger Schwierigkeiten beim Sprachverständnis in lauter Umgebung an. Mit besserem Sprachverstehen bei Nebengeräuschen ist zudem eine stabilere Repräsentation auditorischer Signale auf Hirnstammebene assoziiert. Diese Ergebnisse belegen, dass ein kontinuierliches musikalisches Training auch noch bei Personen im fortgeschrittenen Alter eine verstärkte Verarbeitung von spektralen und temporalen Informationen eines Sprachstimulus und eine präzisere neuronale Repräsentation dieses Signals induziert (Parbery-Clark et al., 2012).

Im Experiment aus dem Jahr 2009 von Parbery-Clark und Kollegen zeigten Musiker außerdem ein besseres auditorisches Arbeitsgedächtnis sowie eine niedrigere Diskriminationsschwelle für Tonhöhenunterschiede. Die Zeitdauer des kontinuierlichen Übens korrelierte positiv mit den Leistungen des Arbeitsgedächtnisses, dem

Sprachverstehen bei Störgeräuschen sowie der Frequenzdiskrimination. Mithilfe dieser Ergebnisse kann die Hypothese, dass musikalisches Training auch sprachrelevante Resultate hervorruft, weiter untermauert werden (Parbery-Clark et al., 2009).

Außerdem konnte in verschiedenen Experimenten für Musiker eine höhere Merkfähigkeit für gesprochene Wörter sowie eine höhere Gesamtkapazität des verbalen Arbeitsgedächtnisses nachgewiesen werden. Chan et al. verglichen 1998 das verbale und visuelle Arbeitsgedächtnis von Musikern mit Nichtmusikern und gelangten zu dem Ergebnis, dass Personen mit musikalischem Training seit der Kindheit eine verbesserte Merkfähigkeit für gesprochene Wörter besaßen, jedoch kein verbessertes visuelles Gedächtnis (Chan et al., 1998; Franklin et al., 2008).

Außerdem wurde eine höhere Sensitivität für geringfügige Tonhöhenunterschiede bei Musikern nicht nur in einem musikalischen Kontext, sondern auch innerhalb gesprochener Sätze nachgewiesen. Dies galt sowohl in der eigenen Muttersprache (Schön et al., 2004), als auch in einer unbekannt Sprache. Französische Muttersprachler hörten Sätze in einer ihnen unbekannt Fremdsprache, von denen die Tonhöhe des jeweils letzten Wörtern in verschiedenen Graden verändert wurde. Sie erhielten die Aufgabe, für die Sätze zu entscheiden, ob ihnen das jeweils letzte Wort im Satz "seltsam" vorkam. Im selben Experiment zeigten Musiker neben einer niedrigeren Diskriminationsschwelle für Frequenzen außerdem kürzere Reaktionszeiten für die Entscheidungsfindung (Marques et al., 2007). Außerdem detektierten Musiker im Vergleich zu Nichtmusikern metrische Veränderungen in Wörtern präziser (Marie et al., 2011).

In einem Review-Paper von 2011 erstellten Besson et al. einen Überblick über bisherige Studien, die sich mit dem Transfer musikalischer Trainings-Effekte in den Sprachbereich beschäftigen. Verschiedene Studien gaben Hinweise darauf, dass Musiker verbesserte Fähigkeiten entwickeln, ihre Aufmerksamkeit auf akustische Reize zu fokussieren. Es ist allerdings nicht auszuschließen, dass Musiker aufgrund ihrer genetischen Prädisposition verbesserte auditorische Fähigkeiten besitzen und sich aufgrund dessen mit Musik beschäftigen. Auf der Basis verschiedener Längsschnitt-Studien, die Korrelationen zwischen der Zeitdauer des musikalischen Trainings und den verbesserten Leistungen im Sprachbereich nachwiesen, argumentieren Besson et al. jedoch, dass die verbesserten sprachlichen Fähigkeiten von Musikern nicht durch eine genetische Prädisposition, sondern tatsächlich durch den Transfer musikalischer Trainingseffekte bedingt seien (Besson et al., 2011).

Der Ausdruck von Emotionen ist sowohl für Sprache als auch für Musik ein wichtiges Charakteristikum. In beiden Fällen ist dafür eine sehr differenzierte Wahrnehmung der akustischen Eigenschaften wie Frequenz, Timbre, Rhythmus und Lautstärke wichtig. Die daraus resultierende Annahme, dass die Wahrnehmung von Emotionen in Sprache und

Musik auf denselben Mechanismen beruht und dass man somit durch Training in einer Domäne die andere beeinflussen kann, wurde von Lima & Castro 2011 in einem Experiment bestätigt. Sowohl Musiker im jungen als auch im höheren Lebensalter hatten im Vergleich zu ihrer nach Alter, Intelligenz und Bildung gematchten Kontrollgruppe eine signifikant höhere korrekte Identifikationsrate für insgesamt sieben mögliche Emotionen in gesprochenen Sätzen, deren Inhalte emotional neutral waren (Lima & Castro, 2011).

5.6. Wie viel musikalisches Training ist zur Verbesserung auditorischer Fähigkeiten nötig?

Die meisten Nachweise für die positiven Auswirkungen von musikalischem Training auf die Sprachverarbeitung fanden mit Gruppen von Personen statt, die bereits in ihrer Kindheit eine musikalische Ausbildung begannen und über einen sehr langen Zeitraum hinweg ein konstantes musikalisches Training erhielten. Sollen künftig auch hörgeschädigte Patienten, die noch nie eine musikalische Ausbildung in einer beliebigen Form erhielten, von den Vorteilen durch Musik profitieren, stellt sich die Frage, inwiefern musikalisches Training auch noch im späteren Lebensalter Neuroplastizität und damit Verbesserungen der auditorischen Verarbeitung induzieren kann.

Lappe et al. führten im Jahr 2008 eine Studie mit jungen, erwachsenen Nichtmusikern durch, die in zwei Gruppen unterteilt wurden und über zwei Wochen musikalisches Training in jeweils verschiedener Form erhielten: Während die erste Gruppe lernte, eine kurze Melodiesequenz auf dem Piano zu spielen, erhielten die Teilnehmer in der anderen Gruppe die Aufgabe, ihrem gematchten Partner dabei aufmerksam zuzuhören und die Korrektheit der Töne in der gespielten Sequenz zu beurteilen. Vor und nach der Trainingsphase wurde die MMNm der Probanden bei Tonhöhenveränderungen in drei und sechs Töne langen Piano-Sequenzen gemessen und ein auditorischer Diskriminationstest durchgeführt, bei dem die Probanden Fehler in der Abfolge Tonika - Subdominante - Dominante - Tonika von C-Dur erkennen sollten. Es zeigte sich, dass bereits nach zwei Wochen in beiden Gruppen verbesserte Leistungen im Diskriminationstest zu verzeichnen waren. Die MMNm-Antwort vergrößerte sich wesentlich mehr bei der Gruppe, die die Melodie zu spielen gelernt und damit ein aktives musikalisches Training erhalten hatte (Lappe et al., 2008).

Eine ähnliche Studie mit dem Schwerpunkt Rhythmusstraining führten Lappe et al. 2011 durch. Auch in dieser Studie gab es zwei Gruppen von jungen Nichtmusikern, die in einer zweiwöchigen Trainingszeit entweder lernten, eine Piano-Sequenz zu spielen oder die Aufgabe erhielten, die rhythmische Korrektheit der gespielten Melodie ihres Match-Partners zu beurteilen, und es wurden ebenfalls vor und nach dem Training ein Verhaltenstest und eine Messung der MMN bei rhythmischen Abweichungen durchgeführt. Bei diesem

Experiment zeigte sich für die passiv hörende Gruppe weder eine signifikante Verbesserung im rhythmischen Diskriminationstest, noch eine Vergrößerung der gemessenen MMN. Die P2-Komponente vergrößerte sich jedoch in beiden Gruppen signifikant, wobei in der aktiv spielenden Gruppe wiederum eine stärkere Zunahme zu verzeichnen war (Lappe et al., 2011).

Diese Ergebnisse weisen darauf hin, dass Neuroplastizität im auditorischen Kortex vor allem dann induziert wird, wenn das sensomotorische System ebenfalls in die Lernprozesse involviert ist und dass eine multimodale Stimulation schneller zu einer größeren Verstärkung der Antworten des auditorischen Kortex führt. Bereits nach nur acht intensiven Trainingseinheiten über einen Zeitraum von zwei Wochen waren die Veränderungen nachweisbar, ein weiterer Hinweis darauf, dass die bei Musikern gefundenen Verbesserungen im Wesentlichen auf induzierte Neuroplastizität und nicht auf genetische Prädispositionen zurückzuführen sind (Lappe et al., 2008; Lappe et al., 2011).

Bereits im Rahmen des gewöhnlichen Schul-Musikunterrichts ließ sich eine Verstärkung sprachrelevanter neuraler Hirnstammantworten nachweisen. Es wurden zwei Gruppen nach Intelligenz und Alter gematchter Jugendlicher gebildet, von denen eine über vier Jahre einen Musik-, die andere einen Fitness-Kurs absolvierte. Jeweils vor und nach dieser Zeit wurden die auditorischen Hirnstammpotentiale auf die Silbe "da" bei Nebengeräuschen gemessen. In der "Musiker"-Gruppe zeigten sich nach vier Jahren verkürzte Latenzen für die Potentiale, während die Latenzen in der anderen Gruppe unverändert blieben (Tierney et al., 2013).

Die nachgewiesenen Trainingseffekte in Gruppen Erwachsener beziehungsweise Jugendlicher ohne musikalische Erfahrung belegen, dass Verbesserungen der auditorischen Fähigkeiten nicht ausschließlich unter der Bedingung erreicht werden können, dass eine musikalische Ausbildung im frühen Lebensalter begonnen wird. Zudem waren die Verbesserungen bereits nach verhältnismäßig kurzer Zeit objektivierbar. Deshalb kann man davon ausgehen, dass ein regelmäßiges, aktives musikalisches Training auch bei erwachsenen CI-Patienten zu nachweislichen Verbesserungen des auditorischen Systems führt.

6. EXPERIMENT

6.1. Fragestellung und Hypothesen

Im Rahmen der beiden Experimente soll anhand akustisch evozierter Potentiale im EEG herausgefunden werden, inwieweit CI-Träger im Vergleich zu gleichaltrigen Normalhörenden in der Lage sind, geringfügige Veränderungen in einer einfachen Tonfolge wahrzunehmen. Für diese Fragestellung ist die *Mismatch Negativity* (MMN) besonders geeignet, da sie einen Indikator für einen automatisierten Verarbeitungsprozess darstellt und unabhängig von bewusster Aufmerksamkeit ist (Duncan et al. 2009). Mithilfe des von Näätänen et al. entworfenen *Multifeature* Paradigmas (Näätänen et al., 2004; Vuust et al., 2011) können verschiedene Abweichler in einem MMN-Experiment variiert und in einer verhältnismäßig kurzen Experimentalzeit dargeboten werden.

Die Abweichungen erfolgten in den Kategorien Tonhöhe, Klangfarbe (Timbre), Lautstärke (Intensität) und Rhythmus. Im Unterschied zu anderen Experimenten befanden sich die Variationen im Kontext einer kurzen Tonfolge und wurden nicht an Einzeltönen vorgenommen (Vgl. Sandmann et al. 2010). Die Experimente unterschieden sich zum einen in der Tonfolge, zum anderen in der Stärke der Abweichungen von den Standardstimuli, die im zweiten Experiment größer gewählt wurde.

Der musikalische Kontext der variierten Töne und die damit verbundene harmonische Funktion sollten für ein angenehmeres Klangbild während des Experiments sorgen und sich an der akustischen Situation beim Musikhören orientieren. Im Gegensatz zu einer Präsentation von Einzeltönen ergeben sich dabei wiederkehrende komplexe Muster. Akustische Muster zu erkennen und zu verarbeiten bildet die Grundlage für das Sprachverständnis und das Wiedererkennen von Melodien. Ein weiteres wesentliches Merkmal der Stimuli ist, dass es sich im physikalischen Sinn nicht um reine Sinustöne, sondern um Klänge oder natürliche Töne handelt, die in einem musikalischen Kontext dargeboten wurden.

Für die Ergebnisse der beiden Experimente wurden folgende Hypothesen formuliert:

(1) Bei den CI-Patienten kann von einer deutlich eingeschränkten Diskriminationsfähigkeit ausgegangen werden (Sandmann et al., 2010). Aufgrund der geringeren Diskriminationsfähigkeit der CI-Patienten sind für diese Gruppe im Vergleich zu den

Kontrollen generell geringere Amplituden und längere Latenzen zu erwarten (Näätänen 2008).

(2) Für beide Gruppen sind im zweiten Experiment, bedingt durch die deutlicheren Abweichungen, stärkere Effekte mit kürzeren Latenzen und höheren Amplituden zu erwarten (Näätänen 2008).

(3) Für den Tonhöhe-Deviant im ersten Experiment ist keine MMN bei den CI-Patienten zu erwarten, da die Detektion eines so geringen Tonhöhenunterschieds mit einem Cochlea Implantat aus technischen Gesichtspunkten wahrscheinlich nicht möglich ist. Für den Halbton Unterschied im zweiten Experiment ist eine MMN möglicherweise zu erwarten, da einzelne Patienten mit CI in der Lage sind, Halbtonunterschiede wahrzunehmen und die technischen Voraussetzungen damit gegeben sein müssen.

(4) Die bei CI-Patienten deutlich eingeschränkte Fähigkeit zu Identifikation von Klangfarben lässt darauf schließen, dass die beiden Timbre-Devianten nur sehr geringe Effekte hervorrufen.

(5) Für die beiden Rhythmus-Devianten ist der geringste oder kein Unterschied zwischen CI-Trägern und Kontrollgruppe zu erwarten, da die temporale Struktur eines akustischen Signals von einem Cochlea Implantat annähernd unverfälscht prozessiert und übertragen wird.

6.2. Methoden

6.2.1. Probanden

Insgesamt nahmen 36 CI-Patienten im Alter zwischen 23 und 80 Jahren, davon 19 weiblich, am Experiment teil. Die Erstanpassung (EA) war bei diesen Patienten vier bis fünfzehn Monate zuvor erfolgt mit Ausnahme eines Patienten, bei dem die Erstanpassung bereits drei Jahre zurücklag. In Tabelle 6.2.3. ist eine Gesamtübersicht zu den teilnehmenden Patienten aufgeführt. 17 Patienten waren postlingual, 12 prälingual und 7 postlingual einseitig ertaubt. Das Durchschnittsalter der gesamten Patientengruppe lag bei 52,9, der Altersmedian bei 53 Jahren. Im Vergleich zu den CI-Patienten nahm eine nach Geschlecht und Alter gematchte, normalhörende Kontrollgruppe zwischen 25 und 81 Jahren am Versuch teil. Das Durchschnittsalter betrug 53 Jahre, der Altersmedian 54,5 Jahre.

Die Altersmittel der drei Untergruppen wurden für die Patienten einschließlich der korrespondierenden Kontrollprobanden berechnet und in einer einfaktoriellen ANOVA miteinander verglichen. Zwischen den postlingual (Durchschnittsalter 63,5) und prälingual ertaubten Patienten mit den jeweils zugeordneten Kontrollprobanden (Durchschnittsalter 41,5) sowie zwischen postlingual und einseitig ertaubten Patienten und den entsprechenden Kontrollen (Durchschnittsalter 43,7) bestand ein signifikanter Altersunterschied ($p < 0,001$,

($F_{(1,56)}=39,61$ bzw. $F_{(1,46)}=25,01$). Prälingual und einseitig ertaubte Patienten unterschieden sich im Altersdurchschnitt nicht signifikant voneinander ($F_{(1,36)}<1$). Eine Übersicht zum Altersdurchschnitt der Patientenuntergruppen ist in Tabelle 6.2.1. dargestellt.

Die Kontrollgruppe bestand aus "Nichtmusikern", wobei die Definition für Nichtmusiker wie folgt festgelegt wurde: kein Beginn einer musikalischen Ausbildung vor dem 7. Lebensjahr, nicht 10 oder mehr Jahre musikalisches Training und nicht mehr als dreimaliges wöchentliches Üben in den drei Jahren vor der Studienteilnahme (Parbery-Clark et al., 2009). Ein begonnenes beziehungsweise abgeschlossenes Musikstudium galt ebenfalls als Ausschlusskriterium. Jede Kontrollperson erhielt vor dem Experiment ein Tonschwellenaudiogramm. Zehn Kontrollprobanden musizierten regelmäßig aktiv, erfüllten jedoch nicht das Kriterium für Musiker. Sieben von ihnen sangen einmal wöchentlich im Chor, zwei spielten gelegentlich Klavier und einer Gitarre. Das Durchschnittsalter der Laienmusiker unterschied sich nicht signifikant von dem der restlichen Kontrollgruppe ($F_{(1,35)}<1$). Tabelle 6.2.2 zeigt eine Übersicht über die Kontrollprobanden. Keiner der Teilnehmenden litt unter einer psychischen oder hirnrorganischen Erkrankung. Das Experiment wurde von der Ethikkommission der Medizinischen Fakultät Carl Gustav Carus Dresden geprüft und genehmigt (Aktenzeichen EK 399122010).

Tab.6.2.1: Übersicht über die Untergruppen der CI-Patienten

<i>CI-Patienten</i>	<i>N</i>	<i>Durchschnittsalter</i>	<i>Altersmedian</i>	<i>SD</i>	<i>M/W</i>
<i>Postlingual</i>	17	62,8	64,5	12,62	7/10
<i>Prälingual</i>	12	42,6	40	11,74	8/4
<i>Einseitig</i>	7	43,7	45	9,57	2/5
<i>Gesamt</i>	36	52,9	53	15,39	17/19

Tab.6.2.2: Übersicht über die Kontrollprobanden

<i>Kontrollen</i>	<i>N</i>	<i>Durchschnittsalter</i>	<i>Altersmedian</i>	<i>SD</i>	<i>M/W</i>
<i>Nichtmusiker</i>	26	53,5	52	14,48	14/12
<i>Laienmusiker</i>	10	51,8	59	18,43	3/7
<i>Gesamt</i>	36	53,0	54,5	15,2	17/19

Tab.6.2.3: Übersicht über die CI-Patienten

Patient	Alter		Monate seit EA	Ertaubung	CI- Seite	Implantat/ Elektrode	Sprach- prozessor
1	62	m	38	prälingual	R	Sonata/Standard	Opus 2
2	47	m	15	prälingual	L	Concerto/FlexSoft	Opus 2
3	34	m	8	prälingual	L	CI422	CP810
4	29	m	11	prälingual	L	CI422	CP810
5	59	w	13	prälingual	R	Sonata/FlexSoft	Opus 2
6	43	m	15	prälingual	L	Concerto/Flex28	Opus2
7	54	w	8	prälingual	L	CI422	CP810
8	34	m	7	prälingual	R	CI422	CP810
9	27	w	4	prälingual	R	CI422	CP910
10	40	w	11	prälingual	L	CI422	CP810
11	35	m	7	prälingual	L	CI422	CP810
12	52	m	9	prälingual	L	CI422	CP810
13	71	w	7	postlingual	R	Concerto/FlexSoft	Opus2
14	65	m	12	postlingual	L	HiRes90K/HiFocus1J	Harmony
15	71	w	10	postlingual	L	Concerto/Flex28	Opus2
16	71	w	10	postlingual	L	Concerto/FlexSoft	Opus2
17	56	w	10	postlingual	R	CI422	CP810
18	80	m	9	postlingual	R	Concerto/FlexSoft	Opus2
19	64	m	14	postlingual	R	Concerto/FlexSoft	Opus2
20	79	m	11	postlingual	L	CI422	CP810
21	74	w	10	postlingual	L	Concerto/Flex28	Opus2
22	52	m	14	postlingual	L	Concerto/FlexSoft	Opus2
23	66	w	9	postlingual	R	Concerto/FlexSoft	Opus2
24	62	w	8	postlingual	L	CI422	CP810
25	63	w	10	postlingual	R	CI422	CP810
26	72	w	9	postlingual	R	Concerto/Flex28	Opus2
27	47	m	7	postlingual	R	Concerto/Flex28	Opus2
28	60	w	11	postlingual	L	Concerto/Standard	Opus2
29	29	m	10	postlingual	L	CI422	CP810
30	23	m	8	postlingual/SSD	L	CI422	CP810
31	57	m	9	postlingual/SSD	L	Concerto/Standard	Opus2
32	45	w	13	postlingual/SSD	R	CI422	CP810
33	40	w	14	postlingual/SSD	L	CI422	CP810
34	46	w	14	postlingual/SSD	L	Concerto/FlexSoft	Opus2
35	43	w	11	postlingual/SSD	L	CI422	CP810
36	50	w	14	postlingual/SSD	R	Concerto/Flex28	Opus2

6.2.2. Versuchsdesign

Das Versuchsdesign orientiert sich an einer bereits existierenden MMN-Studie, die 2011 von Vuust et al. mit Normalhörenden durchgeführt wurde. Dabei stellte der in der westlichen Musik weit verbreitete Alberti-Bass die Grundlage für die Tongruppe, bestehend aus vier Achtelnoten, dar (siehe Notenbeispiel 1). Jeweils der dritte Ton wurde in den Kategorien Tonhöhe (Erhöhung des Tons um 24 Cent in den Moll-Tonarten, Erniedrigung um 24 Cent in den Dur-Tonarten), Timbre (Filter mit *Old Time Radio* Effekt), Intensität (Reduktion um 6 dB), *Location* (Verschiebung nach links), *Slide* (Glissando von einem Ganzton tiefer ausgehend) und Rhythmus (30 ms verfrühter Einfall des Tones) variiert. Um den Stimulus musikalisch interessanter zu gestalten, erklang der Alberti-Bass in sämtlichen Dur- und Molltonarten, die in pseudorandomisierter Reihenfolge präsentiert wurden. Bevor die Tonart wechselte, wurde jede Deviantkategorie einmal dargeboten, sodass die Tonarten während des Experiments gleich oft auftauchten. Jeder einzelne Ton wurde mit einer Länge von 200 ms präsentiert, das ISI betrug 5 ms. Die Länge für einen Stimulus, bestehend aus jeweils vier Tönen, betrug damit 0,82 Sekunden. Jede Deviantkategorie wurde insgesamt 120 Mal präsentiert, woraus sich eine Experimentaldauer von rund 20 Minuten ergab (Vuust et al. 2011).

Die Stimuli wurden im *Multifeature*-Paradigma präsentiert: jeweils ein Standard und ein Deviant wurde abwechselnd dargeboten. Bevor sich ein Deviant derselben Kategorie wiederholte, erschien je ein Deviant der anderen Kategorien. Damit fungierte jeder Deviant gleichzeitig als Standard für die Dimensionen, in denen er unverändert blieb (z.B. besitzt der Ton mit veränderter Klangfarbe die gleiche Höhe, Rhythmus, Lautstärke usw. wie der Standard). So konnte die Experimentalzeit im Vergleich zu vorhergehenden MMN-Studien, bei denen das Verhältnis von Standards zu Devianten etwa 5:1 betrug, deutlich verkürzt werden (Näätänen et al, 2004).

Stimuli

Die Einzeltöne für die Stimuli beider Experimente wurden mithilfe eines Yamaha®-Keyboards (Typ: PSR 700) erzeugt und mit Cubase® und WaveLabStudio®6.0 Software (Steinberg Media Technologies, Hamburg) in ihrer Länge, Interstimulus-Intervall und Rhythmus exakt angepasst sowie in Tonhöhe, Timbre und Lautstärke entsprechend der Devianten verändert. Der Gesamtumfang der Töne in den Experimenten reichte von es0 (155,6 Hz) bis des2 (554,36 Hz) und lag somit komplett in dem vom Mikrophon des Cochlea Implantats abgedeckten Frequenzbereich. Es handelte sich um die übliche temperierte Stimmung.

Experiment 1

Im ersten Experiment hörten die Probanden den von Vuust et al 2011 verwendeten Stimulus, jedoch nur in den 6 Durtonarten mit Be-Vorzeichen (F, B, Es, As, Des, Ges). Die Abweichungen erfolgten in den Kategorien Tonhöhe, Timbre, Intensität und Rhythmus, weil diese die Kerncharakteristika von Musik darstellen. Da einseitig versorgte CI-Träger über kein Richtungshören verfügen, ist es nicht möglich, die bei Vuust et al. verwendete Kategorie Location zu testen. Um ein möglichst gutes MMN-Signal zu erhalten, wurde jeder Deviant insgesamt 180 Mal dargeboten. Nach jedem Deviant folgte jeweils ein Standard in der entsprechenden Tonart. Zu Beginn des Experiments wurden 15 Standards präsentiert, um im Arbeitsgedächtnis eine entsprechende *Memory-Spur* zu erzeugen, die als Grundlage für die Detektion der Abweichungen dienen sollte (Näätänen et al. 2004). Daraus ergaben sich insgesamt 1455 Stimuli und eine Experimentaldauer von 19,9 Minuten.

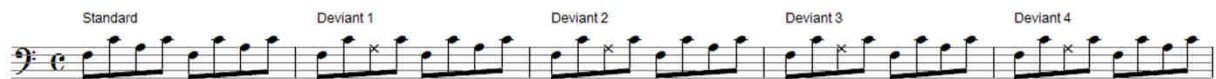


Abb. 6.2.1: Notenbeispiel Experiment 1, F-Dur

Experiment 2

Für das zweite Experiment dienten ebenfalls gebrochene Akkorde in Vierergruppen als Grundlage. Die Stimuli und die Abweichungen sollten bewusst so gestaltet werden, dass sie mit größerer Wahrscheinlichkeit vom Cochlea Implantat prozessiert und übertragen werden konnten. Dazu wurden zunächst 31 CI-Patienten zwischen 12 und 80 Jahren verschiedene Tonfolgen mit ähnlichen Abweichungen vorgespielt. Die Patienten erhielten die Aufgabe, bewusst auf Veränderungen zu achten und zu beurteilen, welche Abweichungen für sie detektierbar gewesen waren. Das Tempo von ca. 140 bpm. wurde von den meisten Patienten als angenehm empfunden. Es gestaltete sich für die Patienten subjektiv einfacher, Veränderungen des höchsten Tons einer aufsteigenden Tonfolge wahrzunehmen. Tonhöhe-Veränderungen schienen am besten wahrnehmbar, wenn die Töne nach oben abwichen.

Deshalb wurde in Experiment 2 der Dreiklang in der ersten Umkehrung verwendet, sodass sich die Linie der ersten drei Töne (Bsp. F-Dur: a – c – f) aufsteigend gestaltete, der vierte und letzte Ton der Gruppe war wieder der Quintton. Auch in diesem Experiment wurde der dritte, und damit höchste Ton, variiert, und wie im ersten Experiment von zwei identischen Tönen eingerahmt. Das Intervall zwischen dem veränderten Ton und den beiden umgebenden Tönen betrug eine Quarte und wurde größer gewählt als im Standardstimulus von Vuust et al., um den zu kritischen Ton deutlicher herauszuheben (siehe Notenbeispiel 2). Die Akkorde wurden wie im ersten Teil des Experiments in den sechs Be-Durtonarten in pseudorandomisierter Reihenfolge präsentiert. Im zweiten Experiment erfolgten die

Variationen in denselben Kategorien wie im ersten: Tonhöhe, Timbre, Intensität und Rhythmus. Wie im ersten Experiment wurden die Stimuli im *Multifeature*-Paradigma präsentiert: Zwischen den Devianten erschien je ein Standard. Bevor sich ein Deviant einer Kategorie wiederholte, mussten die drei anderen Kategorien erschienen sein.

Im Vergleich zum ersten Experiment wurden die Abweichungen für jede Kategorie vergrößert. In der Dimension Tonhöhe wurde der Ton um einen Halbton (100 Cent) erhöht. Einigen Patienten, die mit ihrem Cochlea Implantat auch sehr gute Erfolge im Sprachverstehen erzielten, gaben bei den Hörbeispielen im Vorfeld der Studie an, bei hoher Konzentration Halbtonunterschiede wahrgenommen zu haben, woraus zu schließen war, dass das Detektieren von Halbtonunterschieden vom technischen Standpunkt gesehen mit einem Cochlea Implantat möglich sein müsse.

Für den Timbre-Deviant wurde auf dem Keyboard „Harfe“ als Klangfarbe ausgewählt. Bei der Auswahl des Timbre-Devianten wurde darauf geachtet, dass der Unterschied zwischen den Klangfarben nicht zu offensichtlich, allerdings auch nicht so gering war, dass er vom CI nicht mehr hätte wahrgenommen werden können. Als Saiteninstrument gleicht die Harfe im Prinzip der Tonerzeugung dem Piano, nur dass die Saiten mit einer anderen Technik – gezupft statt angeschlagen – in Schwingung versetzt werden.

Statt einer Reduktion von 6 dB (halbe Lautstärke) im ersten Teil nach Vuust et al. wurde eine Reduktion um 12 dB (viertel Lautstärke) beim Intensitäts-Devianten durchgeführt. Als Rhythmus-Deviant erschien statt einer Achtel eine Sechzehntelnote nach einer Sechzehntelpause, sodass der Ton nur halb so lang war wie im Standard und gleichzeitig mit einer Verspätung von 105 ms erklang. Das Tempo wurde mit 140 bpm. im Vergleich zum ersten Teil leicht reduziert. Jeder Ton wurde mit einer Länge von 210 ms präsentiert, der Abstand zwischen den Tönen betrug ebenfalls 5 ms. Die Länge einer Vierergruppe betrug damit 0,86 Sekunden. Bei ebenfalls 15 Standards zu Beginn des Experiments und 180 Devianten je Kategorie ergaben sich insgesamt 1455 Stimuli und eine Experimentaldauer von 20,8 Minuten.

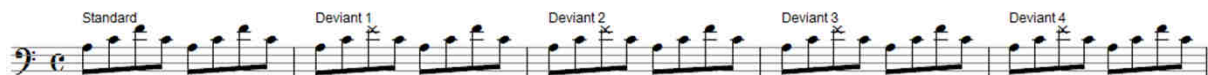


Abb. 6.2.2: Notenbeispiel Experiment 2, F-Dur

Tab. 6.2.1: Charakteristika der Stimuli beider Experimente im Vergleich

	<i>Experiment 1</i>	<i>Experiment 2</i>
<i>Tempo</i>	146 bpm.	140 bpm.
<i>Tonlänge</i>	200ms, ISI: 5ms	210 ms, ISI: 5ms
<i>Deviant 1 (Tonhöhe)</i>	- 24 ct (in Dur)	+ 100 ct
<i>Deviant 2 (Timbre)</i>	<i>Old Time Radio</i> Effekt	<i>“Harp”</i> statt <i>Piano Sound</i>
<i>Deviant 3 (Intensität)</i>	- 6 dB	- 12 dB
<i>Deviant 4 (Rhythmus)</i>	30 ms verfrüht	105 ms verspätet
<i>Standard</i>	Alberti-Bass	Dreiklang 1. Umkehrung

6.2.3. Versuchsdurchführung

Während des Experiments saßen die Versuchspersonen in einem bequemen Stuhl und erhielten die Aufgabe, sich auf einen stummen Dokumentarfilm zu konzentrieren oder einen selbst ausgewählten Text zu lesen. Die akustischen Stimuli wurden mittels Presentation® Software (Neurobehavioral Systems Inc., Berkeley, USA) im Freifeld präsentiert. In den Fällen, in denen die Patienten auf der nicht mit einem CI versorgten Seite noch über ein Restgehör verfügten, erhielten sie für dieses Ohr einen Gehörschutz bestehend aus Ohrstöpseln (Bilsom 303L, Howard Leight, Honeywell International Inc., Morristown, USA) und einem Schallschutzkopfhörer. Bei den insgesamt sieben CI-Patienten mit einseitiger Normakusis wurden die Stimuli direkt über Audiokabel dargeboten, um zu gewährleisten, dass die akustische Information ausschließlich vom CI übertragen wurde.

Die Probanden wurden instruiert, sich nicht auf die akustischen Stimuli, sondern ausschließlich auf den Film beziehungsweise den Text zu konzentrieren. Sie erhielten im Vorfeld keine Informationen über den Inhalt der Stimuli, um eine bewusste Konzentration oder ein Warten auf das Erscheinen der Devianten zu vermeiden. Zuerst wurde grundsätzlich Experiment 1 mit den geringeren Abweichlern präsentiert, um die vordergründige Wahrnehmung der Devianten zunächst nach Möglichkeit gering zu halten und Lerneffekte oder Erwartungshaltungen für den folgenden Teil mit den eindeutigeren Devianten zu verhindern. Nach dem ersten Teil des Experiments erfolgte eine kurze Pause.

6.2.4. Elektrophysiologische Ableitung

Die Ableitung des EEG erfolgte über Silber/Silberchloridelektroden, welche in einer elastischen Kappe (EASYCAP, Herrsching, Deutschland) befestigt waren. Auf dem Skalp wurden 9 Positionen abgeleitet, die dem 10-20er System nach Jasper entsprachen: Fz, Cz, Pz, F3, C3, P3, F4, C4, P4. Die Referenzelektroden für die unipolare Ableitung der Skalpelektroden befanden sich auf der Nase und an den Mastoiden. Bei den Kontrollprobanden diente die linke Mastoidelektrode als Referenz, bei den Patienten jeweils die dem Implantat gegenüberliegende Seite, um durch das CI bedingte Artefakte zu vermeiden. Um die Augenbewegungen und den Lidschlag zu kontrollieren, wurde außerdem ein Elektrookulogramm EOG abgeleitet. Das horizontale EOG wurde mit Elektroden neben dem linken und rechten Auge abgeleitet, für das vertikale EOG wurde je eine Elektrode über und unter dem rechten Auge positioniert.

Die Sampling-Rate für die Aufzeichnung betrug 512 Hz, die Impedanzen lagen bei unter 5 kOhm. Das Signal wurde über einen 32-Kanal-Gleichspannungsverstärker der Firma ANT neuro (Enschede, Niederlande) amplifiziert. Für die weitere Bearbeitung der Daten wurde die Software EEP (Max-Planck-Institut für Kognitions- und Neurowissenschaften, Leipzig) verwendet. Offline wurden die Daten zunächst auf 256 Hz down gesampelt und anschließend mit 1-30 Hz Bandpass gefiltert. Für die Bestimmung der Latenz und Amplitude der MMN wurde auf die Mastoidelektroden rereferenziert. Zur Darstellung einer möglichen Polaritätsumkehr an den Mastoiden wurde die Nasenelektrode als Referenz gewählt. Durch Bewegungsartefakte und Lidschlag gestörte EEG-Abschnitte wurden von der Mittelung ausgeschlossen. Im ersten Experiment gingen für die Patientengruppe gingen je 82 % der Standards, Tonhöhen- und Timbre-Devianten bzw. 83 % der Intensitäts-Devianten und 79 % der Rhythmus-Devianten in die Mittelung ein. Für die Kontrollgruppe konnten 81 % der Standards, 79 % der Tonhöhen-Devianten, 80 % der Timbre- und Intensitäts-Devianten und 79 % der Rhythmus-Devianten gemittelt werden. In Experiment 2 wurden für die Patientengruppe je 79 % der Standards, Tonhöhen-, Timbre- und Intensitäts-Devianten und 78 % der Rhythmus-Devianten gemittelt; für die Kontrollgruppe je 77 % der Standards und Tonhöhen-Devianten sowie je 78 % der Timbre-, Intensitäts- und Rhythmus-Devianten.

6.2.5. Datenanalyse

Für beide Experimente wurden die Potentiale jeweils für die vier Devianten und den Standard in einem Zeitfenster von 100 ms vor bis 400 ms nach Onset des variierten dritten Tons der Vierergruppe gemittelt. Als Baseline diente der Abschnitt 100 ms vor Onset des kritischen Tons. Über die je 36 Probanden pro Gruppe wurden die Grand Averages für jede Bedingung gebildet und jeweils die Differenz zwischen Deviant- und Standard-Kurve errechnet. Somit ergab sich für jeden Devianten eine Differenz-Kurve. Die Grand Averages

und Differenzkurven sind in den Abbildungen 6.3.1. bis 6.3.8. und 6.3.11. bis 6.3.18. dargestellt. Die Peak-Latenzen der MMN wurden vom Stimulus-Onset bis zum negativsten Peak der Differenzkurve an der Fz-Elektrode, bzw. bis zum positivsten Peak der Potentialumkehr an den Mastoiden, in einem Zeitfenster von 100 ms bis 260 ms poststimulus gemessen. Als Amplitudenmaß der ERPs wurde individuell für jeden Probanden die maximale Negativierung bestimmt und das durchschnittliche Potential 10 ms vor und nach dem negativsten Peak errechnet. Um die Signifikanz der MMN und ihrer Umkehr zu jedem Deviant zu bestimmen, wurden für Fz mit Mastoidereferenz sowie für die Mastoidelektroden mit Nasenreferenz zweiseitige t-Tests gerechnet, in denen die Amplituden zum Standard den Amplituden zum Deviant gegenüber gestellt wurden (Vgl. Vuust et al, 2011; Ergebnisse in Tabellen 6.3.9.-6.3.10. und 6.3.17. und 6.3.18.). Die Fz-Elektrode wurde analog zur Referenzstudie (Vuust et al., 2011) und entsprechend der Literatur gewählt, nach der sich die maximale Negativierung fronto-central befindet (Duncan et al., 2009).

Für weitere Analysen wurden hierarchisch gestufte ANOVAs für die neun Skalp-Elektroden (F3, F4, Fz, C3, C4, Cz, P3, P4, Pz) gerechnet. Es wurde zum einen geprüft, inwieweit sich die verschiedenen Bedingungen hinsichtlich der topografischen Verteilung auf dem Skalp und der Latenz unterscheiden; zum anderen wurde analysiert, für welche Bedingungen signifikante Unterschiede in den ERP-Amplituden für Kontrollgruppe und CI-Patienten vorlagen, sowie ob signifikante Unterschiede zwischen postlingual, prälingual und einseitig ertaubten Patienten existieren. Im Falle eines Haupteffekts für den Faktor Gruppe (Patienten versus Kontrollen) beziehungsweise für den Faktor Ertaubung (postlingual, prälingual, einseitig) wurden die Gruppen auf Ebene der einzelnen Bedingungen getrennt betrachtet. Innerhalb der Kontrollgruppe befanden sich zehn Laienmusiker, die besonders hinsichtlich Amplituden und Latenz im Folgenden ebenfalls als gesonderte Gruppe im Vergleich zu den anderen Kontrollen betrachtet werden sollen.

6.3. Ergebnisse

Als erster Schritt wurde eine ANOVA über die Amplitudenwerte für beide Gruppen mit den *Within-Subject*-Faktoren Devianttyp (4fach gestuft: Tonhöhe, Timbre, Intensität, Rhythmus), Experiment (2fach gestuft: Experiment 1 und Experiment 2), Frontalität (3fach gestuft: frontal - central - parietal) und Lateralität (3fach gestuft: links - zentral - rechts) gerechnet. Es ergaben sich Haupteffekte für Devianttyp ($F_{(3,213)}=23,39$, $p<0,0001$), Experiment ($F_{(1,71)}=42,62$, $p<0,0001$), Frontalität ($F_{(2,142)}=204,29$, $p<0,0001$) und Lateralität ($F_{(2,142)}=40,96$, $p<0,0001$). Außerdem existierten Interaktionen zwischen den Faktoren Frontalität und Gruppe ($F_{(2,213)}$, $p=0,016$), Devianttyp und Frontalität ($F_{(6,426)}$, $p<0,0001$) sowie zwischen Experiment, Gruppe und Devianttyp ($F_{(3,420)}=11,5$, $p<0,0001$).

Tab. 6.3.1: globale Analyse für beide Experimente, Patienten und Kontrollen

<i>Effekt</i>	<i>df</i>	<i>F</i>	<i>p</i>
<i>Frontalität</i>	2,142	204,29	<0,0001
<i>Lateralität</i>	2,142	40,96	<0,0001
<i>Experiment</i>	1,71	42,62	<0,0001
<i>Devianttyp</i>	3,213	23,39	<0,0001

Um die topografische Verteilung der Maximalamplituden zu den verschiedenen Bedingungen zu ermitteln und herauszufinden, inwieweit für jede Bedingung Unterschiede zwischen beiden Experimenten existieren, wurden im nächsten Schritt die Devianten getrennt betrachtet. Bei allen vier Bedingungen zeigten sich jeweils Haupteffekte für Experiment (jeweils $F_{(1,71)}>7,9$, $p<0,01$), Frontalität (jeweils $F_{(2,142)}>40$, $p<0,0001$) und Lateralität (jeweils $F_{(2,142)}>9,5$, $p<0,0001$).

Tab. 6.3.2: Analyse für die Devianten beider Experimente für Patienten und Kontrollen

<i>Devianttyp</i>	<i>Effekt</i>	<i>df</i>	<i>F</i>	<i>p</i>
<i>Tonhöhe</i>	<i>Frontality</i>	2,142	42,32	<0,0001
	<i>Laterality</i>	2,142	12,14	<0,0001
	<i>Experiment</i>	1,71	22,62	<0,0001
<i>Timbre</i>	<i>Frontality</i>	2,142	116,61	<0,0001
	<i>Laterality</i>	2,142	27,35	<0,0001
	<i>Experiment</i>	1,71	29,21	<0,0001
<i>Intensität</i>	<i>Frontality</i>	2,142	54,84	<0,0001
	<i>Laterality</i>	2,142	9,78	<0,0001
	<i>Experiment</i>	1,71	15,83	0,001
<i>Rhythmus</i>	<i>Frontality</i>	2,142	142,22	<0,0001
	<i>Laterality</i>	2,142	10,67	<0,0001
	<i>Experiment</i>	1,71	8,0	0,006

Im Folgenden wurden die Devianten nach den Experimenten getrennt. Auf Ebene der einzelnen Bedingungen wurden für die Maximalamplituden die topografische Verteilung auf dem Skalp und die Unterschiede zwischen CI-Patienten und Kontrollgruppe (Faktor Gruppe, 2fach gestuft: CI-Patienten und Normalhörende) ermittelt beziehungsweise nach Unterschieden zwischen den Patientenuntergruppen (Faktor Ertaubung, 3fach gestuft: postlingual, prälingual, einseitig ertaubt) analysiert. Aufgrund der signifikanten Altersunterschiede zwischen den Untergruppen wurden auch die korrespondierenden Kontrollprobanden als Untergruppen miteinander verglichen. Hierbei ergaben sich jedoch für keinen der Devianten signifikante Unterschiede innerhalb der Kontrollprobanden. Die Ergebnisse für die Analyse der Zwischensubjektfaktoren Gruppe und Ertaubung sind in den folgenden Tabellen 6.3.3. und 6.3.4. zusammenfassend dargestellt. Auf Ebene der einzelnen Bedingungen wurden auch bei fehlender Signifikanz des Faktors Ertaubung die Ergebnisse für die getrennten Patientenuntergruppen zusätzlich tabellarisch dargestellt.

Tab. 6.3.3: Analyse des Zwischensubjektfaktors Gruppe für beide Experimente

<i>Experiment</i>	<i>Deviant</i>	<i>Faktor Gruppe</i>		
		<i>df</i>	<i>F</i>	<i>p</i>
1	<i>Tonhöhe</i>	1,70	4,26	0,043
	<i>Timbre</i>	1,70	1,4	0,241
	<i>Intensität</i>	1,70	5,23	0,025
	<i>Rhythmus</i>	1,70	17,28	<0,0001
2	<i>Tonhöhe</i>	1,70	17,85	<0,0001
	<i>Timbre</i>	1,70	4,99	0,029
	<i>Intensität</i>	1,70	7,45	0,008
	<i>Rhythmus</i>	1,70	0,06	0,811

Tab. 6.3.4: Analyse des Zwischensubjektfaktors Ertaubung für beide Experimente

<i>Experiment</i>	<i>Deviant</i>	<i>Faktor Ertaubung</i>		
		<i>df</i>	<i>F</i>	<i>p</i>
1	<i>Tonhöhe</i>	2,33	1,43	0,255
	<i>Timbre</i>	2,33	0,47	0,629
	<i>Intensität</i>	2,33	1,51	0,236
	<i>Rhythmus</i>	2,33	0,47	0,631
2	<i>Tonhöhe</i>	2,33	3,88	0,031
	<i>Timbre</i>	2,33	0,17	0,844
	<i>Intensität</i>	2,33	0,38	0,687
	<i>Rhythmus</i>	2,33	0,116	0,891

6.3.1. Experiment 1

Tonhöhe (24 Cent tiefer)

Für den Tonhöhe-Deviant im ersten Experiment zeigte sich ein Haupteffekt des Faktors Gruppe ($F_{(1,70)}=4,26$, $p=0,043$) und damit ein signifikanter Unterschied zwischen CI-Patienten und Kontrollgruppe.

Bei den CI-Patienten existierte ein Haupteffekt für Lateralität ($F_{(2,70)}=5,11$, $p=0,018$), die maximalen Negativierungen waren auf der Mittellinie lokalisiert. Insgesamt zeigte sich eine geringe Negativierung sämtlicher Skalp-Elektroden, die sich im T-Test als signifikant erwies. An den Mastoiden konnte keine Potentialumkehr festgestellt werden ($p=0,394$ bzw. $p=0,352$). Aufgrund dessen und der fehlenden typischen Lokalisation der Negativierung kann nicht von einem MMN-Effekt ausgegangen werden. Der Faktor Ertaubung war nicht signifikant ($F_{(2,33)}<1$), woraus zu schließen ist, dass sich die einzelnen Patientengruppen nicht wesentlich voneinander unterscheiden.

Für die Kontrollgruppe ergaben sich ein Haupteffekt für Lateralität ($F_{(2,70)}=4,15$, $p=0,021$) und ein marginal signifikanter Effekt für Frontalität ($F_{(2,70)}=3,74$, $p=0,054$) mit einer maximalen Negativierung an Fz und Cz. Im T-Test wurde eine signifikante Negativierung an sämtlichen Skalp-Elektroden ermittelt. Für die linke Mastoidelektrode zeigte sich im T-Test eine signifikante Positivierung ($p=0,032$), am rechten Mastoid fand jedoch keine Potentialumkehr statt ($p=0,202$).

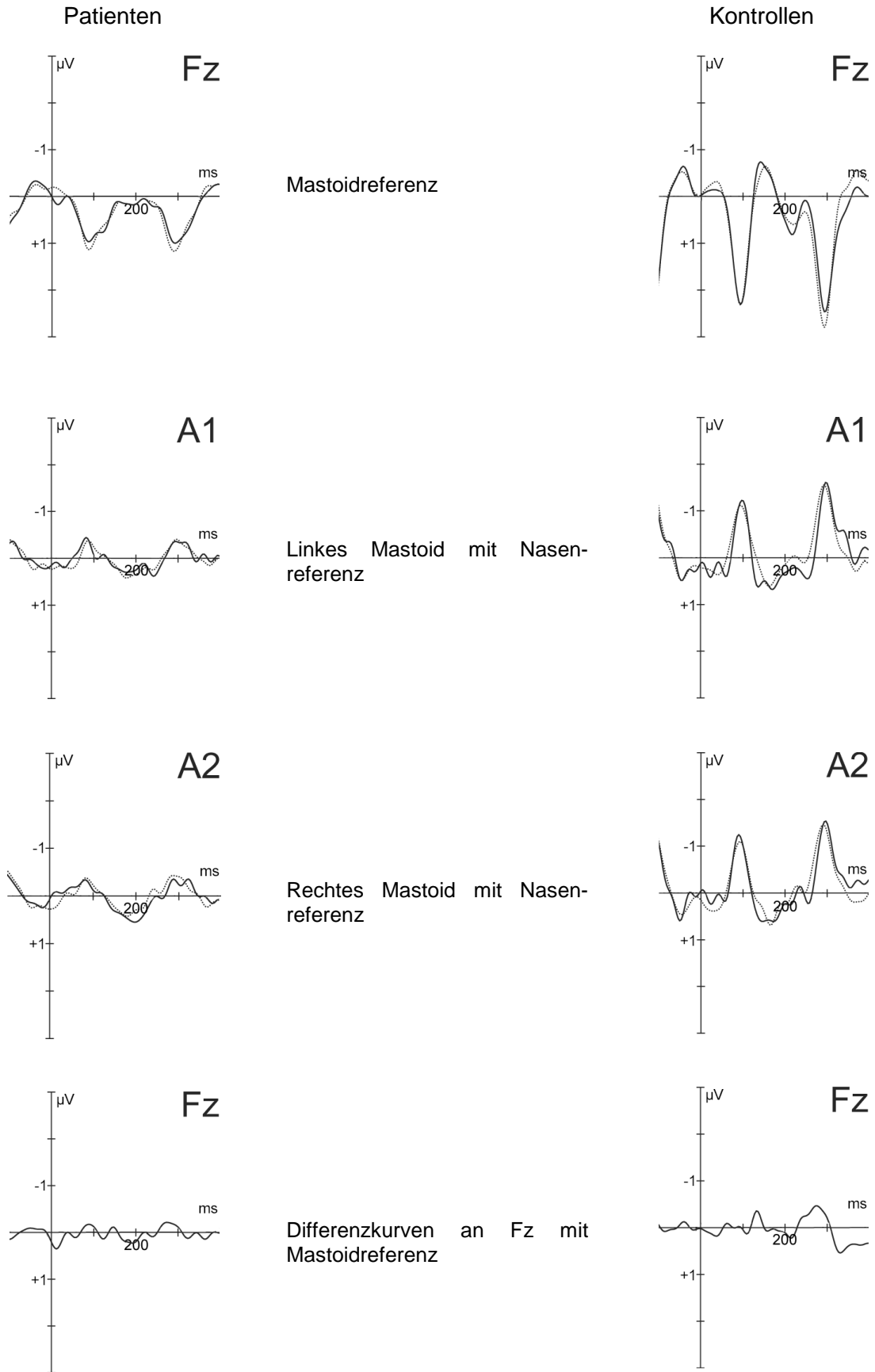


Abb. 6.3.1: *Grand Averages* für Patienten und Kontrollen für die Bedingung Tonhöhe in Experiment 1. Schwarze Linie: Deviant, gepunktete Linie: Standard.

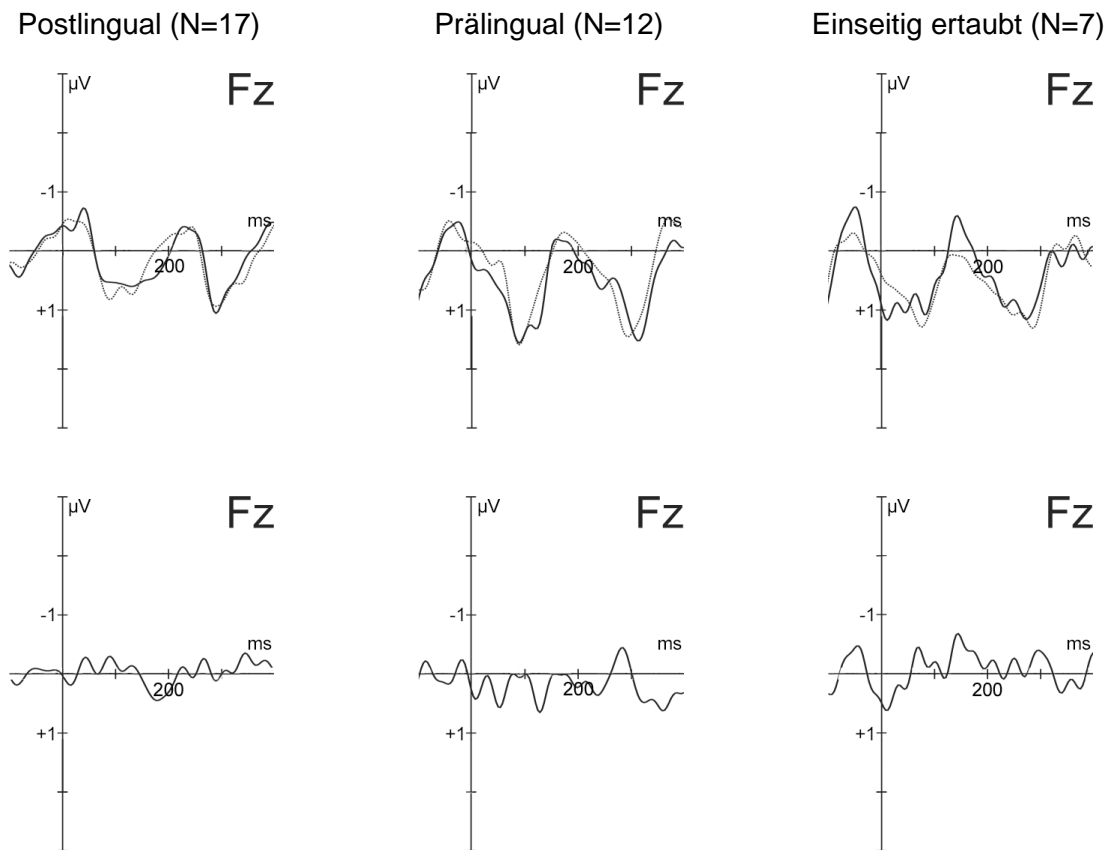


Abb. 6.3.2: Tonhöhe, Experiment 1, Patientengruppen
 obere Zeile: *Grand Averages* mit Mastoidreferenz (schwarze Linie: Deviant-ERP, gepunktete Linie: Standard-ERP)
 untere Zeile: Differenzkurven an Fz mit Mastoidreferenz

Tab. 6.3.5: t-Test für die Potentialdifferenz zwischen Deviant und Standard an Fz, Patientengruppen für Tonhöhe, Experiment 1:

<i>Ertaubung</i>	<i>Elektrode</i>	<i>Amplitude (µV)</i>	<i>t</i>	<i>SD</i>	<i>p</i>	<i>Latenz</i>
<i>Post</i>	Fz	-0,93	-5,26	0,73	0,000	177ms
<i>Prä</i>	Fz	-0,79	-4,6	0,6	0,001	
<i>einseitig</i>	Fz	-1,26	-4,29	0,77	0,005	

Timbre (Old Time Radio Effekt)

Für den Timbre-Devianten existierte kein Haupteffekt für den Faktor Gruppe ($F < 1$), woraus zu schließen war, dass sich CI-Patienten und Normalhörende nicht signifikant voneinander unterschieden. Im T-Test ließen sich für beide Gruppen signifikante Negativierungen an allen Skalp-Elektroden ermitteln, mit geringfügig größeren Amplituden in der Patientengruppe. Auch für bei jeweils einzelner Betrachtung der Patientenuntergruppen zeigten sich die Negativierungen im T-Test signifikant. Außerdem gab es Haupteffekte für Frontalität ($F_{(2,70)} = 29,77$, $p = 0,0001$) und Lateralität ($F_{(2,70)} = 13,4$, $p = 0,0001$) sowie eine Interaktion des Faktors Frontalität mit dem Faktor Gruppe ($F_{(2,140)} = 11,54$, $p < 0,001$). Unterschiede fanden sich somit in der topografischen Verteilung der Negativierungen. Die maximalen Amplituden befanden sich in der Patientengruppe frontozentral an Fz ($-1,97 \mu\text{V}$), in der Kontrollgruppe eher zentral mit stärkster Negativierung an Fz ($-1,44 \mu\text{V}$) und Cz ($-1,43 \mu\text{V}$). In der Patientengruppe existierte ebenfalls eine Interaktion des Faktors Ertaubung mit dem Faktor Frontalität. Während bei den post- und prälingual ertaubten Patienten die maximale Negativierung an Fz zu finden war, befand sie sich bei den einseitig ertaubten Patienten an Cz. An beiden Mastoidelektroden ergaben sich im T-Test signifikante Positivierungen für die Patientengruppe, in der Kontrollgruppe wurde die Positivierung nur am linken Mastoid signifikant.

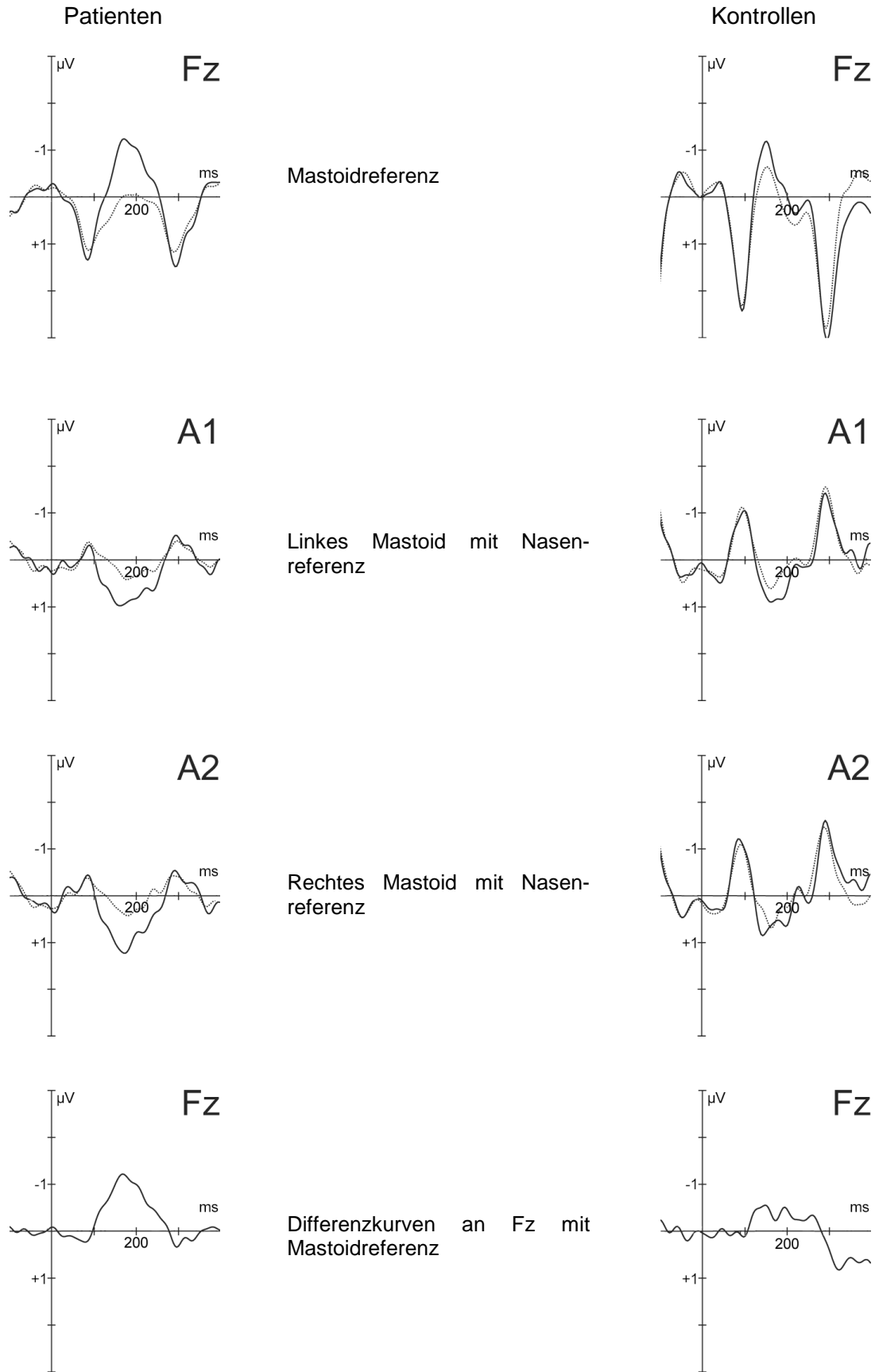


Abb. 6.3.3: Grand Averages für Patienten und Kontrollen für die Bedingung Timbre in Experiment 1. Schwarze Linie: Deviant, gepunktete Linie: Standard.

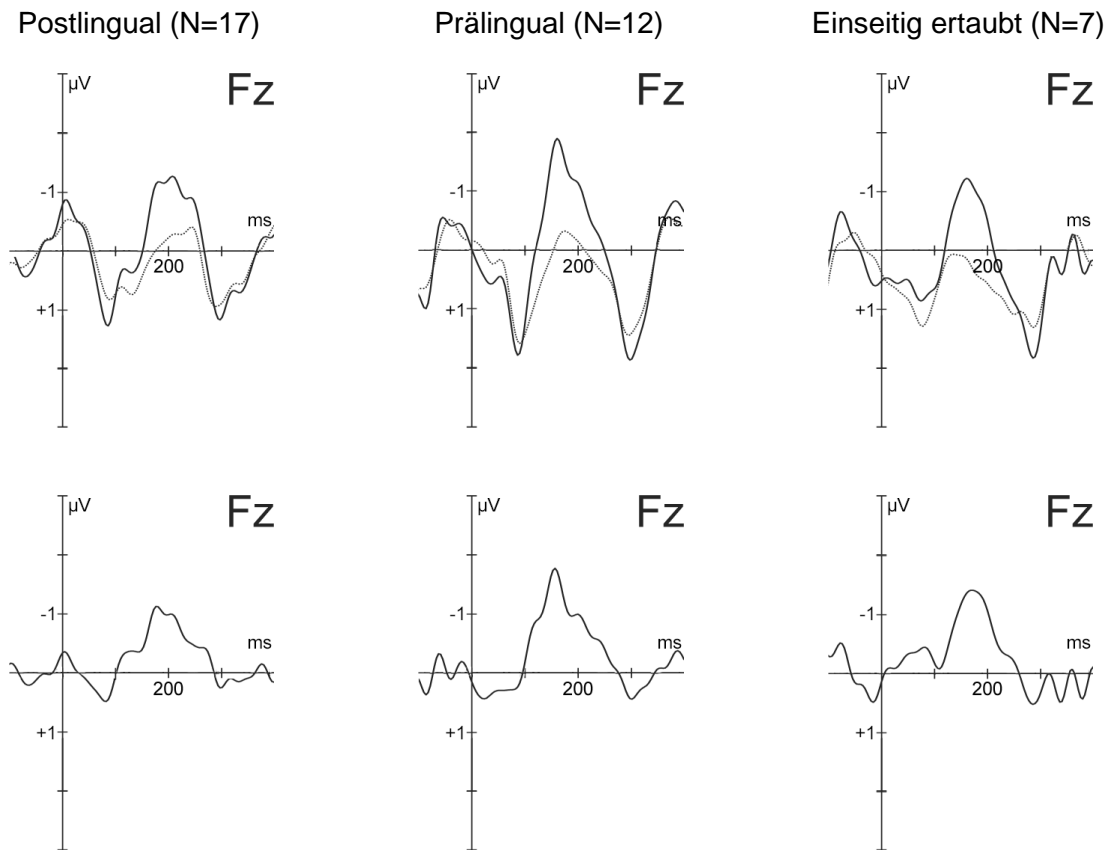


Abb. 6.3.4: Timbre, Experiment 1, Patientengruppen
 obere Zeile: Grand Averages mit Mastoidreferenz (schwarze Linie: Deviant-ERP, gepunktete Linie: Standard-ERP)
 untere Zeile: Differenzkurven an Fz mit Mastoidreferenz

Tab. 6.3.6: t-Test für die Potentialdifferenz zwischen Deviant und Standard an Fz, Patientengruppen für Timbre, Experiment 1:

<i>Ertaubung</i>	<i>Elektrode</i>	<i>Amplitude (µV)</i>	<i>t</i>	<i>SD</i>	<i>p</i>	<i>Latenz</i>
<i>Post</i>	Fz	-1,8	-6,1	1,22	<0,0001	185ms
<i>Prä</i>	Fz	-2,16	-5,66	1,32	<0,0001	
<i>einseitig</i>	Fz	-2,06	-3,43	1,58	0,014	

Intensität (6 dB Reduktion)

Für den Intensitäts-Devianten ergab sich ein Haupteffekt für den Faktor Gruppe ($F_{(1,70)}=5,23$, $p=0,025$), da sich bei den Kontrollen im Vergleich zur Patientengruppe signifikant stärkere Negativierungen fanden.

In der Patientengruppe existierte ein Haupteffekt für den Faktor Frontalität ($F_{(2,70)}= 9,31$, $p=0,003$), nicht jedoch für Lateralität. Die maximalen Negativierungen waren frontal lokalisiert. An den Mastoiden kehrte sich das Potential jeweils signifikant um. Ein Haupteffekt für den Faktor Ertaubung ergab sich nicht. Im T-Test ergaben sich für alle drei Patientengruppen signifikante Negativierungen mit frontal gelegenen Maxima.

Für die Kontrollgruppe wurden die Faktoren Frontalität ($F_{(2,70)}=11,36$, $p<0,0001$) und Lateralität ($F_{(2,70)}=3,43$, $p=0,043$) signifikant. Die maximale Negativierung wurde an Fz ermittelt (-1,54 μ V). Am linken Mastoid zeigte sich im T-Test eine signifikante Potentialumkehr.

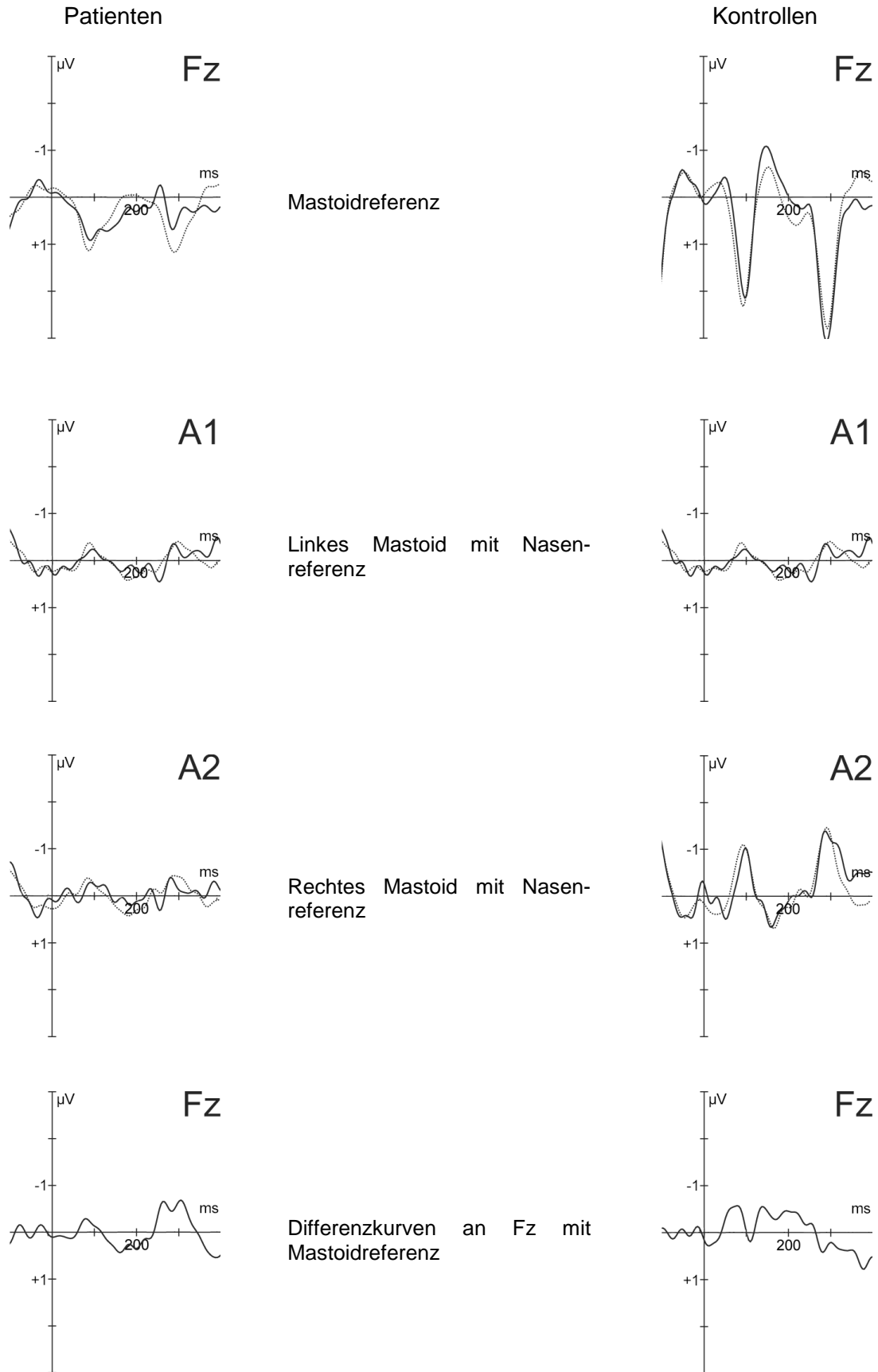


Abb. 6.3.5: Grand Averages für Patienten und Kontrollen für die Bedingung Intensität in Experiment 1. Schwarze Linie: Deviant, gepunktete Linie: Standard.

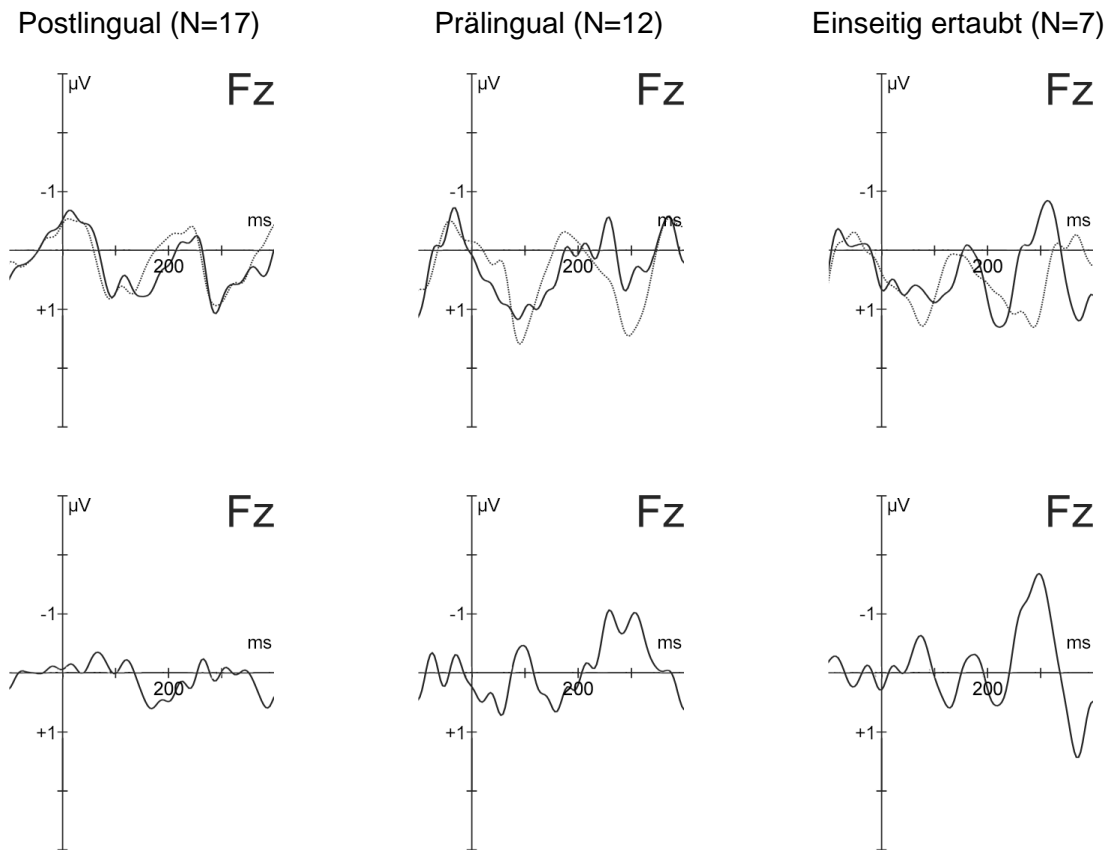


Abb. 6.3.6: Intensität Experiment 1, Patientengruppen
 obere Zeile: Grand Averages mit Mastoidreferenz (schwarze Linie: Deviant-ERP, gepunktete Linie: Standard-ERP)
 untere Zeile: Differenzkurven an Fz mit Mastoidreferenz

Tab. 6.3.7: t-Test für die Potentialdifferenz zwischen Deviant und Standard an Fz, Patientengruppen für Intensität, Experiment 1:

<i>Ertaubung</i>	<i>Elektrode</i>	<i>Amplitude (µV)</i>	<i>t</i>	<i>SD</i>	<i>p</i>	<i>Latenz</i>
<i>Post</i>	Fz	-0,86	-2,72	1,3	0,015	185ms
<i>Prä</i>	Fz	-1,17	-4,19	0,96	0,002	
<i>einseitig</i>	Fz	-1,52	-6,61	0,61	0,001	

Rhythmus (30 ms früher)

Für den Rhythmus-Devianten existierte ein Haupteffekt für den Faktor Gruppe sowie eine Interaktion des Faktors Frontalität mit dem Faktor Gruppe. Die ERP-Amplituden waren bei den Kontrollen im Vergleich zur Patientengruppe größer.

Bei den CI-Patienten gab es sowohl für Frontalität ($F_{(2,70)}=23,73$, $p<0,0001$) als auch für Lateralität ($F_{(2,70)}=2,75$, $p=0,049$) Haupteffekte. An beiden Mastoiden fand sich im T-Test eine signifikante Positivierung, die maximale Negativierung war an Fz (-1,62 μ V) lokalisiert. Innerhalb der CI-Patienten gab es keine signifikanten Unterschiede zwischen den Untergruppen, da der Faktor Ertaubung nicht signifikant wurde ($F_{(2,33)}<1$). Alle drei Patientengruppen wiesen im T-Test signifikante Negativierungen mit Maximum an Fz auf.

In der Kontrollgruppe existierten ebenfalls Haupteffekte für Frontalität ($F_{(2,70)}=91,0$, $p<0,0001$) und Lateralität ($F_{(2,70)}=4,88$, $p=0,017$) mit einer maximalen Negativierung an Fz (-2,68 μ V). Hochsignifikante Positivierungen wurden für beide Mastoidelektroden ermittelt.

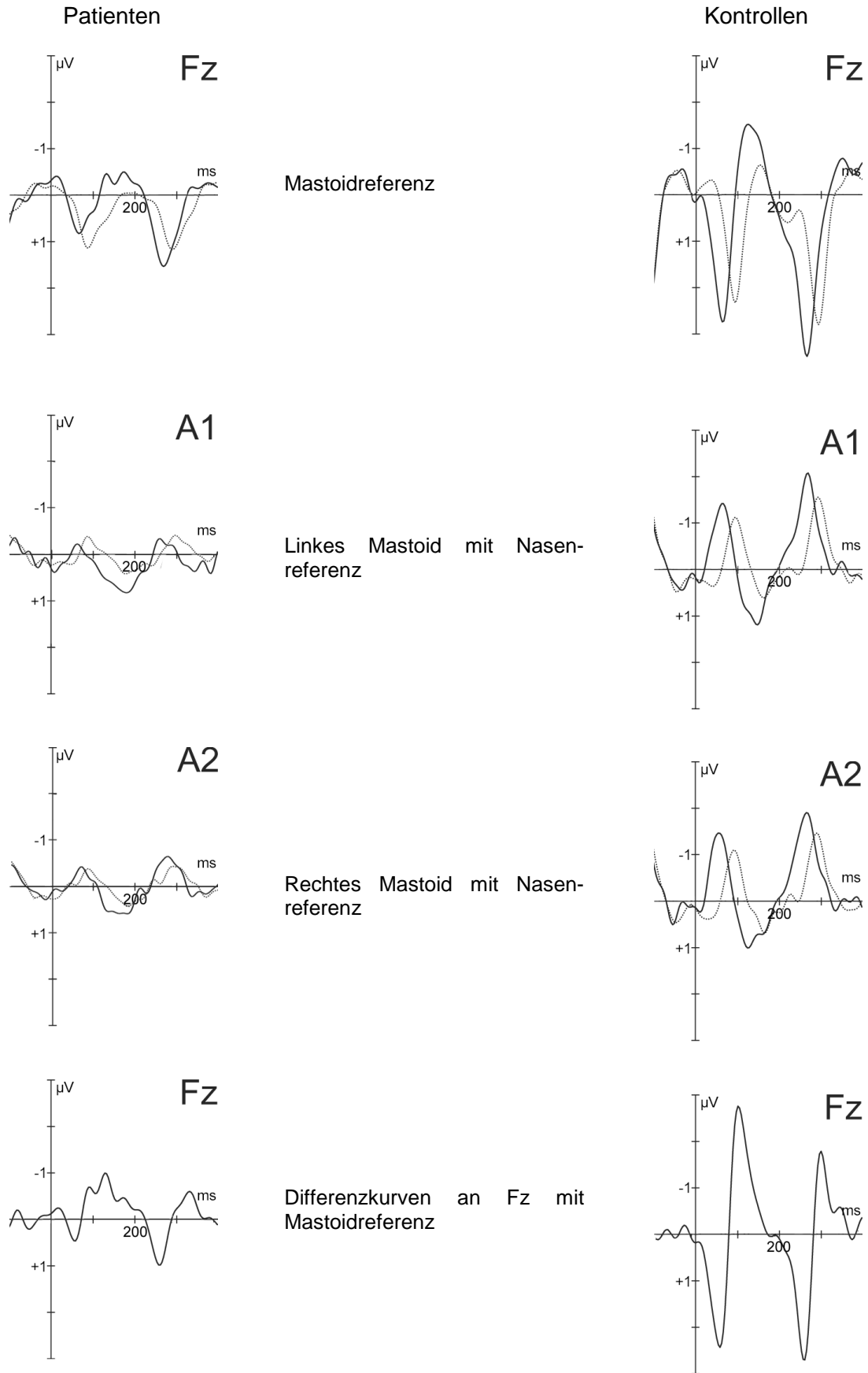


Abb. 6.3.7: *Grand Averages* für Patienten und Kontrollen für die Bedingung Rhythmus in Experiment 1. Schwarze Linie: Deviant, gepunktete Linie: Standard.

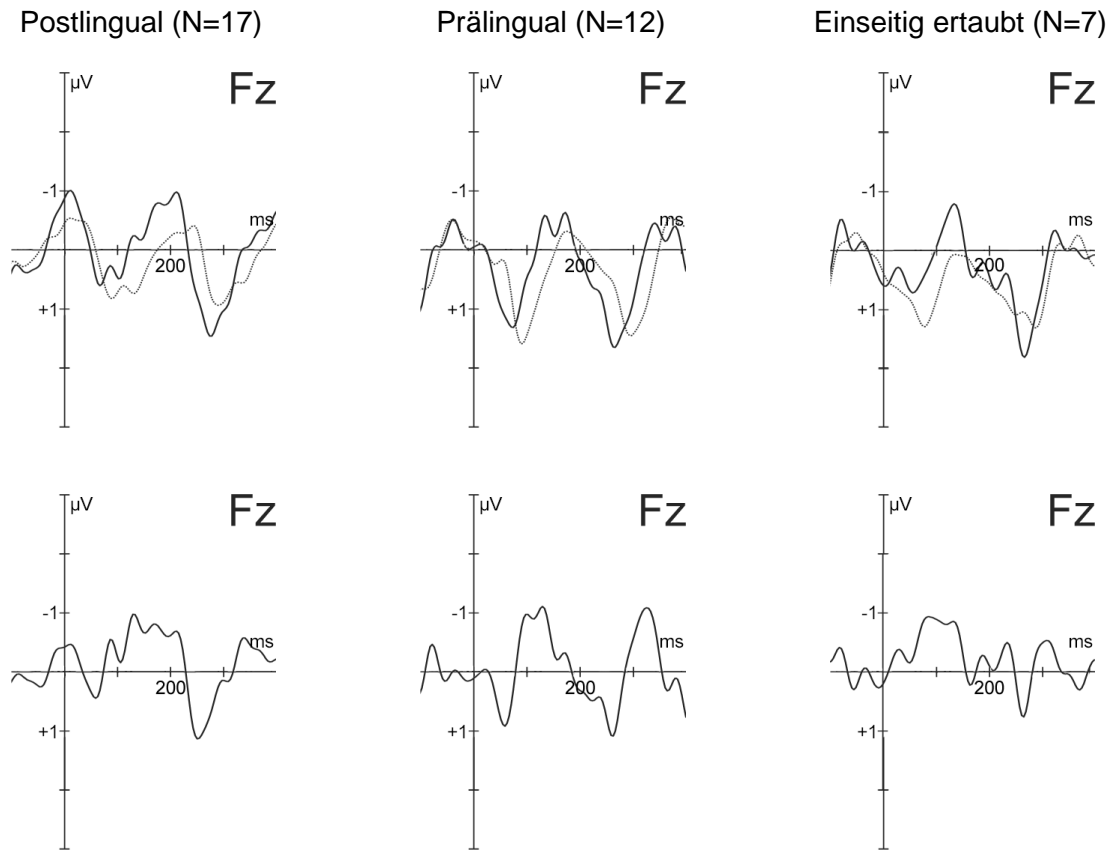
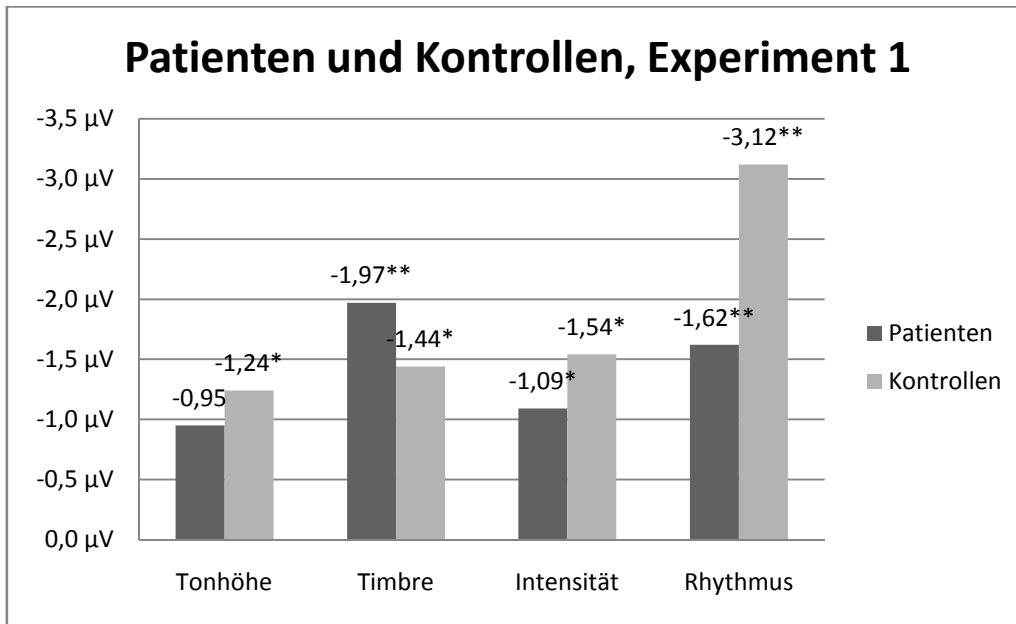


Abb.6.3.8: Rhythmus, Experiment 1, Patientengruppen
 obere Zeile: Grand Averages mit Mastoidreferenz (schwarze Linie: Deviant-ERP, gepunktete Linie: Standard-ERP)
 untere Zeile: Differenzkurven an Fz mit Mastoidreferenz

Tab. 6.3.8: t-Test für die Potentialdifferenz zwischen Deviant und Standard an Fz, Patientengruppen für Rhythmus, Experiment 1:

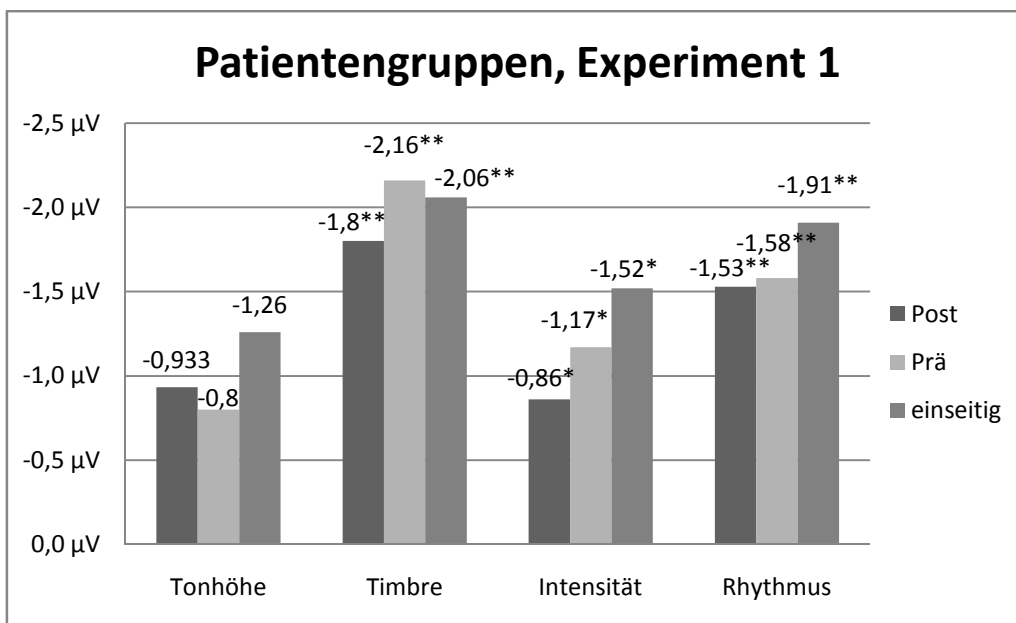
<i>Ertaubung</i>	<i>Elektrode</i>	<i>Amplitude (µV)</i>	<i>t</i>	<i>SD</i>	<i>p</i>	<i>Latenz</i>
<i>Post</i>	Fz	-1,53	-5,39	1,17	<0,0001	162(+30)ms
<i>Prä</i>	Fz	-1,58	-3,44	1,59	0,006	
<i>einseitig</i>	Fz	-1,91	-3,14	1,61	0,02	

In den Abbildungen 6.3.9. und 6.3.10. sind die wichtigsten Befunde aus Experiment 1 zusammenfassend graphisch dargestellt. Trotz fehlender Signifikanzen bei den Unterschieden zwischen den Patientenuntergruppen sollen die Amplitudenwerte zur besseren Veranschaulichung für die drei Gruppen in Abb.6.3.10. dargestellt werden.



* - signifikanter Effekt mit einseitiger Positivierung am Mastoid
 ** - hochsignifikanter Effekt mit beidseitigen Positivierungen

Abb. 6.3.9: Darstellung der an Fz gemessenen Amplitudendifferenzen für Patienten und Kontrollen, Experiment 1



* - signifikanter Effekt mit einseitiger Positivierung am Mastoid
 ** - hochsignifikanter Effekt mit beidseitigen Positivierungen

Abb. 6.3.10: Darstellung der an Fz gemessenen Amplitudendifferenzen für die Patientenuntergruppen, Experiment 1

Tab. 6.3.9: t-Test für die Potentialdifferenz zwischen Deviant und Standard bei ausgewählten Elektroden, gesamte Patientengruppe im Experiment 1 (analog zu Vuust et al., 2011)

<i>Deviant</i>	<i>Elektrode</i>	<i>Amplitude (µV)</i>	<i>t</i>	<i>SD</i>	<i>p</i>	<i>Latenz</i>
<i>Tonhöhe</i>	Fz	-0,95	-8,156	0,697	<0,0001	177ms
	A1	0,157	0,863	1,094	0,394	
	A2	0,152	0,944	0,971	0,352	
<i>Timbre</i>	Fz	-1,97	-9,104	1,299	<0,0001	185ms
	A1	0,625	3,05	1,23	0,004	
	A2	0,89	4,767	1,12	<0,0001	
<i>Intensität</i>	Fz	-1,09	-5,984	1,092	<0,0001	180ms
	A1	0,356	2,431	0,878	0,02	
	A2	0,259	2,000	0,776	0,053	
<i>Rhythm</i>	Fz	-1,62	-7,079	1,375	<0,0001	162 (+30)ms
	A1	0,607	3,211	0,189	0,003	
	A2	0,437	2,363	0,185	0,024	

Tab. 6.3.10: t-Test für die Potentialdifferenz zwischen Deviant und Standard bei ausgewählten Elektroden, Kontrollgruppe im Experiment 1 (analog zu Vuust et al., 2011)

<i>Deviant</i>	<i>Elektrode</i>	<i>Amplitude (µV)</i>	<i>t</i>	<i>SD</i>	<i>p</i>	<i>Latenz</i>
<i>Tonhöhe</i>	Fz	-1,24	-9,583	0,777	<0,0001	183ms
	A1	0,353	2,233	0,949	0,032	
	A2	0,227	1,300	1,046	0,202	
<i>Timbre</i>	Fz	-1,44	-9,806	0,881	<0,0001	180ms
	A1	0,887	4,505	1,181	<0,0001	
	A2	0,756	3,497	1,298	0,001	
<i>Intensität</i>	Fz	-1,54	-9,894	0,932	<0,0001	183ms
	A1	0,55	2,608	1,267	0,013	
	A2	0,14	0,794	1,025	0,432	
<i>Rhythm</i>	Fz	-3,12	-14,447	1,295	<0,0001	156 (+30)ms
	A1	1,29	2,896	2,663	0,006	
	A2	0,75	2,188	2,053	0,035	

6.3.2. Experiment 2

Tonhöhe (100 Cent höher)

Für den Tonhöhen-Devianten im zweiten Experiment existierte ein Haupteffekt für den Faktor Gruppe ($F_{(1,70)}=17,86$, $p<0,0001$), der auf insgesamt größere Amplitudenwerte für die Kontrollgruppe zurückzuführen war. Außerdem ergab sich eine Interaktion des Faktors Frontalität mit dem Faktor Gruppe ($p=0,027$), da sich die topografische Verteilung der maximalen Negativierung zwischen Patienten und Kontrollen leicht unterschied.

Für die Patientengruppe gab es Haupteffekte für Frontalität ($F_{(2,70)}=13,21$, $p<0,001$) und Lateralität ($F_{(2,70)}=5,64$, $p=0,011$) mit einer maximal negativen Amplitude an Fz sowie einer signifikanten Potentialumkehr am linken Mastoid im T-Test. Zusätzlich wurde der Faktor Ertaubung signifikant ($F_{(2,33)}=3,88$, $p=0,031$). Somit existierte ein signifikanter Unterschied zwischen den Patientengruppen. Im T-Test konnten für alle drei Untergruppen signifikante Negativierungen an Fz errechnet werden (siehe Tabelle 6.3.12.). Die postlingual ertaubten Patienten zeigten die größten Effekte, die einseitig ertaubten Patienten die kleinsten. Es fanden sich ebenfalls geringfügige Unterschiede bei der topografischen Verteilung des Maximums. In der Gruppe der postlingual ertaubten Patienten fanden sich ebenfalls Haupteffekte für Frontalität ($F_{(2,32)}=4,62$, $p=0,041$) und Lateralität ($F_{(2,32)}=4,76$, $p=0,022$), bei den prälingual und einseitig ertaubten CI-Trägern jeweils ein Haupteffekt für Frontalität (prälingual: $F_{(2,22)}=6,33$, $p=0,012$ /einseitig: $F_{(2,12)}=4,55$, $p=0,047$). Die maximale Negativierung war bei den postlingualen Patienten an Cz lokalisiert, bei den prälingualen Patienten frontal mit Maximum an F3 und bei den einseitig ertaubten Patienten frontal mit Maximum an Fz. Deskriptiv unterscheiden sich vor allem die prälingual ertaubten Patienten von den anderen beiden Gruppen und den Kontrollen.

Die Kontrollgruppe zeigte ebenfalls Haupteffekte für Frontalität ($F_{(2,70)}=30,13$, $p<0,0001$) und Lateralität ($F_{(2,70)}=4,35$, $p=0,031$). Die maximale Negativierung befand sich an Fz, beide Mastoidelektroden wiesen im T-Test eine hochsignifikante Positivierung auf.

Bei gemeinsamer Betrachtung der Tonhöhe-Devianten beider Experimente ergab sich außerdem hinsichtlich der Amplitudengröße ein signifikanter Unterschied zwischen den zehn Laienmusikern und dem restlichen Teil der Kontrollgruppe ($F_{(1,34)}=6,03$, $p=0,019$) mit größeren Werten für die Gruppe mit regelmäßigem musikalischem Training. Auf Ebene der einzelnen Experimente wurden die Unterschiede aufgrund der geringeren Power jedoch statistisch nicht signifikant. Zwischen den *Peak*-Latenzen ergaben sich ebenfalls keine signifikanten Unterschiede. Im T-Test für die einzelnen Elektroden fiel für die Gruppe der Personen ohne musikalisches Training außerdem auf, dass für den Tonhöhen-Devianten im ersten Experiment keine der beiden Mastoidelektroden eine signifikante Positivierung aufwies (siehe Tabelle 6.3.11).

Tab. 6.3.11: t-Test für die Potentialdifferenz zwischen Deviant und Standard bei ausgewählten Elektroden, Laienmusiker (N=10) und Nichtmusiker (N=26), Tonhöhe

<i>Experiment</i>	<i>Elektrode</i>	<i>Amplitude Laienmusiker (μV)</i>	<i>p</i>	<i>Amplitude Nichtmusiker (μV)</i>	<i>p</i>	<i>Latenz</i>
<i>Exp 1</i>	Fz	-1,44	<0,0001	-1,17	<0,0001	183ms
	A1	0,82	0,036	0,21	0,102	
	A2	0,28	0,366	0,18	0,155	
<i>Exp 2</i>	Fz	-3,01	<0,0001	-2,36	<0,0001	169ms
	A1	1,09	0,032	0,68	<0,0001	
	A2	0,65	0,017	0,56	0,001	

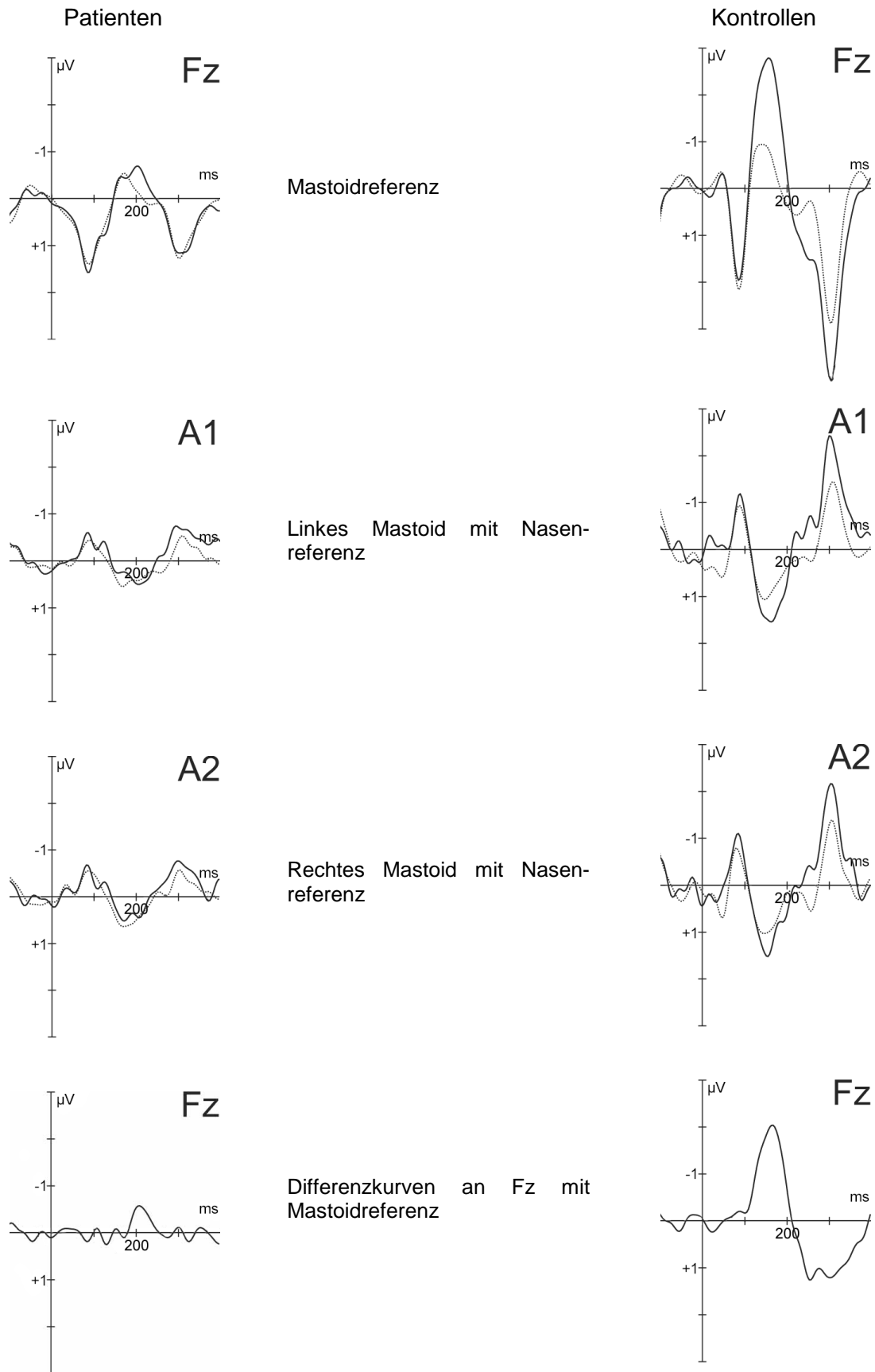


Abb. 6.3.11: *Grand Averages* für Patienten und Kontrollen für die Bedingung Tonhöhe in Experiment 2. Schwarze Linie: Deviant, gepunktete Linie: Standard.

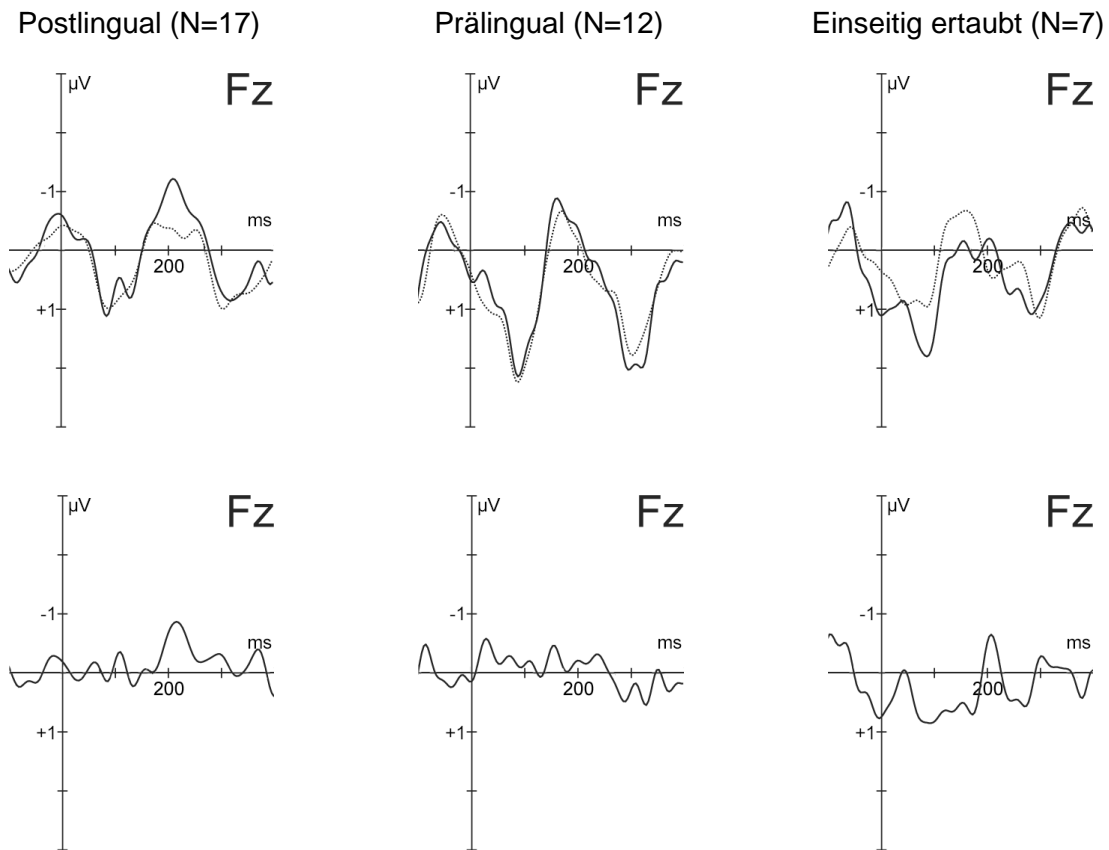


Abb. 6.3.12: Tonhöhe, Experiment 2, Patientengruppen
 obere Zeile: Grand Averages mit Mastoidreferenz (schwarze Linie: Deviant-ERP, gepunktete Linie: Standard-ERP)
 untere Zeile: Differenzkurven an Fz mit Mastoidreferenz

Tab. 6.3.12: t-Test für die Potentialdifferenz zwischen Deviant und Standard an Fz, Patientengruppen für Tonhöhe, Experiment 2:

<i>Ertaubung</i>	<i>Elektrode</i>	<i>Amplitude (μV)</i>	<i>t</i>	<i>SD</i>	<i>p</i>	<i>Latenz</i>
<i>Post</i>	Fz	-1,68	-5,591	1,237	<0,0001	191ms
<i>Prä</i>	Fz	-1,3	-11,473	0,389	<0,0001	
<i>einseitig</i>	Fz	-0,9	-2,933	0,815	0,026	

Timbre (Harp)

Für den Timbre-Deviant wurde der Faktor Gruppe signifikant ($F_{(1,70)}=4,99$, $p=0,029$), außerdem existierte eine signifikante Interaktion des Faktors Frontalität mit dem Faktor Gruppe.

In der Patientengruppe gab es Haupteffekte für Frontalität ($F_{(2,70)}=35,64$, $p<0,0001$) und Lateralität ($F_{(2,70)}=5,81$, $p=0,011$) mit maximal negativer Amplitude an Fz. Der Faktor Ertaubung wurde nicht signifikant ($F_{(2,33)}<1$), da keine signifikanten Unterschiede zwischen den Untergruppen existierten. Für alle drei Patientengruppen fanden sich im T-Test signifikante Negativierungen, die an Fz am stärksten ausgeprägt waren. An beiden Mastoidelektroden waren hochsignifikante Positivierungen zu ermitteln.

Im Vergleich zur Patientengruppe wies die Kontrollgruppe größere Amplituden auf, ebenfalls mit Haupteffekten für die Faktoren Frontalität ($F_{(2,70)}=114,42$, $p<0,0001$) und Lateralität ($F_{(2,70)}=8,5$, $p=0,002$). Die stärkste Negativierung befand sich ebenfalls an Fz. Die Potentialumkehr an beiden Mastoiden zeigte sich im T-Test hochsignifikant.

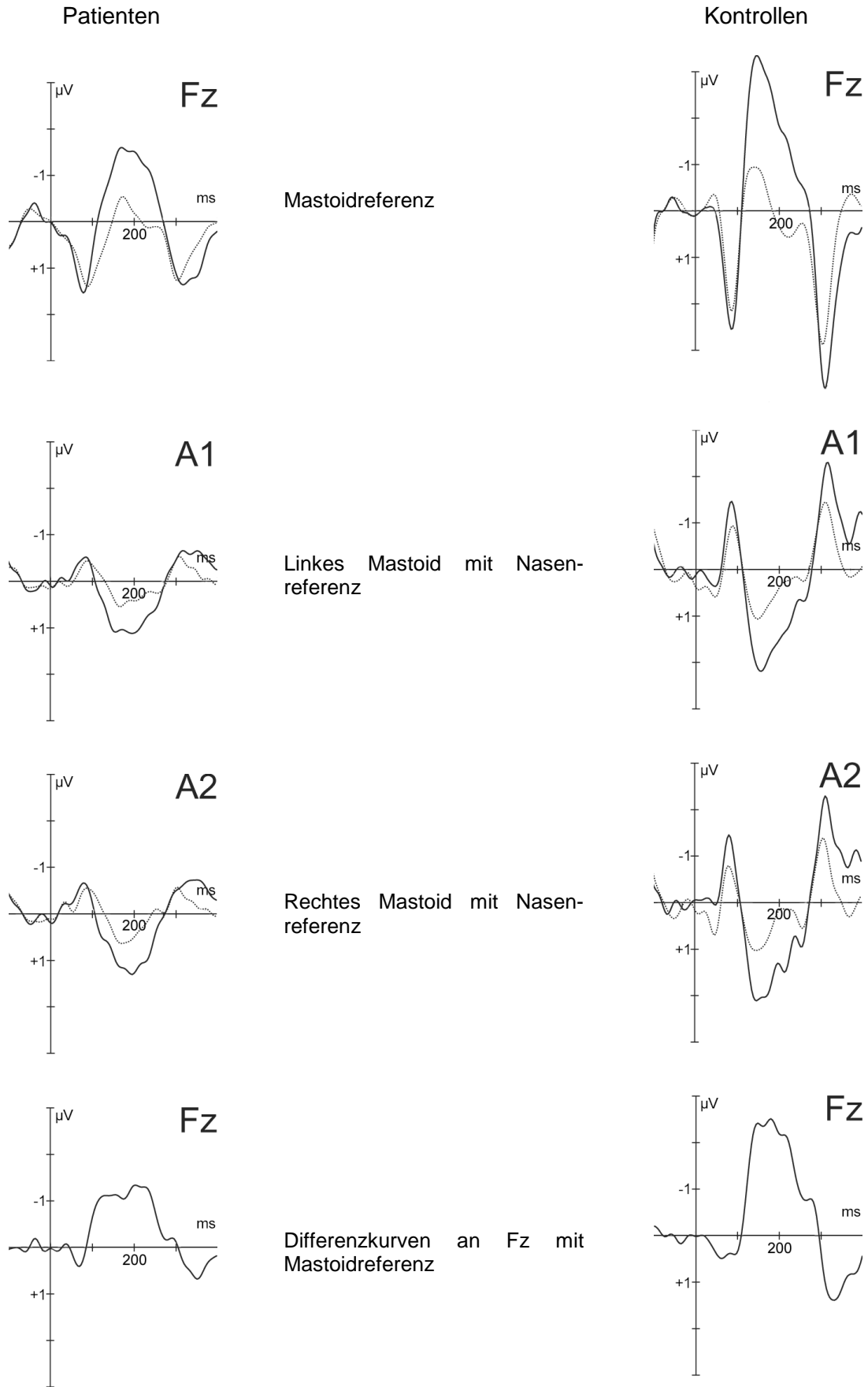


Abb. 6.3.13: *Grand Averages* für Patienten und Kontrollen für die Bedingung Timbre in Experiment 2. Schwarze Linie: Deviant, gepunktete Linie: Standard.

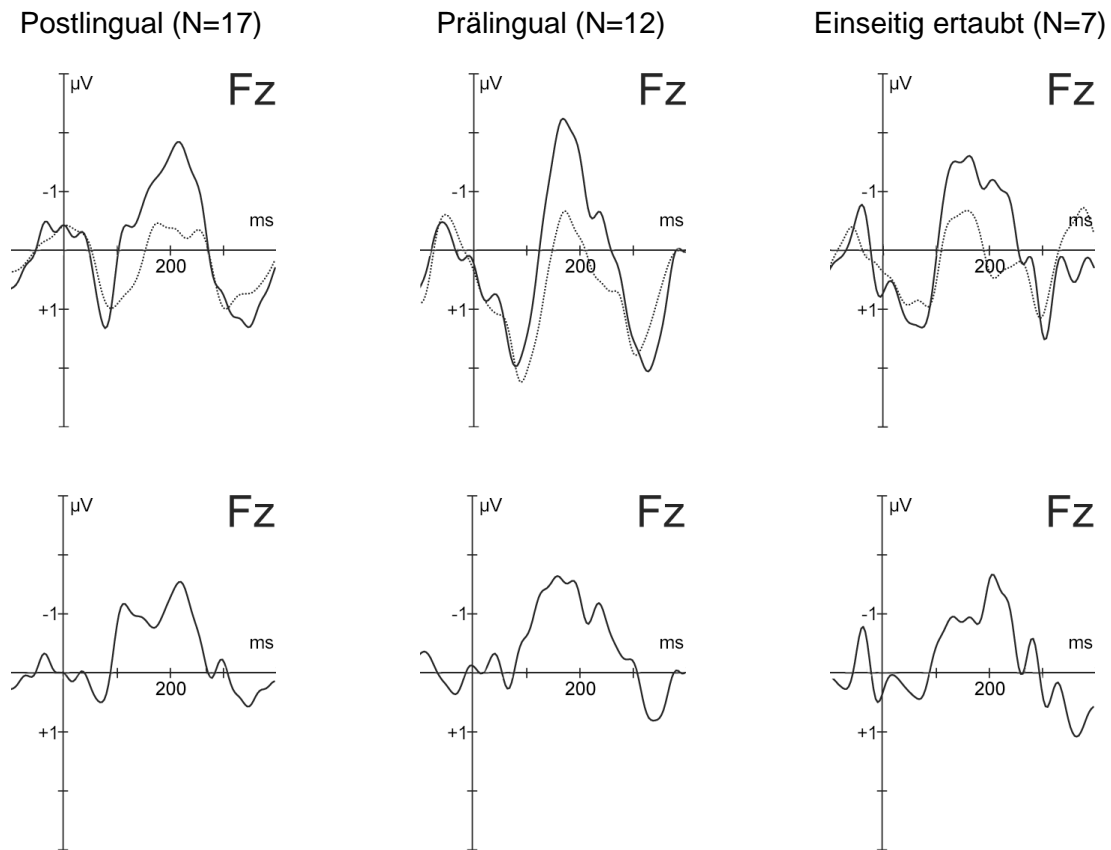


Abb. 6.3.14: Timbre, Experiment 2, Patientengruppen
 obere Zeile: Grand Averages mit Mastoidreferenz (schwarze Linie: Deviant-ERP, gepunktete Linie: Standard-ERP)
 untere Zeile: Differenzkurven an Fz mit Mastoidreferenz

Tab. 6.3.13: t-Test für die Potentialdifferenz zwischen Deviant und Standard an Fz, Patientengruppen für Tonhöhe, Experiment 2:

<i>Ertaubung</i>	<i>Elektrode</i>	<i>Amplitude (µV)</i>	<i>t</i>	<i>SD</i>	<i>p</i>	<i>Latenz</i>
<i>Post</i>	Fz	-2,43	-5,8	1,73	<0,0001	185 ms
<i>Prä</i>	Fz	-2,59	-7,557	1,19	<0,0001	
<i>einseitig</i>	Fz	-2,25	-5,213	1,14	0,002	

Intensität (12 dB Reduktion)

Für den Intensitäts-Devianten ergab sich ein Haupteffekt für den Faktor Gruppe ($F_{(1,70)}=7,45$, $p=0,008$), da die Kontrollgruppe insgesamt größere Amplituden als die Patientengruppe zeigte.

Die Patientengruppe zeigte einen Haupteffekt für Frontalität ($F_{(2,70)}=12,61$, $p=0,001$). Maximale Negativierungen traten frontal auf. Der Faktor Ertaubung wurde nicht signifikant ($F_{(2,33)}<1$). Es existierte jedoch eine Interaktion des Faktors Frontalität mit dem Faktor Ertaubung ($p=0,034$), weshalb auf Unterschiede in der topografischen Verteilung zwischen den Patientengruppen zu schließen war. Unabhängig von der Ertaubung ergaben sich für alle Patientengruppen im T-Test signifikante Negativierungen. Bei post- und prälingual ertaubten Patienten befand sich das Maximum jeweils frontal, bei den einseitig ertaubten Patienten central. Am linken Mastoid wurde eine signifikante Potentialumkehr ermittelt.

Für die Kontrollgruppe ergaben sich Haupteffekte für Frontalität ($F_{(2,70)}=36,43$, $p<0,0001$) und Lateralität ($F_{(2,70)}=3,73$, $p=0,04$). Die negativste Amplitude war an Fz lokalisiert. An beiden Mastoiden ergaben sich im T-Test hochsignifikante Positivierungen.

Auch für die Intensitäts-Devianten beider Experimente existierte ein marginal signifikanter Unterschied ($F_{(1,34)}=4,06$, $p=0,052$) zwischen den zehn Laienmusikern und den restlichen Kontrollprobanden mit größeren Amplitudenwerten in der Laienmusiker-Gruppe. Wie bei den Tonhöhen-Devianten, zeigten sich die Unterschiede auch hier auf Ebene der einzelnen Experimente und der damit verbundenen geringeren Power nicht mehr signifikant (siehe Tabelle 6.3.14.).

Tab. 6.3.14: t-Test für die Potentialdifferenz zwischen Deviant und Standard bei ausgewählten Elektroden, Laienmusiker (N=10) und Nichtmusiker (N=26), Intensität

<i>Experiment</i>	<i>Elektrode</i>	<i>Amplitude Laienmusiker (μV)</i>	<i>p</i>	<i>Amplitude Nichtmusiker (μV)</i>	<i>p</i>	<i>Latenz</i>
<i>Exp 1</i>	Fz	-1,56	<0,0001	-1,53	<0,0001	183ms
	A1	0,46	0,053	0,31	0,012	
	A2	0,12	0,615	0,14	0,193	
<i>Exp 2</i>	Fz	-3,2	<0,0001	-2,16	<0,0001	173ms
	A1	1,66	0,003	0,71	<0,0001	
	A2	1,36	0,018	0,43	0,002	

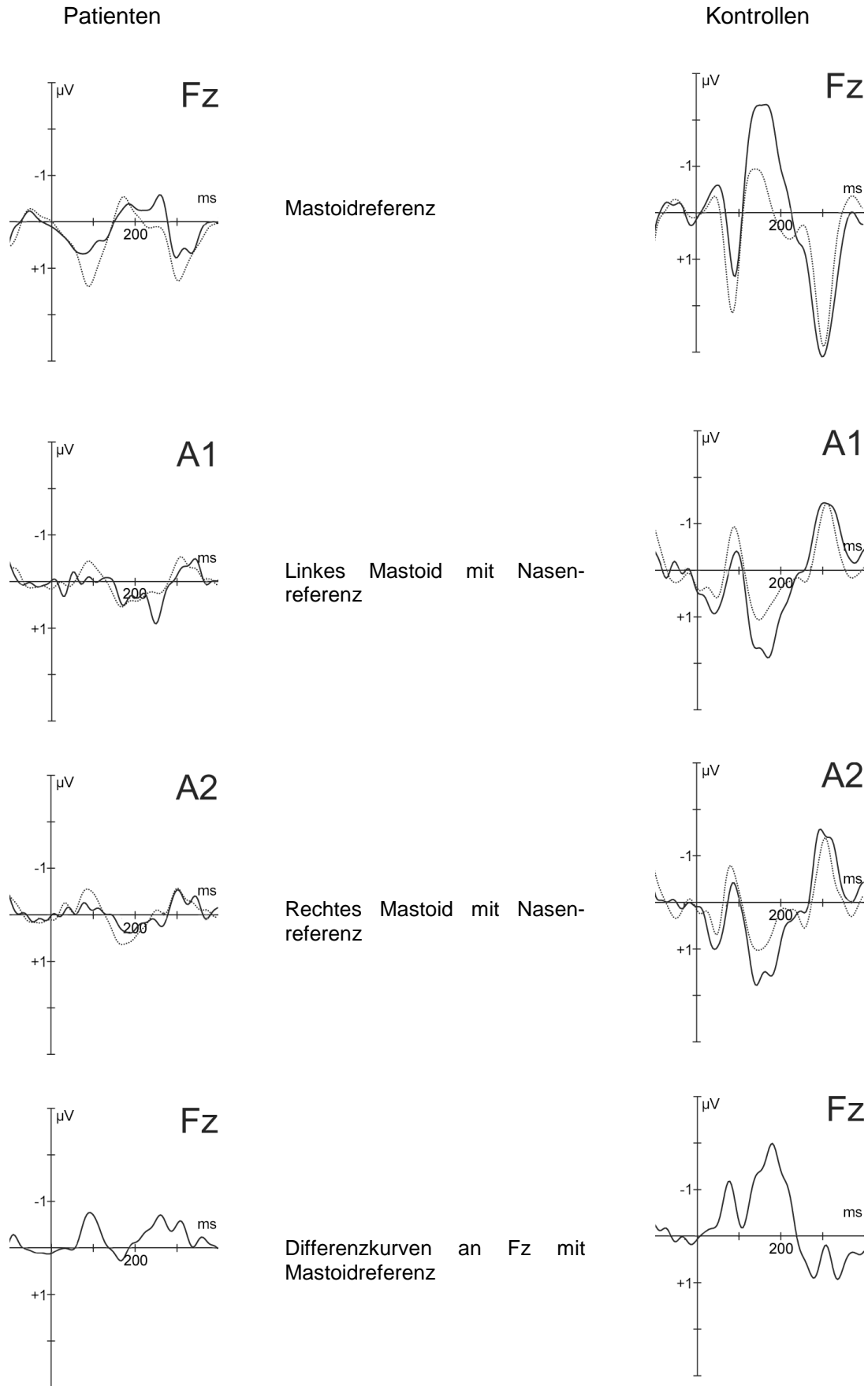


Abb. 6.3.15: *Grand Averages* für Patienten und Kontrollen für die Bedingung Intensität in Experiment 2. Schwarze Linie: Deviant, gepunktete Linie: Standard.

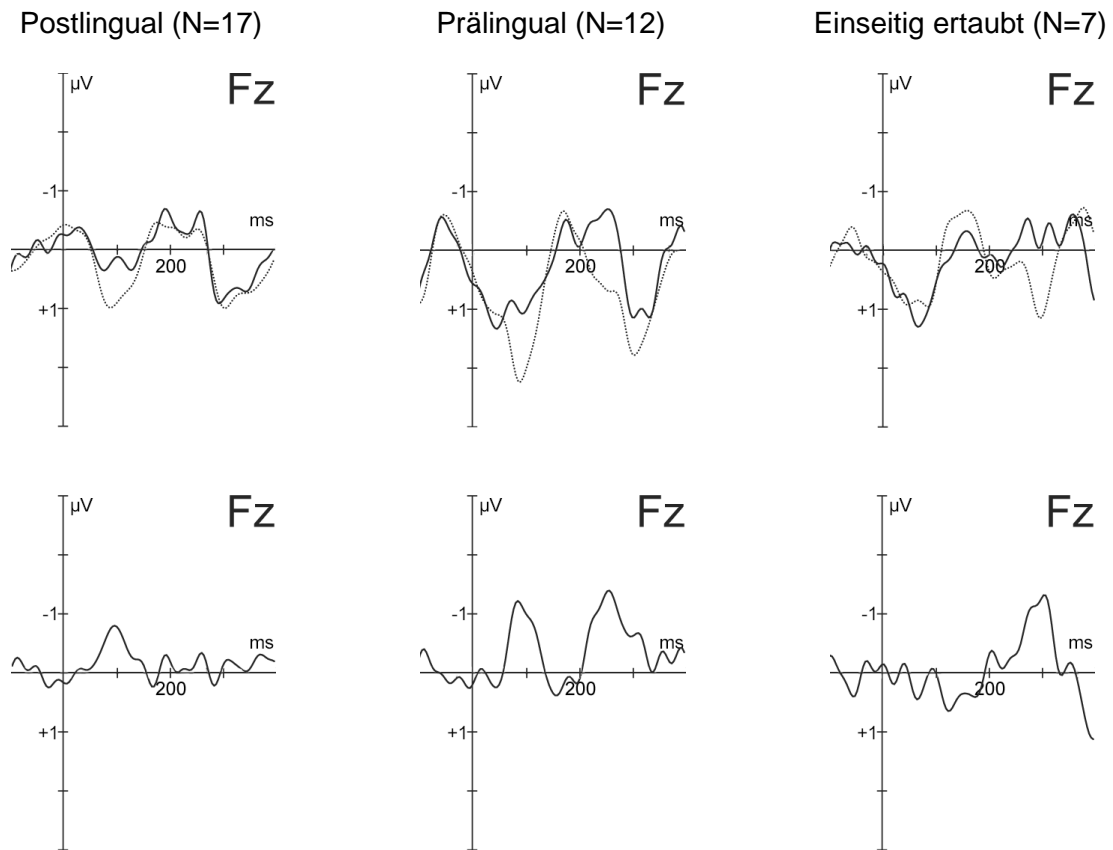


Abb. 6.3.16: Intensität, Experiment 2, Patienten und Kontrollen
 obere Zeile: Grand Averages mit Mastoidreferenz (schwarze Linie: Deviant-ERP, gepunktete Linie: Standard-ERP)
 untere Zeile: Differenzkurven an Fz mit Mastoidreferenz

Tab. 6.3.15: t-Test für die Potentialdifferenz zwischen Deviant und Standard an Fz, Patientengruppen für Intensität, Experiment 2:

<i>Ertaubung</i>	<i>Elektrode</i>	<i>Amplitude (μV)</i>	<i>t</i>	<i>SD</i>	<i>p</i>	<i>Latenz</i>
<i>Post</i>	Fz	-1,36	-3,821	1,464	0,002	175ms
<i>Prä</i>	Fz	-2,06	-7,352	0,968	<0,0001	
<i>einseitig</i>	Fz	-1,27	-3,525	0,954	0,012	

Rhythmus (105 ms später)

Für den Rhythmus-Devianten existierte kein Haupteffekt für den Faktor Gruppe ($F_{(1,70)} < 1$). Für beide Gruppen wurden die Faktoren Frontalität ($F_{(2,142)} = 77,56$, $p < 0,0001$) und Lateralität ($F_{(2,142)} = 6,13$, $p = 0,003$) signifikant, die Amplitudenwerte unterschieden sich nicht wesentlich zwischen Patienten und Kontrollen. Innerhalb der Patientengruppe ergab sich eine Interaktion der Faktoren Ertaubung und Frontalität, die sich darauf zurückführen ließ, dass sich die negativen Maxima bei den einseitig ertaubten Patienten an Cz, bei post- und prälingual ertaubten Patienten an Fz befanden. Bei den Kontrollprobanden zeigte sich die maximale Negativierung an Fz. An jeweils beiden Mastoiden ergaben sich für Patienten und Kontrollen hochsignifikante Positivierungen.

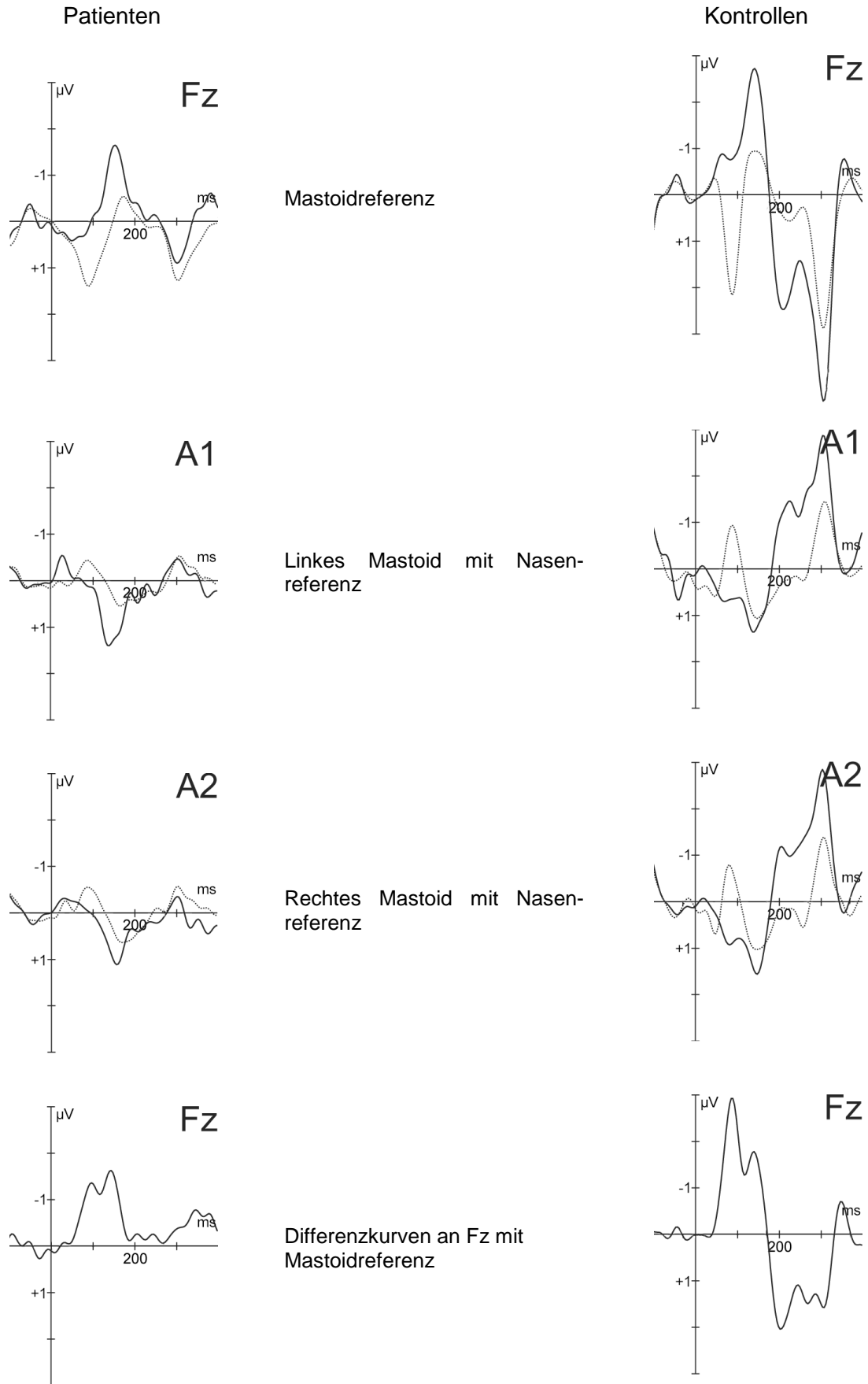


Abb.6.3.17: *Grand Averages* für Patienten und Kontrollen für die Bedingung Rhythmus in Experiment 2. Schwarze Linie: Deviant, gepunktete Linie: Standard.

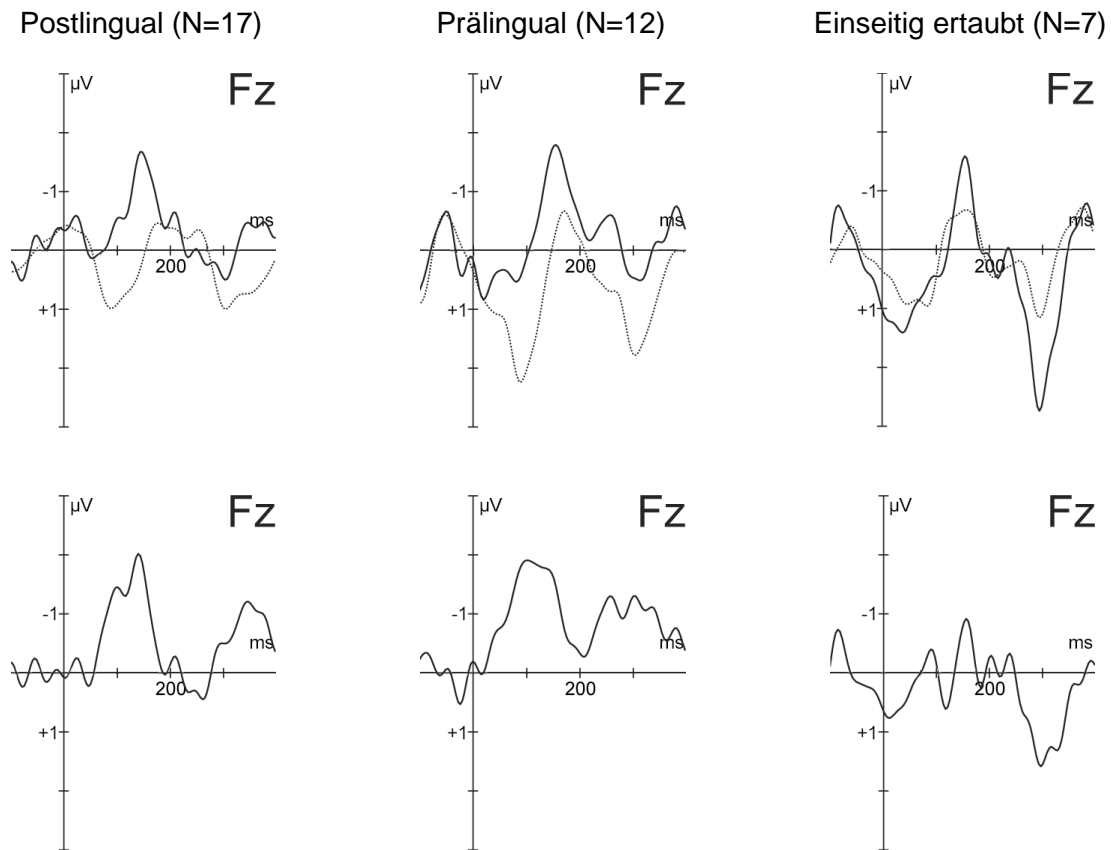
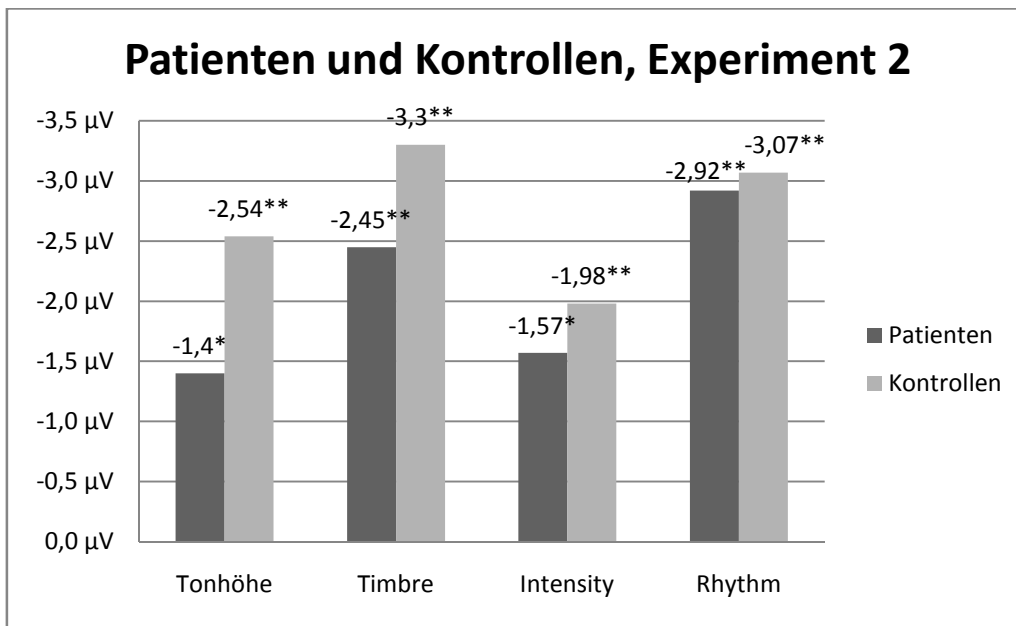


Abb. 6.3.18: Rhythmus, Experiment 2
 obere Zeile: Grand Averages mit Mastoidreferenz (schwarze Linie: Deviant-ERP, gepunktete Linie: Standard-ERP)
 untere Zeile: Differenzkurven an Fz mit Mastoidreferenz

Tab.6.3.16: t-Test für die Potentialdifferenz zwischen Deviant und Standard an Fz, Patientengruppen für Rhythmus, Experiment 2:

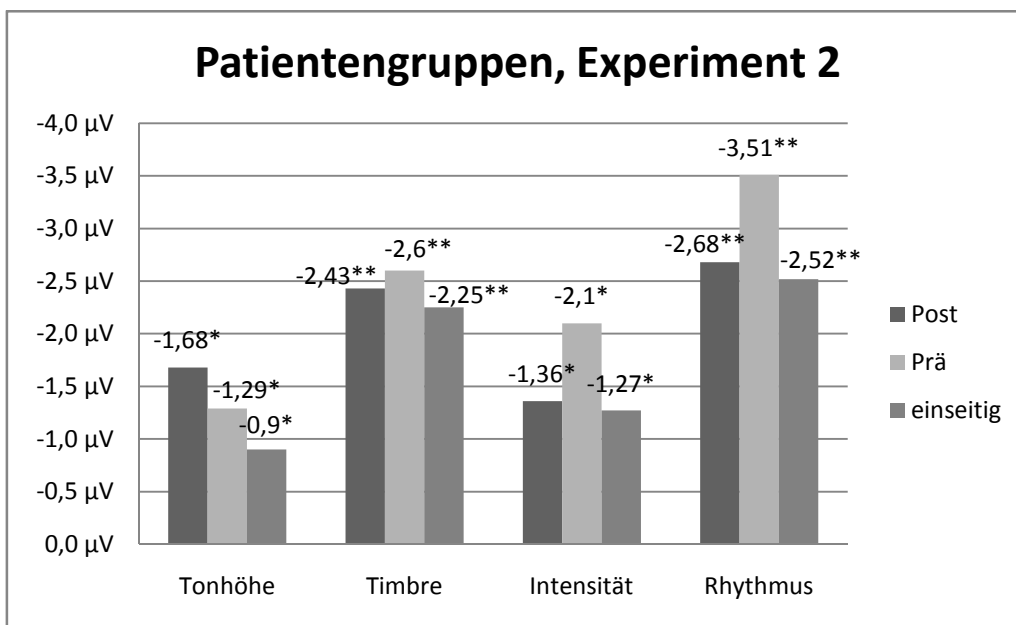
<i>Ertaubung</i>	<i>Elektrode</i>	<i>Amplitude (µV)</i>	<i>t</i>	<i>SD</i>	<i>p</i>	<i>Latenz</i>
<i>Post</i>	Fz	-2,68	-6,05	1,825	<0,0001	163ms
<i>Prä</i>	Fz	-3,51	-6,888	1,766	<0,0001	
<i>einseitig</i>	Fz	-2,52	-2,439	2,73	0,051	

In den Abbildungen 6.3.19. und 6.3.20. sind die wichtigsten Befunde aus Experiment 2 zusammenfassend graphisch dargestellt. Die Unterschiede zwischen den Untergruppen der CI-Patienten waren nur für Tonhöhe signifikant, sollen aber auch für dieses Experiment zur besseren Veranschaulichung für alle Devianten dargestellt werden.



* - signifikanter Effekt mit einseitiger Positivierung am Mastoid
 ** - hochsignifikanter Effekt mit beidseitigen Positivierungen

Abb. 6.3.19: Darstellung der an Fz gemessenen Amplitudendifferenzen für Patienten und Kontrollen, Experiment 2



* - signifikanter Effekt mit einseitiger Positivierung am Mastoid
 ** - hochsignifikanter Effekt mit beidseitigen Positivierungen

Abb. 6.3.20: Darstellung der an Fz gemessenen Amplitudendifferenzen für die Patientenuntergruppen, Experiment 2

Tab. 6.3.17: t-Test für die Potentialdifferenz zwischen Deviant und Standard bei ausgewählten Elektroden, gesamte Patientengruppe im Experiment 2 (analog zu Vuust et al., 2011)

<i>Deviant</i>	<i>Elektrode</i>	<i>Amplitude (μV)</i>	<i>t</i>	<i>SD</i>	<i>p</i>	<i>Latenz</i>
<i>Tonhöhe</i>	Fz	-1,4	-8,595	0,975	<0,0001	191ms
	A1	0,508	2,711	1,126	0,01	
	A2	0,361	1,741	1,244	0,09	
<i>Timbre</i>	Fz	-2,45	-10,275	1,429	<0,0001	185ms
	A1	0,887	4,505	1,181	<0,001	
	A2	0,756	3,497	1,298	0,001	
<i>Intensität</i>	Fz	-1,57	-7,577	1,245	<0,0001	175ms
	A1	0,55	2,608	1,267	0,013	
	A2	0,14	0,794	1,025	0,432	
<i>Rhythmus</i>	Fz	-2,92	-8,816	1,99	<0,0001	163ms
	A1	1,29	2,896	2,663	0,006	
	A2	0,75	2,188	2,053	0,035	

Tab. 6.3.18: t-Test für die Potentialdifferenz zwischen Deviant und Standard bei ausgewählten Elektroden, Kontrollgruppe im Experiment 2 (analog zu Vuust et al., 2011)

<i>Deviant</i>	<i>Elektrode</i>	<i>Amplitude (µV)</i>	<i>t</i>	<i>SD</i>	<i>p</i>	<i>Latenz</i>
<i>Tonhöhe</i>	Fz	-2,54	-11,307	1,349	<0,0001	169ms
	A1	0,96	5	1,16	<0,0001	
	A2	0,78	3,8	1,22	0,001	
<i>Timbre</i>	Fz	-3,3	-14,233	1,389	<0,0001	183ms
	A1	1,31	5,7	1,37	<0,0001	
	A2	1,18	5,5	1,29	<0,0001	
<i>Intensität</i>	Fz	-1,98	-10,654	1,378	<0,0001	173ms
	A1	1,14	6,1	1,1	<0,0001	
	A2	1,0	5,5	1,1	<0,0001	
<i>Rhythmus</i>	Fz	-3,07	-12,471	1,477	<0,0001	156ms
	A1	1,5	7,7	1,1	<0,0001	
	A2	1,2	5,8	1,2	<0,0001	

6.3.3. Latenzen

Im ersten Experiment wurde für die Latenzen kein signifikanter Unterschied zwischen Patienten- und Kontrollgruppe ermittelt ($F_{(1,70)} < 1$). Es existierte außerdem kein Haupteffekt für den Faktor Devianttyp ($F_{(3,210)} < 1$) und keine Interaktion zwischen den Faktoren Gruppe und Devianttyp ($F_{(3,210)} < 1$). Aufgrund dessen wurden bei den weiteren Analysen beide Gruppen gemeinsam betrachtet. Die Latenzen der einzelnen Devianten im ersten Experiment wurden in einer einfaktoriellen ANOVA miteinander verglichen. Es ergaben sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den einzelnen Devianten. Tendenziell zeigte der Rhythmus-Deviant für beide Gruppen die längste Latenz. Es wurden zur ermittelten Latenz 30 ms addiert, um den 30 ms früheren Onset auszugleichen (Patienten: 192 ms, Kontrollen 186 ms). Zwischen den Latenzen für Tonhöhe, Timbre und Intensität unterschieden sich die Werte kaum voneinander (Zahlenwerte siehe Tabellen 6.3.9 und 6.3.10.).

Im zweiten Experiment wurden für die Kontrollprobanden kürzere Latenzen gemessen, die sich jedoch nicht signifikant von denen der Patientengruppe unterschieden ($F_{(1,70)} = 3,2$, $p = 0,078$). Es existierte ein Haupteffekt für den Faktor Devianttyp ($F_{(3,210)} = 5,98$, $p = 0,001$), aber keine Interaktion zwischen den Faktoren Gruppe und Devianttyp. Deshalb wurden auch für das zweite Experiment beide Gruppen gemeinsam weiter analysiert.

Für beide Gruppen wurden die Devianten in einer einfaktoriellen ANOVA miteinander verglichen. Der Rhythmus-Deviant wies im Vergleich zu den anderen drei Devianten die signifikant kürzeste Latenz auf (Patienten 163 ms, Kontrollgruppe 156 ms; ($p < 0,05$)). Zwischen den Latenzen für Tonhöhe, Timbre und Intensität wurden keine signifikanten Unterschiede ermittelt (Zahlenwerte siehe Tabelle 6.3.17 und 6.3.18.).

Beim Vergleich der beiden Experimente wurden signifikante Unterschiede zwischen den Latenzen für Tonhöhe ($F_{(1,143)}=6,44$, $p=0,011$) und Rhythmus ($F_{(1,143)}=19,14$, $p < 0,0001$) ermittelt. Die Latenzen von Timbre und Intensität unterschieden sich nur unwesentlich voneinander.

7. DISKUSSION UND AUSBLICK

Zur Bestimmung der auditorischen Diskriminationsfähigkeit von Patienten mit Cochlea Implantat im Vergleich zu einer normalhörenden Kontrollgruppe wurden zwei Musik-Experimente mit EEG-Ableitung durchgeführt. Dabei wurde die *Mismatch Negativity* (MMN) bestimmt. Die zu den akustisch evozierten Potentialen gehörende MMN gilt als objektives Maß für die individuelle auditorische Diskriminationsfähigkeit. Sobald sich in einem wiederkehrenden Klangmuster eine detektierbare Veränderung einstellt, wird eine MMN als Reaktion auf diese Veränderung ausgelöst. Dieser Vorgang ist unabhängig von bewusster Konzentration auf die akustische Umgebung (Näätänen, 1995). Bei zunehmender Diskriminationsfähigkeit eines Individuums steigt die Amplitude der MMN bei sinkender *Peak*-Latenz (Näätänen, 2008).

Es nahmen 36 CI-Patienten und eine nach Alter und Geschlecht gematchte Kontrollgruppe am Experiment teil. 17 CI-Patienten waren postlingual, 12 prälingual und 7 einseitig nach dem Spracherwerb ertaubt. Die Probanden wurden instruiert, sich nicht auf die akustischen Stimuli zu konzentrieren und stattdessen einen stummen Film zu verfolgen oder einen selbstgewählten Text zu lesen. In beiden Experimenten bestanden die musikalischen Stimuli aus gebrochenen Akkorden, angeordnet in Tongruppen zu je vier Achtelnoten. Jeweils der dritte Ton der Vierergruppe wurde variiert. Die Variationen der Töne erfolgten in den Kategorien Tonhöhe, Timbre, Intensität und Rhythmus. Im zweiten Experiment wurden die Abweichungen deutlicher gewählt als im ersten.

Die Hypothese, dass die Effekte im zweiten Experiment stärker als im ersten Experiment ausfallen würden, konnte für beide Gruppen bestätigt werden. Sowohl die CI-Patienten als auch die Normalhörenden zeigten im zweiten Experiment in allen vier Deviant-Kategorien höhere Amplituden, lediglich für die Rhythmus-Devianten bestand in der Kontrollgruppe annähernd kein Unterschied zwischen den beiden Experimenten. Das im zweiten Experiment verwendete Paradigma, das speziell für die Cochlea Implantat Patienten entworfen wurde, erwies sich somit für diese Gruppe als besonders geeignet. Mit weiteren Abstufungen der Devianten kann es in Zukunft als diagnostisches Mittel zur Bestimmung der auditorischen Diskriminationsfähigkeit für musikalische Stimuli bei CI-Patienten verwendet werden.

Wie vermutet, zeigten die CI-Patienten in beiden Experimenten im Vergleich zur Kontrollgruppe Einschränkungen bei der Wahrnehmung akustischer Abweichungen, was

insbesondere an kleineren Amplitudenwerten ersichtlich wurde. Die größten Einschränkungen mit besonders deutlichen Unterschieden zwischen Patienten und Kontrollen fanden sich erwartungsgemäß bei der Tonhöhen-Diskrimination, ebenso jedoch für den Intensitäts-Devianten und den Rhythmus-Devianten im ersten Experiment.

Die erwarteten Latenzunterschiede zwischen den beiden Experimenten beziehungsweise zwischen Patienten und Kontrollgruppe konnten nicht bestätigt werden. In beiden Experimenten unterschieden sich die Gruppen nur unwesentlich voneinander. Die höhere Diskriminationsfähigkeit der Kontrollgruppe spiegelte sich vorrangig durch höhere Amplituden wider. Unterschiede zwischen den Experimenten bei den einzelnen Devianten wurden nur für Tonhöhe und Rhythmus signifikant. Wie vermutet wurden für diese beiden Devianten im zweiten Experiment die kürzeren Latenzen gemessen.

Vergleicht man die für die Kontrollgruppe ermittelten Latenzen mit den in der Referenzstudie (Vuust et al., 2011) gemessenen Werten, zeigen sich längere *Peak*-Latenzen für den Timbre-, Intensitäts- und Rhythmus-Devianten. Längere Latenzen für akustisch evozierte Potentiale bei einem höheren Alter der Studienpopulation wurden bereits in anderen Experimenten beschrieben (Kerr et al., 2011).

Für den Tonhöhen-Devianten im ersten Experiment kann bei dem Effekt in der Gruppe der CI-Patienten nicht von einer MMN ausgegangen werden. Zum einen fehlen sowohl die typische Lokalisation als auch die Positivierung an den Mastoiden, zum anderen ist weder deskriptiv noch inferenzstatistisch eine Negativierung eruierbar. Aufgrund der Elektrodenkonfiguration und -ansteuerung des Cochlea Implantats ist nicht davon auszugehen, dass eine Tonhöhenabweichung von 24 Cent übertragen werden kann. Auch die Kontrollgruppe zeigte im ersten Experiment nur einen kleinen, im Vergleich zur CI-Gruppe jedoch deutlich größeren Effekt für den Tonhöhe-Devianten. Verglichen mit der Referenzstudie (Vuust et al., 2011) zeigten sich insbesondere für den Tonhöhen-Deviant deutlich kleinere Amplituden. Aufgrund des hohen Durchschnittsalters (25 - 81 Jahre, Durchschnitt 53 Jahre, versus 22 - 27 Jahre, Durchschnitt 26 Jahre in der Referenzstudie) ist eine verminderte Diskriminationsfähigkeit der Kontrollgruppe im Vergleich zur untersuchten Gruppe in der Referenzstudie wahrscheinlich (Vuust et al, 2011). Verminderte MMN-Amplituden im höheren Lebensalter wurden bereits in vorangegangenen Experimenten gezeigt. Insbesondere für Frequenz- und Tonlängen-Abweichungen in Verbindung mit kurzen Interstimulusintervallen zeigte sich bei der älteren Vergleichspopulation eine Verringerung der Amplitude. Diese Effekte können als Ausdruck einer eingeschränkten automatischen Prozessierung auditorischer Stimuli, insbesondere im Hinblick auf Frequenz und Tonlänge, gewertet werden (Rimmele et al, 2012; Cheng et al, 2013). Diese

Beobachtungen sind eine mögliche Erklärung für die im Vergleich zur Referenzstudie gemessenen Unterschiede bei der Kontrollgruppe.

Im zweiten Experiment zeigen die CI-Patienten sowohl deskriptiv als auch statistisch die für eine MMN typisch lokalisierte Negativierung mit einer signifikanten Positivierung am linken Mastoid. Der Tonhöhen-Deviant wies bei der Patientengruppe die kleinste Amplitude und die längste Latenz im zweiten Experiment auf, woraus geschlossen werden kann, dass für CI-Träger die Tonhöhen-Diskrimination verglichen mit den anderen Abweichungen am stärksten eingeschränkt ist. Eine MMN als Reaktion auf einen Halbton Abweichung stellt für die Gruppe der CI-Patienten ein im Hinblick auf vorangegangene Experimente (Sandmann et al., 2010) überraschend starken Effekt dar. Eine bewusste Identifikation der Abweichung in einer behavioralen Aufgabe wäre den meisten Patienten wahrscheinlich nicht möglich gewesen. Einzelne Patienten sind jedoch durchaus in der Lage, einen Halbtonunterschied bewusst zu identifizieren (Drennan & Rubinstein, 2008). Die Begründung für die gute präattentive Detektion dieser verhältnismäßig geringfügigen Tonhöhenveränderung ist vermutlich im Design der Stimuli zu suchen. Abweichungen bei nacheinander gespielten Einzeltönen lösten bei CI-Patienten in einer MMN-Studie von Sandmann et al (2010) auch bei deutlicheren Frequenzunterschieden wesentlich geringere Effekte aus (Sandmann et al., 2010). Im hier durchgeführten Experiment ist es möglicherweise der musikalische Kontext, der die Wahrnehmung von Frequenzunterschieden mit Cochlea Implantat erleichtert. Statt einzelner Töne dient eine wiederkehrende Matrix als Grundlage. Zusätzlich zum Frequenzmuster des Standardtons werden auch die Abstände zu den gleich bleibenden umgebenden Tönen verglichen. Die Erhöhung des dritten Tons um einen Halbton verändert zudem dessen harmonische Funktion: wird der Grundton des Dur-Dreiklangs in der ersten Umkehrung um einhundert Cent angehoben, entsteht aus der Quarte ein Tritonus, der im Allgemeinen als dissonant empfunden wird. Auch diese ungewohnte Dissonanz trug vermutlich zur besseren Wahrnehmung des Unterschieds bei. Dass harmonische Differenzen vom CI mit Einschränkungen aber dennoch wahrnehmbar übertragen werden, wurde bereits in einer ERP-Studie gezeigt. Späte negative Potentiale (ERAN und N5) waren für CI-Patienten als Reaktion auf einen neapolitanischen Sextakkord vorhanden, jedoch deutlich kleiner als bei den normalhörenden Kontrollprobanden (Koelsch et al., 2004).

Zwischen den CI-Patienten existierten für die Tonhöhe-Amplituden und deren Latenzen große interindividuelle Unterschiede. Hinsichtlich der Amplitude und der topografischen Verteilung auf dem Skalp wiesen die Untergruppen der postlingual, prälingual und einseitig ertaubten Patienten geringfügige, statistisch jedoch signifikante Unterschiede der Amplitudenwerte auf. Der deutlichste Effekt wird im Grand Average der postlingual ertaubten Patienten sichtbar. Es ist zu vermuten, dass sich das auditorische System bei dieser Gruppe

von Patienten durch einen im jüngeren Lebensalter normalen Höreindruck regelrecht entwickelte. Bei den prälingual ertaubten Patienten hingegen ist deskriptiv der geringste Effekt zu verzeichnen. Da das auditorische System dieser Patienten in seiner Entwicklung besonders im Hochtonbereich größtenteils Reize durch elektronisches Hören empfing, wurden Verknüpfungen zur Verarbeitung feiner Frequenzunterschiede möglicherweise nicht oder nicht vollständig ausgebildet. Auch die links frontal betonte Negativierung in der Gruppe der prälingual ertaubten Patienten ist für eine MMN bei musikalischen Stimuli nicht typisch. Die Gruppe der einseitig ertaubten Patienten bestand aus nur sieben Probanden, die ihr Hörvermögen auf einem Ohr nach dem Spracherwerb verloren, auf der anderen Seite jedoch nach wie vor Normakusis besitzen. Die Phase der Taubheit bei dieser Patientengruppe blieb verhältnismäßig kurz. Außerdem wurden bei diesen Patienten die auditorischen Bahnen und Verarbeitungsmechanismen durch den normalen Höreindruck während der sensiblen Phase im Kleinkindalter korrekt angelegt. Die Lokalisation der maximalen Negativierung befindet sich dementsprechend typisch fronto-central und entspricht dem der postlingual ertaubten Patienten. Im Alltag sind einseitig ertaubte Patienten an einen gemischten Höreindruck gewöhnt und die Fähigkeit, ausschließlich mit dem CI differenzierte Klangeindrücke wahrzunehmen, wird weniger stark gefordert als bei Patienten, die nur auf die vom CI vermittelten Höreindrücke angewiesen sind. Dies ist womöglich eine Erklärung für die kleineren Amplituden im Vergleich zu den post- und prälingual ertaubten CI-Trägern. Deskriptiv ist ein deutlicherer Effekt als bei den prälingual ertaubten Patienten sichtbar, die Daten weisen jedoch aufgrund der geringen Patientenzahl größere Schwankungen und eine geringere statistische Power auf.

Im zweiten Experiment reagierte auch die Kontrollgruppe auf die deutlichere Tonhöhenabweichung mit einem wesentlich stärkeren MMN-Effekt und der einer MMN entsprechenden Potentialumkehr an den Mastoiden. Außerdem zeigten sich bei der gemeinsamen Betrachtung der Tonhöhen-Devianten beider Experimente signifikant größere Amplituden für die zehn Laienmusiker im Vergleich mit der restlichen Kontrollgruppe. Da es keinen wesentlichen Unterschied im Durchschnittsalter der Nichtmusiker und Laienmusiker gab, können die Differenzen nicht auf altersabhängige Unterschiede in der Diskriminationsfähigkeit zurückzuführen sein. Dies bestätigt vorangegangene Studienergebnisse zur verbesserten Frequenzdiskrimination bei Personen mit regelmäßigem musikalischem Training (Schön et al., 2004). Lerneffekte haben somit insbesondere auf die Fähigkeiten zur Tonhöhenunterscheidung einen großen Einfluss. Dies lässt vermuten, dass auch bei CI-Trägern ein regelmäßiges, aktives Hörtraining die Frequenzdiskrimination verbessern kann. Die individuellen Unterschiede hinsichtlich Vorerfahrungen, Zeitpunkt des Hörverlustes und Dauer der Taubheit bleiben für das Outcome des einzelnen Patienten zu berücksichtigen. Mithilfe eines intensiven Hörtrainings können CI-Patienten möglicherweise

die Fähigkeit zur bewussten Identifikation von Halbtonunterschieden und zur Differenzierung von Klangfarben zurückerlangen. Außer bei der Tonhöhe spielte es für die Größe der Effekte bei den verschiedenen Devianten keine Rolle, ob es sich um postlingual, prälingual oder einseitig ertaubte Patienten handelte. Daraus kann man den Schluss ziehen, dass vor allem die Frequenzdiskrimination von der Entwicklung des Hörens und des auditorischen Kortex und den damit verbundenen Lernprozessen abhängig ist. Diese These wird auch dadurch gestützt, dass die zehn Laienmusiker verglichen mit den anderen Kontrollprobanden für die Tonhöhen-Devianten signifikant größere Amplituden aufwiesen.

Bei den Timbre-Devianten zeigte die Gruppe der CI-Patienten unerwartet hohe Amplituden mit signifikanter Potentialumkehr an den Mastoiden im Sinne eines typischen MMN-Effekts. Die Hypothese bezüglich eines kleinen oder nicht vorhandenen Timbre-Effekts für die CI-Patienten, gemäß der stark beeinträchtigten Timbre-Wahrnehmung, konnte damit nicht bestätigt werden. Während bei sämtlichen anderen Devianten für die Kontrollgruppe größere Werte gemessen wurden, rief der Timbre-Deviant des ersten Experiments bei den CI-Trägern einen größeren Effekt hervor. Der Unterschied zwischen den Amplitudenwerten zeigte sich statistisch jedoch nicht signifikant. Im ersten Experiment wurde für die CI-Träger durch den Timbre-Deviant der stärkste Effekt hervorgerufen. Es wurde verglichen mit der Kontrollgruppe eine nur geringfügig längere Latenz gemessen.

Sowohl die Patienten als auch die Kontrollen reagierten auf den Timbre-Deviant des zweiten Experiments, der mit der Klangfarbe eines anderen Instruments präsentiert wurde, mit größeren Amplituden und geringfügig kürzeren *Peak*-Latenzen. Hierbei zeigten die Kontrollen zwar signifikant größere Effekte, absolut unterschieden sich die Mittelwerte jedoch nur wenig. Es ist anzunehmen, dass durch die gute Übertragung der Hüllkurven durch das CI die deutlichen MMN-Effekte zustande kamen. Die Hüllkurven vom Ton-Onset bis 55 ms der Standards und Timbre-Devianten beider Experimente sind jeweils für F-Dur in den Abbildungen 7.1. bis 7.6. dargestellt. Die Hüllkurven von Piano- und Harfenklangfarbe weisen sichtbare Differenzen auf. Im ersten Experiment hingegen unterscheiden sich die Hüllkurven von Standard und Timbre-Deviant nur wenig voneinander. Darin liegt zum einen für beide Gruppen der schwächere Effekt im ersten Experiment begründet. Zum anderen zeigt sich, dass die temporale Auflösung des Implantats für die Übertragung der geringfügigen Unterschiede in Experiment 1 ausreicht.

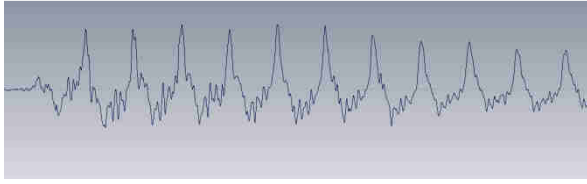
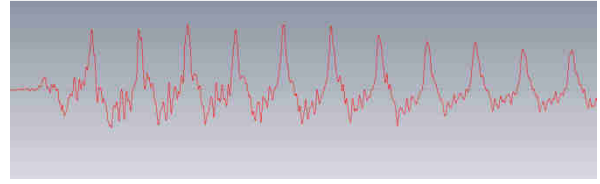
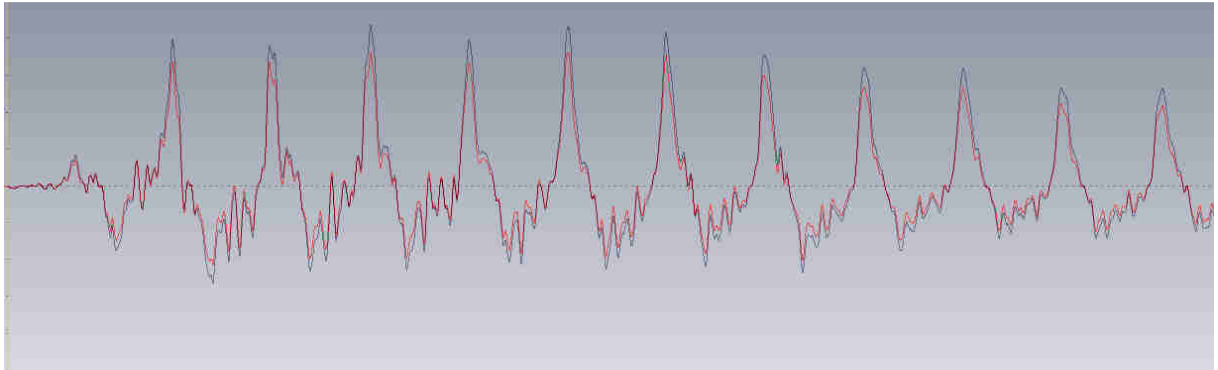
Abb. 7.1: Hüllkurve Ton a, *Piano-Sound*Abb. 7.2: Hüllkurve Ton a, *Old Time Radio Effekt*

Abb. 7.3: Überlagerung beider Hüllkurven

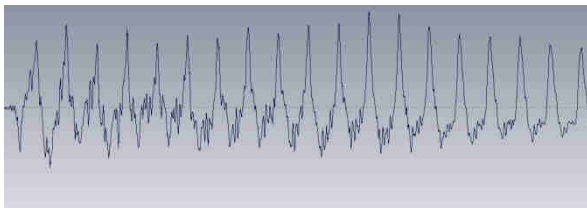
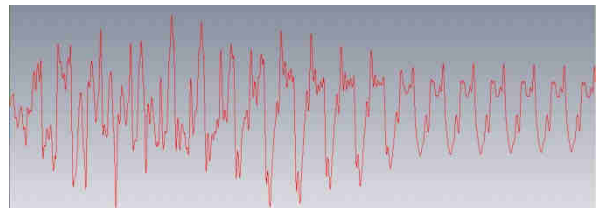
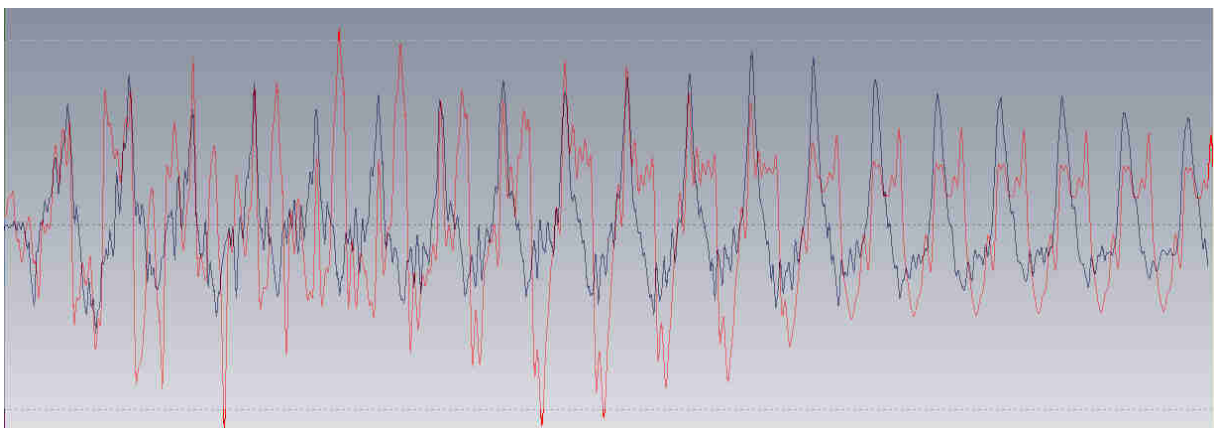
Abb. 7.4: Hüllkurve Ton f, *Piano-Sound*Abb. 7.5: Hüllkurve Ton f, *Harp-Sound*

Abb. 7.6: Überlagerung beider Hüllkurven

Verglichen mit den anderen geringfügigen Abweichungen im ersten Experiment wird die veränderte Hüllkurve diesen Ergebnissen zufolge am besten übertragen. Die interindividuellen Unterschiede gestalteten sich weniger stark als für Tonhöhe und Intensität. Diese Ergebnisse bestätigen, dass die Klangfarbe durch das Implantat trotz schlechter klanglicher Qualität wesentlich besser übertragen wird als die Tonhöhe (Gfeller et al., 2001).

Wie bereits in Abschnitt 3.3. dargelegt, können die Patienten aufgrund der durch das CI bedingten starken Verzerrung der Hüllkurve die Unterschiede in der Klangfarbe trotz erfolgter Übertragung nicht identifizieren (Drennan & Rubinstein, 2008; Timm et al, 2012). Bei behavioralen Versuchen, in denen es um eine bewusste Identifikation von Klängen geht, erzielen CI-Patienten dementsprechend schlechte Ergebnisse (Wright & Uchanski, 2012). Ein wesentlicher Grund für die von vielen CI-Patienten angegebene Unzufriedenheit beim Musikhören ist eine schlechte Tonqualität (Gfeller et al., 2008). Ebenso unbefriedigend gestalteten sich für die Patienten die Unterscheidung von Stimmen und Musikinstrumenten sowie das Sprachverständnis im Störgeräusch. Im vorliegenden Experiment zeigt sich, dass der auditorische Kortex eine deutliche Information über eine Veränderung der Klangfarbe durch das Cochlea Implantat erhält, diese unbewussten Effekte jedoch nicht mit dem subjektiven Empfinden der Patienten übereinstimmen müssen. Inwieweit diese Unterscheidung bewusst möglich wäre und ob eine Identifikation der Klangfarben erfolgen könnte, müsste in einem behavioralen Versuch eruiert werden. Es ist wahrscheinlich, dass die CI-Patienten in der Lage wären, einen Unterschied festzustellen, die klanglichen Differenzen in den beiden Experimenten jedoch nicht benennen könnten. Diese Fähigkeit kann durch ein gezieltes Hör-Training bis zu einem gewissen Grad wieder erarbeitet werden. Der Patient soll dabei erlernen, das Potential der Timbre-Übertragung durch das CI bestmöglich auszuschöpfen, und den neuen Klang des Implantats dem jeweiligen Instrument zuzuordnen. Zunächst muss dieser Prozess mit einzelnen oder sehr wenigen Instrumenten begonnen werden (Gfeller et al., 2001).

Es ist jedoch zu vermuten, dass gerade im musikalischen Bereich aufgrund der fehlenden hohen Frequenzen, die als Oberwellen feine Nuancen der verschiedenen Klangfarben ausmachen, die Defizite mit der derzeitigen Implantat-Technik allein durch Gewöhnung und Hörtraining nicht vollständig auszugleichen sind. Insbesondere die hohen, nicht mehr vordergründig wahrgenommenen Frequenzen sind für die Wahrnehmung eines komplexen Klangbilds, wie beispielsweise dem eines Orchesters, von großer Notwendigkeit, um die Vielzahl von Klangfarben differenzieren zu können. Oberwellen verleihen Instrumenten ihre charakteristischen klanglichen Eigenschaften und spielen deshalb in der High Fidelity Wiedergabe von Musik für die besondere Natürlichkeit des Klangs eine entscheidende Rolle (Hunold, 1999). Das Erfassen höherer Frequenzen und damit ein größeres Spektrum an Oberwellen könnte auch bei einem elektronisch erzeugten Hörempfinden einen natürlicheren Klangeindruck zulassen, wovon die Patienten nicht nur bei der Musikwahrnehmung, sondern ebenso bei der Identifikation und Differenzierung von Sprechstimmen profitieren könnten. Damit verbunden ist auch von einer Verbesserung des Sprachverstehens im Störgeräusch auszugehen.

Im Gegensatz zum Timbre-Devianten gestalteten sich die Amplituden in der Patientengruppe für die Intensitäts-Devianten in beiden Experimenten klein, mit einer insbesondere im ersten Experiment langen Latenz. Infolge des stark dezimierten dynamischen Bereichs ist auch von reduzierten Abstufungen innerhalb des vorhandenen Lautstärke-Spektrums auszugehen (Drennan & Rubinstein, 2008). Die Wahrnehmung geringer Intensitätsunterschiede wird dadurch erschwert. Auch bei der Reduktion um 12 dB im zweiten Experiment, die nur noch einem Viertel der Standard-Lautstärke entsprach, blieben die Amplituden im Verhältnis gering, und eine Positivierung konnte nur am linken Mastoid statistisch objektiviert werden.

Defizite in der Intensitäts-Diskrimination bei CI-Patienten wurden zuvor ebenfalls beschrieben (Sandmann et al., 2010). Verglichen mit dem MMN-Experiment von Sandmann et al. 2010 zeigte die Patientengruppe jedoch größere Amplituden bei den Intensitätsdevianten. Demnach scheint auch für diese Domäne der musikalische Kontext, in dem sich der variierte Ton befindet und der den direkten Vergleich mit der Lautstärke der benachbarten Töne ermöglicht, die Detektion der Abweichung zu erleichtern.

Vergleichbar mit der Referenzstudie (Vuust et al., 2011) zeigten auch die Kontrollen im ersten Experiment nur gering ausgeprägte Effekte. Allerdings konnte, im Gegensatz zur Referenzstudie, am linken Mastoid eine signifikante Positivierung ermittelt werden. Möglicherweise liegt die Begründung hierfür in der wesentlich größeren Probandenzahl (N=36) im Vergleich zur Referenzstudie (N=11) und der damit verbundenen höheren statistischen Power. Im zweiten Experiment gestalteten sich auch in der Kontrollgruppe die Amplituden wie erwartet deutlicher, mit hochsignifikanten Positivierungen an beiden Mastoiden.

Auch bei den Intensitätsdevianten zeigten die zehn Laienmusiker bei gemeinsamer Betrachtung beider Experimente verglichen mit den anderen Kontrollprobanden signifikant größere Amplituden. Allerdings waren die Unterschiede zwischen Laien- und Nichtmusikern für die Intensitätsdevianten deutlich geringer ausgeprägt als bei den Tonhöhen-Devianten. Die Latenzen unterschieden sich nicht. Die geringe, jedoch statistisch objektivierbare Differenz zwischen Laienmusikern und Personen ohne jegliches musikalisches Training verdeutlicht, dass möglicherweise auch im Bereich der Lautstärke-Diskrimination Lernprozesse und Hörtraining eine Rolle spielen. Inwieweit dies jedoch das eingeschränkte dynamische Spektrum eines Cochlea Implantats ausgleichen könnte ist fraglich, da die Ergebnisse darauf hinweisen, dass nur eine schwache unbewusste Prozessierung dieser geringen dynamischen Unterschiede stattfindet. Bezogen auf die Musikwahrnehmung bedeutet der Wegfall feiner Intensitätsabstufungen vor allem, dass Ausdruck und dynamische Gestaltung eines Stücks verloren gehen. Damit fehlt auch die Möglichkeit, den Charakter eines Stücks zu erfassen. Ähnliches gilt für die Sprache: Betonungen und Emotionen im Sprachbereich sind teilweise mit feinen dynamischen Nuancen verbunden (Ilie

& Thompson, 2006). Für eine präzisere Übertragung von Lautstärke-Abstufungen wäre eine Erweiterung des dynamischen Bereichs wünschenswert. Dies würde den Patienten nicht nur die Möglichkeit eröffnen, die Dynamik und die damit verbundenen Expressionen von Musikstücken wahrzunehmen, sondern auch im Bereich der verbalen Kommunikation zu Verbesserungen führen.

Die Hypothese, dass CI-Patienten bei der Rhythmuserkennung annähernd gleiche Effekte wie die Kontrollgruppe zeigen müssten, bestätigte sich im ersten Experiment nicht. Bei der geringen Rhythmusverschiebung von nur 30 ms wiesen die Patienten deutlich geringere Amplituden und längere Latenzen auf. Hieraus wird ersichtlich, dass die temporale Feinstruktur eines akustischen Signals von einem Cochlea Implantat weniger präzise übertragen wird als von einem intakten Gehör. Der signifikante Effekt mit der typischen topografischen Lokalisation und der reliablen Potentialumkehr an den Mastoiden verdeutlicht dennoch, dass eine Wahrnehmung der rhythmischen Differenz stattfand. Neben dem Timbre-Devianten löste der Rhythmus-Deviant im ersten Experiment den größten Effekt aus. Ebenso wie die Erfassung minimaler Lautstärkeabstufungen ist eine exakte Rhythmuserkennung sowohl für Sprache als auch Musik unerlässlich, um diskrete Betonungsunterschiede zu erfassen.

Wie erwartet wiesen die CI-Patienten bei der deutlichen Rhythmus-Abweichung im zweiten Experiment keine Unterschiede im Vergleich zu den Kontrollen auf. Dies bestätigt, dass Cochlea Implantate gut in der Lage sind, die grobe zeitliche Struktur eines akustischen Signals zu übertragen. Hinsichtlich Amplitude und Latenz ergaben sich für den Rhythmus-Devianten im zweiten Experiment keine signifikanten Unterschiede zur Kontrollgruppe. Dieses Ergebnis kann dahingehend interpretiert werden, dass ein CI die temporale Grobstruktur eines akustischen Signals dem intakten Gehör sehr ähnlich überträgt. Der ausgeprägte Effekt für den Rhythmus-Devianten im zweiten Experiment ist allerdings möglicherweise mit einer *Omission*-MMN gleichzusetzen, da sich der Onset des Tons um 105 ms verzögerte. Die Reaktion auf das Ausbleiben eines erwarteten akustischen Reizes ist auch bei einem CI-Patienten vorauszusetzen und erlaubt möglicherweise keine objektive Beurteilung der rhythmischen Diskriminationsfähigkeit. Andererseits ist zu beachten, dass verschiedene Rhythmen in der Praxis durchaus auf dem Fehlen oder Verzögern einzelner Töne beruhen können.

Für die Kontrollprobanden ließ sich anhand der MMN-Effekte kein Unterschied in der Wahrnehmung der beiden Rhythmus-Devianten nachweisen. Auch die Latenzzeiten verhielten sich für die Kontrollen in beiden Experimenten gleich. Diese Ergebnisse lassen darauf schließen, dass mit einem intakten Gehör beide Devianten mit gleicher Präzision detektiert werden.

Bei der Betrachtung der Grand Averages für beide Gruppen fiel auf, dass für die Standardkurve eine verhältnismäßig starke Schwankung um die Nulllinie entstand. Die Ursache für die Undulationen in den Standardkurven lag möglicherweise darin, dass sich der unveränderte Ton nicht optimal als Standard etablieren konnte und ist im Versuchsdesign zu suchen. Zwar wurden die Experimente in der Optimum-1 Condition präsentiert, es waren jedoch nur vier statt fünf (Näätänen et al., 2004) beziehungsweise sechs (Vuust et al., 2011) Deviant-Kategorien enthalten. Bei jeweils einem dazwischen liegenden Standard verkürzte sich somit das Intervall, innerhalb dessen Devianten derselben Kategorie aufeinander folgten. Jeweils beim Onset der einzelnen Töne zeigten sich außerdem insbesondere bei den Kontrollen etwa zwei Mikrovolt große Positivierungen. Da diese Effekte bei den CI-Trägern weniger stark ausgeprägt waren, konnte darauf geschlossen werden, dass es sich dabei nicht um CI-Artefakte handelte.

Es ließ sich hinsichtlich der Potentialumkehr an den Mastoiden außerdem feststellen, dass sich sowohl bei Patienten als auch bei Kontrollen tendenziell eine stärkere Positivierung am linken Mastoid zeigte. Ebenso ließen sich für einige Devianten nur am linken Mastoid signifikante Positivierungen ermitteln. Eine Ausnahme bildeten die Intensitäts-Devianten, bei denen die Positivierungen beidseits annähernd gleich stark ausgeprägt waren. Dies war auch in der Referenzstudie der Fall (Vuust et al., 2011). Eine MMN bei musikalischen Stimuli tritt tendenziell verstärkt in der nichtdominanten Hemisphäre auf (Garrido et al., 2009). Da die Probanden in beiden Studien Rechtshänder waren und damit eine rechtshemisphärische Verarbeitung musikalischer Stimuli zu erwarten ist, kann die Händigkeit für den an den Mastoiden links dominierenden Effekt nicht als Erklärung herangezogen werden.

Außer für den Tonhöhen-Devianten im zweiten Experiment wurden zwischen den drei Patientenuntergruppen keine signifikanten Differenzen bei den Amplituden ermittelt. Geringfügige Unterschiede bestanden lediglich in der topografischen Verteilung der maximalen Negativierungen. Für die vorbewusste Diskriminationsfähigkeit akustischer Abweichungen scheint der Ertaubungszeitpunkt demnach unerheblich zu sein. Die topografische Verteilung der negativen Maxima gestaltete sich jeweils MMN-typisch und lag für die Patientengruppen zwischen Fz und Cz.

Auch die Gruppe der postlingual einseitig ertaubten Patienten, die zum einen durch die Präsentation der Stimuli über Audiokabel im Experiment, zum anderen durch den gemischten Höreindruck im Alltag eine Sonderstellung einnimmt, unterschied sich nicht wesentlich von den post- und prälingual ertaubten Patienten. Daraus kann einerseits darauf geschlossen werden, dass sich die Präsentation über Audiokabel bezüglich der Möglichkeit zur Diskrimination akustischer Abweichungen nicht stark vom Freifeld unterscheidet. Auch die präattentive Wahrnehmung der Abweichungen von Klangfarbe, Intensität und Rhythmus

scheint bei den einseitig mit CI versorgten Patienten nicht wesentlich von der der anderen CI-Träger abzuweichen. Der gemischte Eindruck aus physiologischem und elektronisch erzeugtem Hören ist für die Patienten mit einseitiger Normakusis oft schwierig, insbesondere beim Musikhören. Ein musikalisches Hörtraining ist deshalb auch für diese Patienten wichtig, um den vom CI erzeugten Klangeindruck als Bereicherung und nicht als eher störend empfinden zu können.

Insgesamt lieferten die beiden Experimente aussagekräftige Daten zur Beurteilung der auditorischen Diskriminationsfähigkeit von CI-Patienten, die zu verschiedenen Zeitpunkten ertaubt waren. Es zeigte sich, dass der Ertaubungszeitpunkt vor allem für die Wahrnehmung von Tonhöhenunterschieden eine Rolle zu spielen scheint. Die deutliche Wahrnehmung eines Klangfarbenunterschieds mit CI konnte trotz der mangelnden bewussten Identifikation von Klangfarben objektiviert werden. Dies galt unabhängig davon, ob die Patienten postlingual, prälingual oder postlingual einseitig ertaubt waren. Geringfügige Lautstärkeabstufungen hingegen wurden nur eingeschränkt wahrgenommen. Im Vergleich zu den Normalhörenden konnte anhand der MMN-Effekte auch eine eingeschränkte Wahrnehmung der rhythmischen Feinstruktur objektiviert werden.

Insbesondere die Ergebnisse den Tonhöhen-Devianten im zweiten Experiment und beide Timbre-Devianten zeigen eine unerwartet gute Wahrnehmung musikalischer Eigenschaften bei CI-Patienten. Die Effekte für den Tonhöhe-Devianten im zweiten Experiment legen nahe, dass Patienten mit Cochlea Implantat in der Lage sind, eine Frequenzabweichung von einem Halbton innerhalb einer Tonfolge wahrzunehmen. Da Halbtonschritte in der westlichen Musik die wesentliche Grundlage für Melodiekonturen bilden, ist damit eine grundsätzliche Fähigkeit zur Erfassung von Melodien gegeben. Die deutlichen interindividuellen Unterschiede zwischen den Patienten verdeutlichen außerdem, dass die Fähigkeiten bezüglich der Tonhöhen-Diskrimination stark von den persönlichen Voraussetzungen der einzelnen Patienten abhängen.

Intensives Üben und Hör-Training haben mit Sicherheit speziell in den Bereichen Klangfarbe und Tonhöhe ein großes Potential für ein verbessertes Musikerleben und Sprachverstehen nach Cochlea Implantation. Die Integration eines musikalischen Hörtrainings in die Rehabilitation und darüber hinaus in den Alltag der Patienten ist deshalb von großer Wichtigkeit. Da die Prozessoren heutiger Implantate insbesondere für die Prozessierung von Sprache ausgelegt sind, bleiben der Musikwahrnehmung mit CI aus technischen Gründen Grenzen gesetzt. Eines Tages kann das Klangbild durch eine höhere Anzahl an funktionellen Kanälen, neue Prozessoren und Mikrofone möglicherweise dahingehend verbessert werden, dass den Patienten der Zugang zu Musik mit dem Implantat von Anfang an leichter fällt.

Gleichzeitig ist dabei von einem verbesserten Sprachverständnis und einer schnelleren Sprachrehabilitation auszugehen. Ein Musikerleben, das dem eines Menschen mit intaktem Gehör entspricht, wird vermutlich nicht erreicht werden können. Die Lebensqualität und Zufriedenheit der Patienten nach Cochlea Implantation kann jedoch insbesondere durch Musiktherapie in der Hörrehabilitation weiter erhöht werden.

8. ZUSAMMENFASSUNG

Hintergrund

Ein intaktes Hörvermögen spielt im Alltag eine zentrale Rolle für Kommunikation und soziale Interaktionen, Lebensqualität und einen adäquaten Spracherwerb in der frühkindlichen Entwicklung. In den westlichen Industrienationen sind Hörstörungen häufig durch den sogenannten Zivilisationslärm bedingt, weitere Ursachen sind Erkrankungen, die Einwirkung verschiedener Noxen und hereditäre Hörstörungen. Im Erwachsenenalter stellt die Altersschwerhörigkeit (Presbyakusis) die häufigste Form der Schwerhörigkeit dar. Bei leichten bis mittelgradigen Hörverlusten können konventionelle Hörgeräte meist hinreichende Verbesserungen bringen, bei schwersten Schallempfindungsstörungen reichen diese konventionellen Maßnahmen häufig nicht aus (Streppel et al., 2006; Zahnert, 2011; O'Donoghue, 2013).

Cochlea Implantate sind implantierbare Innenohrprothesen und können Patienten mit schwerer Schallempfindungsstörung wieder einen Höreindruck vermitteln. Während für die meisten CI-Träger ein zufriedenstellendes Sprachverständnis möglich wird, bleibt die Musikwahrnehmung für viele Patienten stark beeinträchtigt. Ursächlich dafür sind die technischen Voraussetzungen des Prozessors und die Elektrodenkonfiguration. Im Vergleich zu einem gesunden Gehör wird beispielsweise nur ein sehr begrenztes Frequenzspektrum übertragen, es existieren Einschränkungen des dynamischen Bereichs und in der Übertragung von Klangfarben (Drennan & Rubinstein, 2008). Dies bedeutet einerseits eine eingeschränkte Lebensqualität bezüglich des Musikerlebens. Andererseits werden einige Beeinträchtigungen bei der Sprachverarbeitung und Kommunikation durch dieselben Defizite in der Prozessierung und Übertragung akustischer Merkmale verursacht. Eine Verbesserung der Musikübertragung von Cochlea Implantaten hätte für die Patienten somit nicht nur positive Auswirkungen auf den Musikgenuss, sondern ebenfalls auf die Kommunikationsfähigkeit.

Gegenstand dieser Arbeit ist es, herauszufinden, wie präzise Veränderungen musikalischer Kerncharakteristika von heutigen Cochlea Implantaten wiedergegeben werden. Mithilfe akustisch evozierter Potentiale im Elektroenzephalogramm (EEG) kann die auditive Wahrnehmung objektiv nachvollzogen werden. Um die auditorische Diskriminationsfähigkeit eines Individuums zu prüfen, ist insbesondere die *Mismatch Negativity* (MMN) ein geeignetes Maß. Sie wird aufmerksamkeitsunabhängig ausgelöst, sobald sich innerhalb eines wiederkehrenden akustischen Musters eine Abweichung einstellt, die oberhalb der Diskriminationsschwelle liegt. Je präziser die Diskriminationsfähigkeit eines Individuums ist,

desto höher werden die Amplituden und desto kürzer gestalten sich die Latenzen der MMN. Somit erlaubt sie eine objektive Einschätzung, inwieweit kleine akustische Abweichungen detektiert werden können (Näätänen, 1995).

Material und Methoden

Um die Übertragung verschiedener musikalischer Charakteristika zu objektivieren, wurde ein zweiteiliges MMN-Experiment im *Multifeature*-Paradigma (Näätänen et al., 2004) mit 36 CI-Patienten und einer nach Alter und Geschlecht gematchten Kontrollgruppe durchgeführt. Von den CI-Trägern waren 17 postlingual ertaubt, 12 prälingual ertaubt und 7 einseitig ertaubt.

In beiden Experimenten bestanden die Einzelstimuli jeweils aus einer aus vier Achtelnoten zusammengesetzten Tongruppe. Für das erste Experiment dienten die Stimuli eines bereits 2011 mit Normalhörenden durchgeführten MMN-Experiments als Grundlage (Vuust et al., 2011). Dabei diente der sogenannte Alberti-Bass als Matrix, im zweiten Experiment handelte es sich um Dreiklänge in der ersten Umkehrung. In beiden Experimenten wurden die Dreiklänge jeweils in den sechs Dur-Tonarten mit Be-Vorzeichen dargeboten. Jeweils der dritte Ton der Vierergruppe wurde variiert. Die Devianten wichen in den Domänen Tonhöhe, Timbre, Intensität oder Rhythmus vom Standard ab. Im zweiten Experiment wurden die Abweichungen im Vergleich zum ersten Experiment größer gewählt.

Während der Versuchsdurchführung erhielten die Probanden die Aufgabe, einen stummen Film zu verfolgen oder einen selbstgewählten Text zu lesen, während die Stimuli im Freifeld präsentiert wurden. Auf diese Weise wurde gewährleistet, dass sich die Probanden nicht auf die akustischen Stimuli konzentrierten. Für die einseitig ertaubten Patienten erfolgte die Präsentation über Audiokabel, um sicherzustellen, dass die Stimuli ausschließlich durch das CI wahrgenommen wurden.

Ergebnisse

Für CI-Träger und Kontrollgruppe wurden für die verschiedenen Devianten jeweils die Grand Averages gebildet und die MMN hinsichtlich Amplituden und Latenzen miteinander verglichen. Die Kontrollprobanden zeigten in beiden Experimenten vorrangig höhere Amplituden als die CI-Patienten. Für die *Peak*-Latenzen ergaben sich zwischen Patienten und Kontrollen in beiden Experimenten nur geringfügige Unterschiede. Die Ergebnisse beider Experimente bestätigten damit die eingeschränkte Übertragung der für Musik entscheidenden akustisch-physikalischen Charakteristika bei CI-Patienten, insbesondere für Tonhöhe und Intensität. Im Hinblick auf die Schwierigkeit, mit einem CI Klangfarben zu identifizieren, zeigte sich jedoch seitens der Patientengruppe eine unerwartet starke Reaktion auf die beiden Timbre-Devianten.

Schlussfolgerung

Damit lassen sich die Ergebnisse der bisher durchgeführten Musik-Experimente mit CI-Trägern dahingehend bestätigen, dass die Wahrnehmung geringfügiger akustischer Unterschiede mit CI nur eingeschränkt möglich ist (vgl. Sandmann et al., 2010). Es zeigte sich jedoch ebenso, dass Cochlea Implantate akustische Differenzen übertragen, die von den Patienten subjektiv nicht wahrgenommen werden. Es ist wahrscheinlich, dass die vollen Möglichkeiten des Implantats erst nach einem intensiven Hörtraining ausgeschöpft werden können. Dies spricht für eine starke Integration von Musiktherapie in die Hörrehabilitation. Die Patienten profitieren dadurch wahrscheinlich nicht nur in Form eines besseren Musikerlebens, sondern auch im Sprachbereich durch eine bessere Prosodie-Wahrnehmung. Damit verbunden sind ein besseres Satzverstehen und eine verbesserte Kommunikationsfähigkeit.

SUMMARY

Introduction

Intact hearing abilities play a central role for social interaction, life quality and communication in everyday life as well as for an adequate language acquisition during early childhood development. In western industrialized countries presbycusis is the most frequent cause of hearing loss. Other causes are numerous diseases, the exposure to different toxins and congenital hearing loss. Conventional hearing aids are helpful to patients with light and moderate forms of hearing loss, but are not sufficient for patients with profound sensorineural deafness.

Cochlear Implants are implantable hearing devices and are able to restore hearing sensations for patients with profound sensorineural deafness. Most patients regain an acceptable understanding of speech in a quiet background, but the recognition of music and speech in a noisy environment still keeps impaired. Compared to the physiological auditory system, cochlear implants transmit only a very limited frequency spectrum and dynamic range. The processing of timbre is also restricted (Drennan & Rubinstein, 2008). On the one hand, these limitations mean an impairment of musical experience and life quality. On the other hand, some of the problems in speech recognition and communication are caused by the same deficits in transmitting and processing of acoustic features. An improved music processing of cochlear implants would not only have positive effects on listening to music but also on the communication skills of the patients.

The goal of this experiment is to evaluate the accuracy of transmitting important musical features of today's cochlear implants. The auditory perception of CI users can be objectified by measuring auditory evoked potentials (AEP) in the electroencephalogram (EEG). Especially the so called mismatch negativity (MMN) is useful to measure an individual's auditory discrimination abilities. The MMN is evoked in the absence of attention when a repeating acoustic pattern is disturbed by any detectable deviation. The more accurate the individual discrimination abilities are, the larger the amplitude and the shorter the peak latency of the MMN becomes. Thus, the MMN provides an objective evaluation of the discrimination abilities for small sound changes.

Material and methods

To evaluate the recognition of musical domains objectively, two MMN experiments using a multifeature paradigm (Näätänen et al., 2004) were performed. 36 cochlear implant users participated in the experiment. 17 of them were postlingually deafened, 11 were prelingually

deafened and 7 suffered from single sided deafness. Each CI user was matched with a normal hearing (NH) listener for age and sex as a control. In both experiments the stimuli were based on a tone group consisting of four quavers. The stimuli of the first experiment were taken from a former MMN experiment conducted in 2011 with normal hearing subjects (Vuust et al., 2011). The basic pattern was the so called Alberti bass. In the second experiment the triad in the first inversion was used. In both experiments, the chords were presented in the major F, B, Es, As, Des and Ges key. For the deviant stimuli the third note of the pattern was modified in the categories pitch, timbre, intensity and rhythm. During the experiment, the participants had the task to watch a silent movie or read a self-chosen text while the stimuli were presented via two loudspeakers. By that, it was ensured that the participants did not concentrate on the acoustic stimuli. For the single sided deaf patients the stimuli were presented via audio cable so that they only received the auditory information through their CI. For each the group of CI users and normal hearing listeners the grand averages were calculated for each deviant. The amplitudes and latencies of the resulting MMN waves were compared between the two groups as well as between the three subgroups of CI users.

Results

For both experiments, the NH group showed larger amplitudes than the CI patients. Only slight differences between patients and NH listeners were found for the peak latencies in both experiments. Thus, the results of the two experiments confirm the restricted perception of important musical features for CI users. Especially pitch and intensity are affected. Surprisingly, the group of CI users who often report great difficulties in timbre perception, namely the postlingually deafened participants, showed unexpected large responses to the timbre Deviants of both experiments.

Conclusions

In summary, the results show restricted auditory discrimination abilities in CI patients. Thus, the results of former music experiments with CI users were confirmed. But it could also be shown that CIs transmit some acoustic details beyond consciousness that cannot be reported by the patients. The full range of possibilities provided by the implant can probably only be exploited after a long period of training. That is a strong argument for the integration of music therapy in the hearing rehabilitation process. In consequence, the patients might not only get the advantage of a better musical hearing capacity, but also a better prosody and language perception. Based on that, CI users could gain better communication abilities and an increased quality of life.

Literaturverzeichnis

Alho K. 1995. Cerebral Generators of Mismatch Negativity (MMN) and Its Magnetic Counterpart (MMNm) Elicited by Sound Changes. *Ear Hear* 16: 38-51.

American Clinical Neurophysiology Society. 2006. Guideline 9A: Guidelines on Evoked Potentials.

Barrett KC, Ashley R, Strait DL, Kraus N. 2013. Art and science: how musical training shapes the brain. *Front Psychol* 4:713. DOI: 10.3389/fpsyg.2013.00713.

Besson M, Chobert J, Marie C. 2011. Transfer of training between music and speech: common processing, attention, and memory. *Front Psychol* 2:94. DOI: 10.3389/fpsyg.2011.00094.

Bittencourt AG, Ikari LS, Della Torre AA, Bento RF, Tsuji RK, Brito Neto RV. 2012. Post-lingual deafness: benefits of cochlear implants vs. conventional hearing aids. *Braz J Otorhinolaryngology* 78:124-7.

Catts SV, Shelley, AM, Ward, PB, Liebert B, McConaghy N, Andrews S, Michie PT. 1995. Brain potential evidence for an auditory sensory memory deficit in schizophrenia. *Am J Psychiatry* 152:213-219.

Chan AS, Ho Y-C, Cheung M-C. 1998. Music training improves verbal memory. *Nature* 396:128. DOI:10.1038/24075.

Cheng CH, Hsu WY, Lin YY. 2013. Effects of physiological aging on mismatch negativity: a meta-analysis. *Int J Psychophysiol* 90:165-171. DOI:10.1016/j.ijpsycho.2013.06.026. Epub 2013 Jul 4.

Coutinho E, Dibben N. 2013. Psychoacoustic cues to emotion in speech prosody and music. *Cogn Emot* 27:658-84. DOI:10.1080/02699931.2012.732559.

Cross I. 2003. Music, cognition, culture and evolution. In: Peretz I, Zatorre RJ. (eds.) *The cognitive Neuroscience of Music*. Oxford University Press, Oxford. S. 42-56.

Czigler I. 2014. Visual mismatch negativity and categorization. *Brain Topogr* 27:590-8. DOI: 10.1007/s10548-013-0316-8. Epub 2013 Sep 22.

Deutsche Gesellschaft für Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde, Kopf- und Halschirurgie (Hrsg.). 2010. S1-Leitlinie: Tinnitus. AWMF-Register Nr. 017/064. Erstelldatum: 05/1998. Letzte Überprüfung: 02/2010.

Dillier N. 2009. Cochlea-Implantate. DGMP-Winterschule Medizinische Akustik und Audiologie, Pichl.

Drennan WR, Rubinstein JT. 2008. Music perception in cochlear implant users and its relationship with psychophysical capabilities. *J Rehabil Res Dev* 45:779–789.

Duncan CC, Barry RJ, Connolly JF, Fischer C, Michie PT, Näätänen R, Polic J, Reinvang I, Van Petten C. 2009. Event-related potentials in clinical research: Guidelines for eliciting, recording and quantifying mismatch negativity, P300 and N400. *Clin Neurophysiol* 120: 1883-1908. DOI: 10.1016/j.clinph.2009.07.045.

Fedorenko E, Patel A, Casasanto D, Winawer J, Gibson E. 2009. Structural Integration in language and music: Evidence for a shared system. *Mem Cognition* 37:1-9. DOI:10.3758/MC.37.1.1.

Franklin MS, Rattrey K, Sledge Moore K, Moher J, Yip C, Jonides J. 2008. The effects of musical training on verbal memory. *Psychol Music* 36: 353-365. DOI: 10.1177/0305735607086044.

Garrido MI, Kilner JM, Stephan KE, Friston KJ. 2009. The mismatch negativity: A review of underlying mechanisms. *Clin Neurophysiol* 120:453-463. DOI: 10.1016/j.clinph.2008.11.029.

Gaser C, Schlaug G. 2003. Brain Structures differ between Musicians and Nonmusicians. *J Neurosci* 23:9240 –9245.

Gekle M, Wischmeyer E, Gründer S, Petersen M, Schwab A, Markwardt F, Klöcker N, Baumann R, Marti H. 2010. Taschenlehrbuch Physiologie. Georg Thieme Verlag, Stuttgart.

Gfeller K, Mehr M, Witt S. 2001. Aural rehabilitation of music perception and enjoyment of adult cochlear implant users. *J Acad Rehabil Audiol* 34:17-21.

Gfeller K, Oleson J, Knutson JF, Breheny P, Driscoll V, Olszewski C. 2008. Multivariate Predictors of Music Perception and Appraisal by Adult Cochlear Implant Users. *J Am Acad Audiol* 19:120–134. DOI:10.3766/jaaa.19.2.3.

Hausen M, Torrpa R, Salmela VR, Vainio M, Särkämö T. 2013. Music and prosody: a common rhythm. *Front Psychol* 4:566.

Hunold F. 1999. Hören mit Röhren. Richard Pflaum Verlag, München.

Huron D. 2003. Is music an evolutionary adaptation? In: Peretz I, Zatorre RJ (eds.) *The cognitive Neuroscience of Music*. Oxford University Press, Oxford, S. 57-78.

Ilie G, Thompson W F. 2006. A comparison of acoustic cues in music and speech for three dimensions of affect. *MusicPercept* 23:319–329.

Kerr CC, Rennie CJ, Robinson PA. 2011. Model-based analysis and quantification of age trends in auditory evoked potentials. *Clin Neurophysiol* 122:134-147. DOI: 10.1016/j.clinph.2010.05.030.

Koelsch S, Wittfoth M, Wolf A, Müller J, Hahne A. 2004. Music perception in cochlear implant users: an event-related potential study. *Clin Neurophysiol* 115:966-972.

Kraus N, Chandrasekaran B. 2010. Music training for the development of auditory skills. *Nat Rev Neurosci* 11:599-605. DOI:10.1038/nrn2882.

Kraus N, Strait DL, Parberry-Clark A. 2012. Cognitive factors shape brain networks for auditory skills: spotlight on auditory working memory. *Ann N Y Acad Sci* 1252, 100-107. DOI: 10.1111/j.1749-6632.2012.06463.x.

Lappe C, Herholz SC, Trainor LJ, Pantev C. 2008. Cortical Plasticity induced by Short-Term Unimodal und Multimodal Musical Training. *J Neurosci* 28, 9632 - 9639. DOI: 10.1523/JNEUROSCI.2254-08.2008.

Lappe C, Trainor LJ, Herholz SC, Pantev C. 2011. Cortical Plasticity induced by Short-Term Multimodal Musical Rhythm Training. *PLoS ONE* 6:e21493. DOI: 10.1371/journal.pone.0021493.

Lenarz T, Laszig R. 2012. Cochlea-Implantat Versorgung und zentral-auditorische Implantate. Leitlinie der Deutschen Gesellschaft für Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde, Kopf- und Hals-Chirurgie e.V., Bonn.

Lima CF, Castro SL. 2011. Speaking to the Trained ear: Musical Expertise Enhances the Recognition of Emotions in Speech Prosody. *Emotion*. 11:1021-31. DOI: 10.1037/a0024521.

Malmivuo J, Plonsey R. 1995. Bioelectromagnetism Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic fields. Oxford University Press, New York, Oxford.

Marie C, Magne C, Besson M. 2011. Musicians and the metric structure of words. *J Cogn Neurosci*. 23: 294-305. DOI: 10.1162/jocn.2010.21413.

Marques C, Moreno S, Castro SL, Besson M. 2007. Musicians detect pitch violation in a foreign language better than nonmusicians: Behavioral and electrophysiological evidence. *J Cogn Neurosci* 19:1453–1463.

Marsella P, Scorpecci A, Vecchiato G, Maglione AG, Colosimo A, Babiloni F. 2014. Neuroelectrical imaging investigation of cortical activity during listening to music in prelingually deaf children with cochlear implants. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol* 78(5):737-43. DOI: 10.1016/j.ijporl.2014.01.030. Epub 2014 Feb 12.

May PJC, Tiitinen H. 2010. Mismatch negativity (MMN), the deviance-elicited auditory deflection, explained. *Psychophysiology* 47:66-122. DOI: 10.1111/j.1469-8986.2009.00856.x.

May PJC, Tiitinen H., Ilmoniemi RJ, Nyman G, Taylor JG, Näätänen R. (1999). Frequency change detection in human auditory cortex. *J Comput Neurosci* 6:99-120.

Michels U. 1977. *dtv-Atlas Musik Band 1: Systematischer Teil und Musikgeschichte von den Anfängen bis zur Renaissance*, 21. durchgesehene und korrigierte Auflage, April 2005. Deutscher Taschenbuchverlag, München.

Mühler R, Ziese M. 2010. Technischer Leitfaden Cochlea Implantat. Universitäts-HNO-Klinik, Magdeburg.

Näätänen R. 1995. The Mismatch Negativity: A Powerful Tool for Cognitive Neuroscience. *Ear Hear* 16:6-18.

Näätänen R. 2000. Mismatch negativity (MMN): perspectives for application. *Int J Psychophysiol* 37:3-10.

Näätänen R. 2003. Mismatch negativity: clinical research and possible applications. *Int J Psychophysiol* 48:179-188.

Näätänen R. 2008. Mismatch Negativity (MMN) as an index of central auditory plasticity. *Int J Audiol* 47 Suppl2:16-20. DOI: 10.1080/14992020802340116.

Näätänen R, Jacobsen T, Winkler I. 2005. Memory-based or afferent processes in mismatch negativity (MMN): A review of the evidence. *Psychophysiology* 42:25-32.

Näätänen R, Pakarinen S, Rinne T, Takegata R. 2004. The mismatch negativity (MMN): towards the optimal paradigm. *Clin Neurophysiol* 115:140-144.

O'Donoghue G. 2013. Cochlear Implants — Science, Serendipity, and Success. *N Engl J Med* 369:1190-1193. DOI: 10.1056/NEJMp1310111.

Oostenveld R, Praamstra P. 2001. The five percent electrode system for high-resolution EEG and ERP measurements. *Clin Neurophysiol* 112:713-719.

Patel AD. 2011. Why would musical training benefit the neural encoding of speech? The OPERA hypothesis. *Front Psychol* 2:142. DOI: 10.3389/fpsyg.2011.00142.

Patel AD, Xu Y, Wang B. 2010. The role of F0 variation in the intelligibility of Mandarin sentences. *Speech Prosody* 2010: May 11-14. (Chicago, IL).

Parbery-Clark A, Anderson S, Hittner E, Kraus N. 2012. Musical experience strengthens the neural representation of sounds important for communication in middle-aged adults. *Front Aging Neurosci* 4: 30. DOI: 10.3389/fnagi.2012.00030.

Parbery-Clark A, Skoe E, Lam C, Kraus N. 2009. Musician Enhancement for Speech in Noise. *Ear Hear* 30:653-661. DOI: 10.1097/AUD.0b013e3181b412e9.

Pazo-Alvarez P, Cadaveira F, Amenedo E. 2003. MMN in the visual modality: a review. *Biol Psychol* 63:199-236.

Pekkonen E, Huotilainen M, Virtanen J, Näätänen R, Ilmoniemi RJ, Erkinjuntti T. 1996. Alzheimer's disease affects parallel processing between the auditory cortices. *Neuroreport* 7:1365-8.

Perrachione TK, Fedorenko EG, Vinke L, Gibson E, Dilley LC. 2013. Evidence for Shared Cognitive Processing of Pitch in Music and Language. *PLoS ONE* 8:e73372. DOI:10.1371/journal.pone.0073372.

Pivik RT, Broughton RJ, Coppola R, Davidson RJ, Fox N, Nuwer MR. 1993. Guidelines for the recording and quantitative analysis of electroencephalographic activity in research contexts. *Psychophysiology* 30:547-558.

Ptok M, am Zehnhoff-Dinnesen A, Nickisch A. 2010. Leitlinie Auditive Verarbeitungs- und Wahrnehmungsstörungen der Deutschen Gesellschaft für Phoniatrie und Pädaudiologie. AWMF-Register Nr. 049/012 (Aktualisiert 05/2010).

Quinto L, Thompson WF, Keating FL. 2013. Emotional communication in speech and music: the role of melodic and rhythmic contrasts. *Front Psychol* 4:184. DOI: 10.3389/fpsyg.2013.00184.

Rimmele J, Sussman E, Keitel C, Jacobsen T, Schröger E. 2012. Electrophysiological evidence for age effects on sensory memory processing of tonal patterns. *Psychol Aging* 27:384-398. DOI:10.1037/a0024866.

Ross M. 2008a. Listening to music through a cochlear implant: Part 1. *Hearing Loss* (Mar/Apr 2008).

Ross M. 2008b. Listening to music through a cochlear implant: Part 2. *Hearing Loss* (Jul/Aug 2008).

Ross D, Choi J, Purves D. 2007. Musical Intervals in Speech. PNAS 104:9852 - 9857. DOI: 10.1073/pnas.0703140104.

Sandmann P, Kegel A, Eichele T, Dillier N, Lai W, Bendixen A, Debener S, Jancke L, Meyer M. 2010. Neurophysiological evidence for impaired musical sound perception in cochlear-implant users. Clin Neurophysiol 121:2070-2082. DOI: 10.1016/j.clinph.2010.04.032.

Schön D, Magne C, Besson M. 2004. The music of speech: Music training facilitates pitch processing in both music and language. Psychophysiology 41:341-349. DOI: 10.1111/1469-8986.00172.x.

Schreiner C E, Read HL, Sutter ML. (2000). Modular organization of frequency integration in primary auditory cortex. Annu Rev Neurosci 23:501-529.

Schulte-Körne G, Deimel W, Bartling J, Remschmidt H. 1998. Auditory processing and dyslexia: evidence for a specific speech processing deficit. NeuroReport 9:337-340.

Shahin AJ. 2011. Neurophysiological influence of musical training on speech perception. Front Psychol 2:126. DOI: 10.3389/fpsyg.2011.00126.

Smith ZM, Delgutte B, Oxenham AJ. 2002. Chimaeric sounds reveal dichotomies in auditory perception. Nature. 416:87-90.

Strait DL, Kraus N. 2013. Can you hear me now? Musical training shapes functional brain networks for selective auditory attention and hearing speech in noise. Front Psychol 2: 113. DOI: 10.3389/fpsyg.2011.00113.

Streppel M, Walger M, von Wedel H, Gaber E. 2006. Gesundheitsberichterstattung des Bundes, Heft 29: Hörstörungen und Tinnitus, Januar 2006. Robert Koch Institut, Berlin.

Tierney A, Krizman J, Skoe E, Johnston K, Kraus N. 2013. High school music classes enhance the neural encoding of speech. Front Psychol 4:855. DOI: 10.3389/fpsyg.2013.00855.

Timm L, Agrawal DC, Viola F, Sandmann P, Debener S, Büchner A, Dengler R, Wittfoth M. 2012. Temporal Feature Perception in Cochlear Implant Users. PLoS ONE 7: e45375. DOI:10.1371/journal.pone.0045375.

Trepel M. 2008. Neuroanatomie, Struktur und Funktion, 4. Auflage. Elsevier, München.

Vuust P, Brattico E, Glerean E, Seppänen M, Pakarinen S, Tervaniemi M, Näätänen R. 2011. New fast mismatch negativity paradigm for determining the neural prerequisites for musical ability. Cortex 47:1091-8. DOI: 10.1016/j.cortex.2011.04.026. Epub 2011 May 6.

Vuust P, Wallentin M, Mouridsen K, Østergaard L, Roepstorff A. 2011. Tapping polyrhythms in music activates language areas. Neurosci Lett 494:211-216. DOI: 10.1016/j.neulet.2011.03.015.

Wang J, Shu H, Zhang L, Liu Z, Zhang Y. 2013. The roles of fundamental frequency contours and sentence context in Mandarin Chinese speech intelligibility. J Acoust Soc Am 134:EL91-7. DOI: 10.1121/1.4811159.

Woodman GF. 2010. A brief introduction to the use of event-related potentials in studies of perception and attention. Atten Percept Psychophys. 72:2031-2046. DOI:10.3758/APP.72.8.2031.

Woods D L. 1995. The component structure of the N1 wave of the human auditory evoked potential. Electroencephalogr Clin Neurophysiol Suppl 44:102-9.

Wright R, Uchanski RM. 2012. Music perception and appraisal: cochlear implant user and simulated CI listening. J Am Acad Audiol 23:350-65; quiz 379. DOI: 10.3766/jaaa.23.5.6.

Zahnert T. 2011. Differenzialdiagnose der Schwerhörigkeit. Dtsch Ärztebl 108: 433–44. DOI: 10.3238/arztebl.2011.0433.

Erklärungen zur Eröffnung des Promotionsverfahrens

gemäß Formblatt 1.2.1 der Promotionsordnung vom 24. Juli 2011 der medizinischen Fakultät Carl Gustav Carus der Technischen Universität Dresden

1. Hiermit versichere ich, dass ich die vorliegende Arbeit ohne unzulässige Hilfe Dritter und ohne Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe; die aus fremden Quellen direkt oder indirekt übernommenen Gedanken sind als solche kenntlich gemacht.
2. Bei der Auswahl und Auswertung des Materials sowie bei der Herstellung des Manuskripts habe ich Unterstützungsleistungen von folgenden Personen erhalten:
Dr. Anja Hahne, Prof. Dr. med. D. Mürbe, Kathrin Mertel
3. Weitere Personen waren an der geistigen Herstellung der vorliegenden Arbeit nicht beteiligt. Insbesondere habe ich nicht die Hilfe eines kommerziellen Promotionsberaters in Anspruch genommen. Dritte haben von mir weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen für Arbeiten erhalten, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen.
4. Die Arbeit wurde bisher weder im Inland noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form einer anderen Prüfungsbehörde vorgelegt.
5. Die Inhalte dieser Dissertation wurden in folgender Form veröffentlicht: -entfällt-
6. Ich bestätige, dass es keine zurückliegenden erfolglosen Promotionsverfahren gab.
7. Ich bestätige, dass ich die Promotionsordnung der Medizinischen Fakultät der Technischen Universität Dresden anerkenne.
8. Ich habe die Zitierrichtlinien für Dissertationen an der Medizinischen Fakultät der Technischen Universität Dresden zur Kenntnis genommen und befolgt.

Gohrisch, d. 13.07.2015

Annegret Leuner

Hiermit bestätige ich die Einhaltung der folgenden aktuellen gesetzlichen Vorgaben im Rahmen meiner Dissertation

- das zustimmende Votum der Ethikkommission bei Klinischen Studien, epidemiologischen Untersuchungen mit Personenbezug oder Sachverhalten, die das Medizinproduktegesetz betreffen: Aktenzeichen der zuständigen Ethikkommission EK 399122010
- die Einhaltung der Bestimmungen des Tierschutzgesetzes: entfällt
- die Einhaltung des Gentechnikgesetzes: entfällt
- die Einhaltung von Datenschutzbestimmungen der Medizinischen Fakultät und des Universitätsklinikums Carl Gustav Carus.

Gohrisch, d. 13.07.2015

Annegret Leuner