

In welchem Maße beeinträchtigt Gehörschutz das
Differenzierungsvermögen von Klängen bei
Berufsmusikern klassischer Orchester?
Eine MMN–Studie

Dissertation
zur Erlangung des akademischen Grades

doctor medicinae (Dr. med.)

vorgelegt dem Rat der Medizinischen Fakultät
der Friedrich-Schiller-Universität Jena

von Diplom-Musiker Johannes Günther
geboren am 03.04.1971 in Beeskow

Gutachter:

1. Prof. Dr. Frank Richter, Jena
2. Prof. Dr. Dr. Christoph Redies, Jena
3. Prof. Dr. Marlies Knipper, Tübingen

Tag der öffentlichen Verteidigung: 07. April 2015

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis	5
Zusammenfassung	7
1 Einleitung	10
1.1 Macht Musik krank?	10
1.2 Lärmschutz	11
1.2.1 Lärmschutz für Musiker	12
1.3 Exkurs: Musiktheorie, Instrumentenkunde und Akustik	14
1.3.1 Klänge, Töne und Klangfarben	14
1.3.2 Tonhöhen- und Klangdifferenzierung	16
1.3.3 Instrumentenkunde	17
1.4 Gehörphysiologie	18
1.4.1 Schalleitung und -empfindung	18
1.4.2 Visualisierung cerebraler Musikverarbeitung	19
1.5 Evozierte Potentiale	20
1.5.1 Exkurs: Historie	20
1.5.2 Grundlagen	21
1.5.3 Komponenten und Nomenklatur der AEP	22
1.5.4 Frühe akustisch evozierte Potentiale	22
1.5.5 Mittlere akustisch evozierte Potentiale	23
1.5.6 Späte akustisch evozierte Potentiale (EKP i.e.S.)	24
N100	25
N200	26
Mismatch Negativity (MMN)	27
P300	30
1.6 Fragestellung und Zielsetzung	31
2 Material und Methodik	32

2.1	Stichprobe – Versuchspersonen	32
2.1.1	Probandenauswahl, demographische Daten	32
2.1.2	Überprüfung des Gehörs	33
2.1.3	Probandeninstruktion	33
2.2	Gehörschutz	34
2.3	Stimuli	35
2.4	Reizdarbietung	35
2.5	Ableitung des EEG	37
2.5.1	Ableitschema	37
2.5.2	Hilfsmittel und Vorbereitungen	37
2.6	Raum und Geräteanordnung	38
2.7	Versuchsablauf	40
2.8	Datenverarbeitung	41
2.8.1	Verhaltensexperiment	41
2.8.2	Verarbeitung der EKP-Daten	41
2.8.2.1	Aufbereitung der EEG-Daten	41
2.8.2.2	Aufbereitung der AEP-Daten	42
2.8.3	Statistische Analyse der EKP-Daten	44
3	Ergebnisse	45
3.1	Audiometrie	45
3.2	Ergebnisse der Befragung	46
3.3	Verhaltensexperiment ('Mausklick')	47
3.3.1	Deviant 1	47
3.3.2	Deviant 2	48
3.3.3	Deviant 1 vs. Deviant 2	49
3.4	EKP-Experiment	51
3.4.1	Mismatch Negativity – Deviant 1	51
3.4.2	Mismatch Negativity – Deviant 2	53
3.4.2.1	Visuelle Analyse der Kurvenform und Topographie	53
3.4.2.2	MMN: Onset, peak-Latenz und peak-Amplitude	55
3.4.2.3	MMN: Fläche unter der Kurve	55
3.4.3	N2b	58
3.4.4	P300	59
3.5	Zusammenfassung	60

4	Diskussion	63
4.1	Diskussion der Methoden	63
4.1.1	Auswahl des devianten Klanges	63
4.1.2	Gestaltung des Paradigmas	65
4.2	Verhaltensexperiment	65
4.3	Mismatch Negativity	67
4.3.1	Deviant 1	68
4.3.2	Deviant 2	69
4.3.3	Korrelation der MMN und des Verhaltensexperiments	70
4.4	N2b	71
4.5	P3a	72
4.6	Zusammenfassung	73
5	Schlussfolgerungen	75
	Literaturverzeichnis	77
	Anhang	85
	Fragebogen	85
	Tabellenverzeichnis	91
	Abbildungverzeichnis	92
	Lebenslauf	94
	Danksagung	96
	Ehrenwörtliche Erklärung	97

Abkürzungsverzeichnis

α	Signifikanzniveau α
AEP	Akustisch evoziertes Potential (engl. auditory evoked potential)
AUC	Area under curve (Fläche unter der Kurve)
BAEP	Brainstem auditory evoked potentials
BERA	Brainstem electric response audiometry
BK	Berufskrankheit
CERA	Cortical evoked response audiometry
CSD	Current source activity
dB(A)	Dezibel, Schalldruckpegel, A-korrigiert
ECochG	Elektrokochleographie
EEG	Elektro-Enzephalogramm
EKP bzw. ERP	Ereigniskorreliertes Potential, event-related potential
FAEP	Frühe akustisch evozierte Potentiale
FFT	Fast Fourier Transformation
fMRT	funktionelle Magnet-Resonanztomographie
GA	Grand Average
<i>f</i>	relative Lautstärkeangabe <i>forte</i> . Hier: Stimulusintensität 65 dB SPL
i.e.S.	Im engeren Sinne
ISI	Interstimulus-Intervall
JND	Just-noticeable-difference (Unterschiedsschwelle)
HL	Hearing level
MAEP	Mittlere akustisch evozierte Potentiale
MLRA	Middle latency response audiometry
MMN	Mismatch-Negativity
MEG	Magnet-Encephalography
NIHL	Noise-induced hearing loss (hier: Musikbedingte Lärmschwerhörigkeit)
<i>p</i>	relative Lautstärkeangabe <i>piano</i> . Hier: Stimulusintensität 45 dB SPL
s, SA	Standardabweichung

SAEP	Späte akustisch evozierte Potentiale
SNR	Signal-to-noise ratio (Signal-Rausch-Verhältnis)
SPL	Sound pressure level (Schalldruckpegel)
Tab.	Tabelle
PET	Positronen-Emissionstomographie
\bar{x}	Mittelwert

Zusammenfassung

Musikimmanente unvermeidbare Lärmbelastung, die grundsätzlich vom Komponisten und den Ausführenden als musikalisches Ausdrucksmittel beabsichtigt ist, führt bei Musikern im Laufe des Berufslebens möglicherweise kumulierend zu Lärmschwerhörigkeit. Die Quellenlage hierzu ist nicht eindeutig, jedoch werden die Grenzwerte für berufsbedingte Lärmbelastung erreicht oder überschritten. Der Einsatz von Gehörschutzmaßnahmen (individueller Gehörschutz, architektonische Veränderungen) ist begrenzt und bislang unbefriedigend. Insbesondere ist für das Tragen individueller Otoplastiken ungeklärt, in welchem Maße sie die Musikausübung behindern, obwohl ihr Nutzen hinsichtlich des Lärmschutzes unbestritten ist.

Ziel dieser Arbeit war es zu überprüfen, ob bei Benutzung von individuell angepasstem Gehörschutz (Otoplastik) durch Berufsmusiker relevante Änderungen in der Diskrimination von Klängen auftreten, die mittels akustisch evozierter Potentiale (AEP), insbes. der Komponente Mismatch Negativity (MMN) als änderungsspezifischer Komponente nachweisbar sind. Daraus könnten sich wichtige Argumente für oder gegen den dauernden Einsatz von Gehörschutz während des Musizierens ableiten lassen. Weiterhin soll die Eignung der Analyse der MMN, die ein etablierter und gut untersuchter Parameter zur objektiven Darstellung von veränderter Diskrimination auf vorbewusster Ebene ist, hinsichtlich des Nachweises von Einflüssen von individuellem Gehörschutz auf die Klangwahrnehmung diskutiert werden.

Es wurden 10 hörgesunde professionelle Musiker im Alter von 25–38 Jahren untersucht. Den Musikern wurden nach einem Oddball-Paradigma reine und leicht verstimmte Durdreiklänge präsentiert. In einer Verhaltensaufgabe waren zunächst diese Klänge per Mausclick den Kategorien „rein“ oder „unrein“ zuzuordnen. Anschließend wurden dieselben Klänge zum Zweck der Ableitung von AEP erneut präsentiert. Die Ergebnisse sind für die Elektroden C4 und Cz (MMN) und Pz (P300) dargestellt. Die Verhaltensaufgabe und die EKP-Registrierung wurden an je zwei Versuchstagen mit unterschiedlich stark alterierten Klängen (Quintton -12 cent und -30 cent) in jeweils drei Serien durchgeführt: mit normaler Lautstärke (65 dB), mit gleicher Lautstärke unter Verwendung von Oto-

plastiken (Dämpfung nichtlinear ca. 18–43 dB) und mit verringerter Lautstärke (45 dB). Die gemittelten AEPs wurden visuell untersucht, signifikante Komponenten wurden vergleichenden Analysen unterzogen. Als statistische Verfahren kamen die Varianzanalyse (ANOVA) und der t-Test für gepaarte Stichproben zum Einsatz, das Signifikanzniveau wurde auf $\alpha = 5\%$ festgelegt.

Ergebnisse: Der leicht alterierte Klang wird im Verhaltensexperiment im Mittel aller Versuche zu 85,4% korrekt zugeordnet, eine Selbsteinschätzung der Musiker fällt signifikant schlechter aus. Die mittlere Detektion unter der Ausgangsbedingung beträgt 88,6%. Es ist eine Tendenz zur schlechteren Erkennung der Klänge zu beobachten, wenn entweder die Lautstärke verringert (86,2%) oder Otoplastiken getragen werden (81,4%), der Unterschied ist bei Verringerung der Lautstärke signifikant ($p=0,0236$). Auf der Gruppenebene können EKPs mit P50, N100 und P200, aber keine verwertbare MMN und keine P300 nachgewiesen werden.

Stärkere Alteration des Dreiklangs führt unter allen Bedingungen zu nahezu vollständig richtiger Zuordnung in der Klangerkennungsaufgabe (98,2%), scheinbare Unterschiede sind auf Irrtümer beim Drücken der Maustaste zurückzuführen. In allen drei Serien des EKP-Versuchs ist für den stärker abweichenden Klang eine Mismatch Negativity mit großer Amplitude (-5 bis $-7 \mu V$) nachweisbar. Sowohl bei Verwendung der Otoplastiken als auch bei Verringerung der Lautstärke treten Onset und peak-Latenz der MMN verzögert mit verringerter peak-Amplitude auf, die Ergebnisse sind allerdings nicht signifikant. Höchst signifikant sind die Ergebnisse bei Betrachtung der Fläche unter der Kurve der MMN, in die sowohl Onset als auch Amplitude und Latenz eingehen. Gegenüber der Ausgangsbedingung ohne Gehörschutz sind die Flächen unter der Kurve für die Elektrode Cz um 21,4% (Verwendung von Gehörschutz) resp. 19,3% (Verringerung der Lautstärke) verkleinert ($p<0,0001$). Die Unterschiede sind für die Elektrode C4 geringer ausgeprägt, aber dennoch signifikant. Zwischen den Bedingungen 'Verwendung von Gehörschutz' und 'Verringerung der Ausgangslautstärke' besteht kein nachweisbarer Unterschied. In allen drei Serien können N200 und P300 beobachtet werden. Die mittlere Amplitude der Komponente N2b als Parameter für Aufmerksamkeitszuwendung ist bei Verwendung von Otoplastiken signifikant erhöht ($-1,56 \mu V$ resp. $-2,10 \mu V$; $p=0,0455$). Weiterhin wurde bei Verwendung der Otoplastiken eine signifikant kleinere ($-19,35\%$) mittlere peak-Amplitude der P3a festgestellt.

Schlussfolgerungen: Ein Klang verliert durch Dämpfung an Informationsgehalt. Stärker abweichende Klänge können besser voneinander unterschieden werden als weniger stark abweichende Klänge. Die von der Alteration abhängigen festgestellten Unterschiede im

Verhaltensexperiment entsprechen sowohl den historischen Quellen der Musikwissenschaft als auch neueren Erkenntnissen der Gehörphysiologie und Psychoakustik.

Die Verwendung von Gehörschutz führt zu signifikanter Verschlechterung der Detektion abweichender Klänge, die jedoch nicht über die durch die verringerte Schallintensität verursachten Unterschiede hinausgeht. Die Ergebnisse des Verhaltenssexperiments legen nahe, dass dies zumindest teilweise bei andauerndem Ton kompensiert wird und/oder andere Strategien zur Differenzierung verwendet werden. Die veränderte cerebrale Verarbeitung und/oder der schlechtere zeitliche Zusammenhang mit dem Stimulusbeginn drücken sich in den EKP in Form einer Verringerung der AUC der MMN aus.

AEP sind auf Gruppenebene grundsätzlich zur Detektion von Diskriminationsunterschieden geeignet. Allerdings ist die geringstmöglich messbare Differenz (JND) der MMN 2 – 3x so groß wie die JND, die in Verhaltensexperimenten gemessen werden kann. Die Artefaktanfälligkeit kann mit einem geeigneten Paradigma verringert werden, eine wirklichkeitsnahe Darbietung hängt aber von Stimuluslänge und Interstimulusintervall ab, was die Menge der applizierbaren Klänge begrenzt. Mit Verhaltensexperimenten können geringere Diskriminationsunterschiede im Grenzbereich der JND besser erfasst werden. Mittels EKPs, insbes. der MMN, können jedoch Diskriminationsunterschiede auch dann noch nachgewiesen werden, wenn die Klangunterschiede klar über der JND von Verhaltensexperimenten liegen, außerdem sind EKP-Ableitungen in geringerem Maße auf Kooperation angewiesen.

Die EKPs unter Verwendung von Gehörschutz zeigen Veränderungen sowohl von N2b als auch P3a, die als Hinweis auf eine veränderte Aufmerksamkeitsrichtung verstanden werden können. Die Versuchspersonen zeigten am Ergebnis persönliches Interesse, insbesondere die Performance unter Verwendung von Gehörschutz betreffend.

Die Frage, ob ein adäquates Musizieren trotz Verwendung von Gehörschutz möglich ist, kann allein auf der Grundlage dieser Untersuchungen nicht abschließend beantwortet werden. Die insbesondere für *fortissimo*-Passagen erwünschte Verringerung der Stimulusintensität führt zwangsläufig auch zu einer Verringerung des Inputs, welche in *piano*-Passagen ungewollt die schwächer ausgeprägten, aber für die Differenzierung wichtigen hohen Frequenzanteile stärker betrifft als den niedrigfrequenten Bereich des Klangspektrums.

1 Einleitung

Soll ein Orchester recht gute Wirkung thun: so müssen nicht nur alle Mitglieder desselben mit guten und reinen Instrumenten versehen sein, sondern sie müssen dieselben auch richtig und gleichlautend einzustimmen wissen. [...] Wie aber ein wenig Essig auch den besten Wein verdirbt: also geschieht es auch mit der Musik; wenn nur einige Stimmen gut, die andern aber, und sollte es auch nur eine einzige seyn, schlecht gespielt werden.

J.J. Quantz: Versuch einer Anweisung, die Flöte traversiere zu spielen (1752)

1.1 Macht Musik krank?

Bei Berufsmusikern treten im Vergleich mit der Normalbevölkerung bestimmte Krankheitsbilder gehäuft auf, die sich durch die sehr lange praktizierten gleichförmigen Belastungen, die in der Regel etwa um das 7. Lebensjahr herum beginnen (so ergeben sich bis zum Renteneintritt ca. 60 Jahre Expositionszeit!), erklären lassen. Die besondere Situation des Musikerarbeitsplatzes erschwert den offenen Umgang mit dieser Problematik, zumal bereits geringfügige Störungen der „normalen“ Funktion des komplexen Zusammenspiels von Nerven-, Bewegungs- und Hörsystem eine Berufsausübung stark einschränken oder unmöglich machen können (Sataloff 1991). Die Musiker sind in den letzten Jahren durch regelmäßige Artikel in den berufsspezifischen Medien (z.B. Orchesterzeitung) für die Problematik sensibilisiert worden. Ausdruck davon ist u.a. eine Unterbrechung einer Aufführung von Alban Bergs Oper „Wozzeck“ am Stadttheater Bern, in der die Musiker sich weigerten, in der geforderten Lautstärke zu spielen. Die Aufführung wurde erst fortgesetzt, nachdem den Musikern ein schalldämpfender Umbau des Orchestergrabens zugesichert wurde (NZZ vom 27.04.2008: Krach im Konzertsaal).

Insgesamt über 85 % aller Musiker in Deutschland geben gesundheitliche Probleme durch ihre Berufsausübung an (Schuppert und Altenmüller 1999). Subjektiv wird am häufigsten von Lampenfieber und psychischer Belastung berichtet, gefolgt von Beschwerden am Bewegungssystem (Überbeanspruchung, Nervenkompressionssyndrome, fokale Dystonie). Gehörschäden werden durch die Musiker selten genannt, obwohl ein funktionierendes

Gehör eine der Grundvoraussetzungen für die erfolgreiche Ausübung des Musikerberufs ist und Lärmschäden wie Tinnitus und Lärmschwerhörigkeit durch lange Exposition lauter Musik wahrscheinlich sind.

Erste Studien mittels Tonschwellen-Audiometrie über Lärmschwerhörigkeit bei Musikern wurden im Jahr 1960 an Klavierspielern durchgeführt. Mehrfach sind seitdem für ca. 20–50 % der Musiker im Audiogramm nachweisbare, für Lärmschäden typische Hörminderungen (C^5 -Senke) von ca. 20 dB im Bereich von 4 bis 6 kHz beschrieben worden, z.B. von Ostri und Mitarbeitern 1989. Dennoch sind die Ergebnisse bisher nicht einheitlich. Ein erster Überblick über die verfügbaren Studien von S.L. Palin aus dem Jahr 1994 kommt zu dem Ergebnis, dass eine Schädigung des Gehörs bei Musikern klassischer Sinfonieorchester infolge Berufsausübung als wahrscheinlich anzusehen ist. In einer aktuellen Übersicht (Holstein 2009) wird gezeigt, dass in 46 % der Studien ein definitives Risiko für einen Hörverlust durch klassische Musik ermittelt wurde, demgegenüber konnte in 22 % der Studien kein Hörverlust festgestellt werden. Die Eignung der Tonschwellenaudiometrie für Studien an Musikern wird jedoch gelegentlich wegen des Verdachts falsch negativer Ergebnisse auch in Frage gestellt (Axelsson und Lindgren 1981). Tinnitus wird gelegentlich als häufigstes aller musikbezogenen Probleme vor muskuloskeletalen Erkrankungen beschrieben (Hagberg et al. 2005), durch Laitinen und Mitarbeiter wurde eine erhöhte Prävalenz von Tinnitus bei Musikern gegenüber der Normalbevölkerung (37 % vs. 15 %) beschrieben. Das Standardwerk zur Begutachtung von Lärmschwerhörigkeit sieht berufsbedingte Lärmschwerhörigkeit bei Musikern in Deutschland dennoch eher als Rarität an, in den Jahren 1995–2004 wurden beispielsweise lediglich 67 Fälle meist geringfügiger Gehörschäden anerkannt (Feldmann et al. 2012). Studien zur Veränderung der Klangwahrnehmung durch Gehörschutz werden meist auf der Grundlage anonym erhobener Fragebögen durchgeführt (z.B. Landmann 1998, Richter 2007), der Versuch, die veränderte Wahrnehmung mit „objektiven“ Messmethoden darzustellen, wurde bisher nicht unternommen. In einem Artikel aus dem Jahr 2008 beschreiben Emiroglu und Kollmeier, dass die Wahrnehmung von Klangfarbenänderungen durch Schwerhörige gleich der Wahrnehmung Normalhörender ist, wenn die Hörschwelle linear erniedrigt ist, bei Hochttonabfall jedoch schlechter wird.

1.2 Lärmschutz

Unter Lärm versteht der Duden „als störend und unangenehm empfundene laute, durchdringende Geräusche“. Diese Definition enthält physikalische Komponenten (z.B. laut:

Schalldruck, durchdringend: Frequenzspektrum) und eine psychische Komponente (Bewertung von Geräuschen als „unangenehm, störend“). Die Verordnung zum Schutz der Beschäftigten vor Gefährdungen durch Lärm und Vibrationen, gilt auch für Angestellte im Musikbereich und unterscheidet nicht zwischen Tönen und Geräuschen, und auch nicht zwischen angenehm (z.B. Musik) und störend (z.B. Straßenlärm): „Lärm [...] ist jeder Schall, der zu einer Beeinträchtigung des Hörvermögens oder zu einer [...] Gefährdung von Sicherheit und Gesundheit der Beschäftigten führen kann“ (LärmVibrationsArbSchV v. 03.06.2007) Maßgeblich ist demnach lediglich die Exposition gegenüber Schallereignissen am Arbeitsplatz, die einen bestimmten Grenzwert an Dauer und Intensität überschreiten, z.B. Tages-Lärmexpositionspegel (L_{EX} , 8h) und Spitzenschalldruckpegel (L_{pC} , peak). Berufsbedingte Lärmschwerhörigkeit (BK 2301) gehört zu den häufigsten anerkannten Berufskrankheiten mit ca. 3000–8000 Fällen jährlich oder 30–40 % aller anerkannten Berufskrankheiten (Jansing 2006).

1.2.1 Lärmschutz für Musiker

Da Dauerbelastungen von über 85 dB(A) bleibende Gehörschädigungen verursachen können, begrenzt die EU-Arbeitsschutzrichtlinie „Lärm“ (2003/10/EG) den Tages-Lärmexpositionspegel auf 85 dB(A) bezogen auf eine 8-Stunden-Schicht. Der Arbeitgeber ist verpflichtet, ab einer Lärmbelastung von 80 dB(A) geeignete Gehörschutzmaßnahmen zur Verfügung zu stellen. Ab 85 dB(A) ist der Arbeitnehmer zur Nutzung dieser Maßnahmen verpflichtet. Dies trifft im Grunde auf alle Musiker klassischer Sinfonieorchester zu, da sie bei Ihrer Berufsausübung instrumentenabhängigen Dauerbelastungen von 85–95 dB(A) und Spitzenschallpegeln von teilweise über 120 dB(A) bis 152 dB(A) ausgesetzt sind (Fearn 1993, Hohmann 2006).

Da Lärmschäden nur teilweise reversibel sind, kommt der Prävention hoher Stellenwert zu. Lärmschutz für Musiker im Sinne einer Primärprävention besteht in Aufklärung (Verbandszeitschriften, Veranstaltungen), Umgestaltung des Arbeitsplatzes (Aufführungs- oder Probenräume wie Bühne, Graben, Zuschauerraum, einschl. Ausstattung und Bestuhlung), Änderungen in der Arbeitsorganisation (z.B. „rotierende“ Sitzordnung) und in individueller Prophylaxe.

Individueller Gehörschutz ist in der Hand des Musikers am flexibelsten, wenn die vorher genannten Maßnahmen nicht ausreichen - und zugleich die Ultima Ratio, da individueller Schutz hauptsächlich im Verschluss der Gehörgänge durch mehr oder weniger geeignete Mittel erfolgt, wie z.B.:

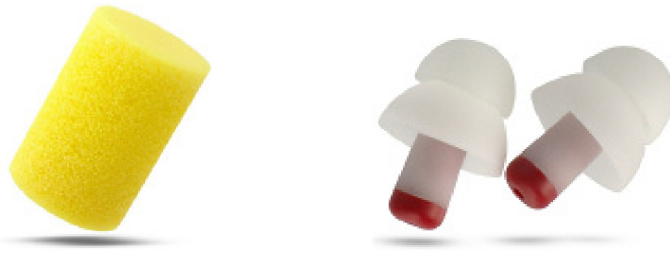


Abb. 1.1: Gehörschutz für Industriearbeiter, für Musiker ungeeignet.



Abb. 1.2: Individuell angepasster Gehörschutz (Elacin), der für Musiker geeignet ist. Man erkennt die wechselbaren Einsätze mit unterschiedlicher Dämpfung. Abbildung des Herstellers.

- Gehörschutzwatte, HiFi-Ohrhörer; werden von 3 % der Musiker benutzt (Laitinen 2005)
- Hände vor die Ohren halten, Stoff oder Tücher in die Gehörgänge „stopfen“ kommt für 12 % der Musiker in Frage (ebd.)
- Einmal-Stöpsel (Oropax und andere) 25 % (ebd.), s. Abb. 1.1
- Mehrfach verwendbarer, industriell hergestellter Gehörschutz, s. Abb. 1.1
- Speziell angefertigte Otoplastiken mit austauschbaren Einsätzen von 9 bzw. 15 dB Dämpfung und annähernd linearer Dämpfungscharakteristik 47 % (ebd.), s. Abb. 1.2.

Allein der individuell angepasste Gehörschutz (Otoplastik) mit linearem Dämpfungsverhalten und wechselbaren Einsätzen ist für professionelle Musikausübung akzeptabel.

Die Einschätzung der Qualität der verfügbaren Otoplastiken reicht von „befriedigend/Schulnote 3“ (Richter et al. 2007), da die musikalisch-instrumentale Gestaltung

eingeschränkt ist, bis „empfehlenswert“ (Landmann 1998), weil die Spielfähigkeit dennoch erhalten bleibt. Die Motivation der Musiker ist entscheidend für die tatsächliche Nutzung von Otoplastiken, deren Akzeptanz höher ist, wenn der betreffende Musiker bereits Beschwerden hat: Musiker mit Gehörproblemen setzen Gehörschutz 3–6mal häufiger ein als Musiker, die keine Symptome angeben (Laitinen 2005). Die Zufriedenheit mit dem Gehörschutz ist nach längerer Tragezeit größer (Richter et al. 2007). Die leichte Bedienbarkeit und Anpassbarkeit durch wechselbare Filtereinsätze werden von den Musikern geschätzt. Individueller Gehörschutz wird dementsprechend als bestmögliche Gehörschutzmaßnahme bewertet.

Dennoch ist der Einsatz der individuellen Otoplastiken, die zunächst stark in die lange trainierten Regelkreisläufe (Spielen → Hören und Kontrolle → Anpassung des Spiels → Hören und Kontrolle usw.) eingreifen, nicht unumstritten. Als negativ werden empfunden: Behinderung der eigenen Leistung, Verfälschung des Klangbildes, die Schwierigkeit, andere Musiker zu hören, unangenehmes Tragegefühl und Okklusionseffekt (Richter et al. 2007). Geduld und Gewöhnung über einen längeren Zeitraum sind erforderlich. Kommunikationsprobleme und bereits bestehende Schwerhörigkeit erschweren die Benutzung zusätzlich. Die häufig angegebenen Unsicherheiten bei der Intonation (Kontrolle der richtigen Tonhöhe, des Klanges und der eigenen Lautstärke) und Probleme bei Einordnung des eigenen Spiels in den Gesamtklang des Ensembles sind Ausgangspunkt dieser Arbeit.

1.3 Exkurs: Musiktheorie, Instrumentenkunde und Akustik

1.3.1 Klänge, Töne und Klangfarben

Musik besteht aus einer zeitlichen Abfolge von Klängen. Diese entstehen aus Tönen mit festgelegter Dauer, Tonhöhe (Frequenz des Grundtones), Lautstärke (Amplitude insbesondere der Grundfrequenz) und Klangfarbe (Frequenzspektrum und Amplituden der Obertöne) und Geräuschen, die in einer bestimmten Ordnung zeitgleich oder nacheinander erklingen und ihren zeitlichen Veränderungen (z.B. crescendo/decrescendo, glissando, Registerwechsel).

Seit Pythagoras von Samos (ca. 570–510 v. Chr.) sind die Proportionen natürlicher Töne bekannt, die die Grundlage der westlichen Musikausübung und unseres Musikverständnisses bilden. In der Praxis spielen sie z.B. bei Orchestrierungen, Registrierung

von Orgelstücken, im Instrumentenbau und beim Spielen von Blasinstrumenten eine Rolle. Besonders im Barockzeitalter beschäftigten sich Musiktheoretiker und Musiker mit den Problemen einer guten „musikalischen Temperatur“ (dem „Einstimmen“ von Instrumenten), das bekannteste Ergebnis solcher Überlegungen ist J.S. Bachs Werk „Das Wohltemperierte Klavier“ (1722–1742).

Ellis ging 1885 von 12 gleich großen Halbtonschritten aus (Verhältnis $1: \sqrt[12]{2}$) innerhalb einer Oktave, die er in jeweils 100 cent (Michels 1986, vgl. Heinke 1997) unterteilte. Eine Oktave beinhaltet demnach 1.200 cent, eine Quinte (7 Halbtonschritte) 700 cent (die reine, schwebungsfreie Quinte (Frequenzverhältnis 5 : 4) umfasst jedoch 701,95 cent). Ein Ton, der genau zwischen zwei Halbtönen liegt („Viertelton“), ist um $+/-50$ cent verändert.

Die Wahrnehmung einer Alteration ist vom Grundintervall abhängig. Man kann die „verstimmten“ Intervalle nach Hartmut Schütz (in: Heinke 1997) mit Hilfe der cent-Skala folgendermaßen einteilen:

- „leicht schwebende“, d.h. für das Ohr noch „rein“ empfunden: z.B. Quinte $+/-4$ cent
- „schwebende“, d.h. für das Ohr noch „angenehm“, aber bereits von wahrnehmbarem „Schwirren“ begleitet: Quinte $+8/-12$ cent
- „Wolfstöne“, also für das Ohr „unrein“: Quinte mehr als $+8/-12$ cent

Die Grenze, ab der eine abwärtsverstimmte Quinte als unangenehm empfunden wird, liegt demnach bei ca. -12 cent. Für andere Intervalle gelten andere Bereiche, z.B. für die dissonante große Terz $+22$ cent oder die dissonante kleine Terz -22 cent. Innerhalb des C-Dur Dreiklages reagiert also die Quinte zwischen Grundton und Quintton sensibler auf Verstimmungen als die kleine Terz zwischen Terzton und Quintton.

Klangfarben entstehen durch das spezifische Obertonspektrum des Klages. Obertöne sind ganzzahlige Vielfache der Frequenz des Grundtones, die durch Resonanzphänomene der an der Schallentstehung, -leitung und -wahrnehmung beteiligten Materie unterschiedlich verstärkt werden und somit typisch für bestimmte Instrumente sind („Formanten“). Formanten sind auch wichtig für das Hervortreten einzelner Stimmen aus dem Gesamtklang, z.B. bei Gesangs- oder Instrumentalsolisten. Aufgrund des Auftretens der Obertöne „wiederholen“ sich auch Missklänge in allen Oktavbereichen und erleichtern die Differenzierung – oder beeinträchtigen das Hörvergnügen.

1.3.2 Tonhöhen- und Klangdifferenzierung

Wegen des Reingreifens der Töne auf den Bogeninstrumenten [...] kömmt sehr viel auf ein gutes musikalisches Gehör an.

J.J. Quantz: Versuch einer Anweisung, die Flöte traversiere zu spielen (1752)

Hinsichtlich der Erkennung der richtigen Tonhöhe sind Art, Genauigkeit und Schnelligkeit der Analyse durch den Musiker verschieden, je nachdem, ob die betreffenden Töne gleichzeitig oder nacheinander erklingen, ob der Musiker über ein absolutes oder relatives Gehör verfügt, ob der Abstand der Töne voneinander bzw. von der Referenz groß oder klein ist. Außerdem beeinflussen die Tonlänge und nicht zuletzt die Lautstärke die Differenzierung. Der Musiker nutzt zur Bewertung der Tonhöhe entweder den Vergleich mit einer tatsächlichen oder imaginierten Referenz (vor allem bei größeren Abständen) oder die im Zusammenklang entstehenden „Schwebungen“. Hierbei handelt es sich um Töne, die beim Zusammenklang entstehen und deren Frequenz gleich der Differenz der beiden erklingenden Töne ist. Dies ist wichtig bei geringen Tonabständen (kleine Terz und darunter), da hier die beiden Töne zu *einem* Ton verschmelzen können, zusätzlich hört man die Differenz als „Schwebung“. Bei großen Intervallen können die Differenztöne den harmonischen Zusammenklang ergänzen.

Zum Beschlusse...muß ich noch eine nützliche Beobachtung einschalten, die ein Violinist bey Abspielung der Doppelgriffe machen kann: um mit gutem Tone, kräftig und rein zu spielen. [...] Ich habe die Probe auf der Violin, daß beym Zusammenstreichen zweener Töne auch so gar bald die Terz, bald die Quint, bald die Oktav u.s.f. von sich selbst auf eben dem nämlichen Instrument dazu klinge. Dieses dienet nun zur untrüglichen Probe, womit sich jeder selbst prüfen kann, ob er die Töne rein und richtig zu spielen weiß. Denn wenn zweene Töne, wie ich sie unten anzeigen werde, gut genommen und recht aus der Violin ... heraus gezogen werden; so wird man zu gleicher Zeit die Unterstimme in einem gewissen betäubten und schnarrenden Laut gar deutlich hören: sind die Töne hingegen nicht rein gegriffen, und einer oder der andere nur um ein bischen zu hoch oder zu tief; so ist auch die Unterstimme falsch.

L. Mozart: Gründliche Violinschule (1789), S.191f.

Die durch konventionelle Methoden (Befragung, Klangerkennungsexperiment) nachweisbare Unterschiedschwelle JND (just noticeable difference: „gerade noch wahrnehmbare Differenz“) für einzelne, sukzessive dargebotene Töne beträgt nach neueren Untersuchungen im Bereich von 1–3 kHz nur 0,3–0,7 % (Fastl und Zwicker 2007). Dies

entspricht ca. 5 cent oder 1/20 Halbton (Klinke 2001). Für gleichzeitig dargebotene Töne mit einer Dauer von 1 s oder länger gibt es keine praktisch relevante Grenze: durch ein Reduzieren der Schwebungen (eine Schwebung/Sekunde entspricht einer Differenz der Töne von 1 Hz) ist ein nahezu perfektes Einstimmen z.B. einer Orgel möglich. Moore berichtet von älteren Studien, denen zufolge die Diskrimination von Änderungen von obertonreichen komplexen Einzeltönen mit etwa 0,2 % für Grundfrequenzen von 100–400 Hz deutlich besser ist als die bloßer sinusoidaler Töne, die frequenzabhängig nur 1–5 % betrage (Moore 1998).

1.3.3 Instrumentenkunde

Besonders laute Musikinstrumente wurden schon in vorchristlicher Zeit beschrieben, man denke an die ohrenbetäubenden Schofare, die die Mauern der Stadt Jericho zum Einsturz brachten (s. Altes Testament, Josua 6). Dennoch waren die heute gebräuchlichen Instrumente nicht schon immer so laut: Die zunehmende Größe neuer Konzerträume und Orchester insbesondere des bürgerlichen Musiklebens forcierten den Bau lauterer und den entsprechenden Umbau überkommener Instrumente. Die Größe der Sinfonieorchester erreichte um 1850–1930 mit der Musik von z.B. Berlioz, Mahler, Schönberg und Schostakowitsch ihren Höhepunkt, als Beispiel seien die „Grande Messe des Morts“ op. 5 von Hector Berlioz und die 8. Sinfonie („Sinfonie der Tausend“) Gustav Mahlers erwähnt, die jeweils mehrere Hundert Mitwirkende einschließlich Chor erfordern.

Die neuen Ansprüche an die Tragfähigkeit des Klanges eines Musikinstrumentes und damit dessen Fähigkeit zum Hervortreten aus dem Gesamtklang führten im Streichinstrumentenbau des 18. – 20. Jahrhunderts zum Umbau nahezu aller alten Instrumente. Ein höherer Steg und ein steilerer Hals-Korpus-Winkel gemeinsam mit einer größeren Mensur sorgten in Kombination mit stärkerer Besaitung (Stahl und Kunstfasern anstelle von Naturdarm) für deutlich höheren Anpressdruck des Stegs auf die Decke (Michels 1986). Ähnliche Entwicklungen (veränderte Materialien und Messuren) gab es auch im Blasinstrumentenbau.

Auch weiterhin ist ein starker Trend zu immer größeren, lauterer und schwereren Instrumenten (besonders Violen, Blechblasinstrumente) zu beobachten, was zusätzlich zu einem erhöhten Risiko muskuloskeletaler Erkrankungen führt (Hoppmann 2001).

1.4 Gehörphysiologie

1.4.1 Schalleitung und -empfindung

Ein Schallereignis ist u.a. durch Frequenzspektrum und -veränderung, Intensität und Dauer gekennzeichnet. Für das menschliche Ohr hörbarer Schall umfasst altersabhängig etwa den Frequenzbereich von 10 Hz bis 20 kHz. Schallereignisse, die eine niedrigere Grundfrequenz als 10 Hz aufweisen, „zerfallen“ in einzelne kurze Klänge mit höherer Grundfrequenz, können jedoch als Vibrationen z.B. über Hautrezeptoren wahrgenommen werden und so Einfluss auf das Hörerlebnis haben. Töne, die eine höhere Frequenz aufweisen als 20 kHz, können die Haarzellen des Innenohrs nicht mehr – oder nicht in ausreichendem Maße – anregen und sind für das menschliche Ohr nicht wahrnehmbar. Im Alter nimmt die Empfindlichkeit des Innenohres für hohe Frequenzen stärker ab als für tiefe Frequenzen (Presbyakusis), dies spiegelt sich in den altersabhängigen Referenzen nach DIN EN ISO 7029 wider. Die Hörschwelle ist von der Frequenz und – insbes. bei kurzen Stimuli – auch von der Dauer des Stimulus' abhängig, wobei gepulste Töne besser wahrgenommen werden als gleich laute längere Töne.

Der für das Musikhören benötigte Bereich umfasst das gesamte hörbare Frequenzspektrum und ist damit deutlich größer als der „Hauptsprachbereich“ (ca. 200 Hz–4 kHz bei 60 ± 10 dB SPL). Er liegt für Grundtöne einzelner Instrumente etwa zwischen 16 Hz (große Orgeln, Synthesizer z.B. $C_2 = 16,35$ Hz) und 4 kHz (Pikkoloflöte, Celesta z.B. $c^5 = 4.186$ Hz). Der für die Differenzierung von Klangfarben wichtige Bereich der Ober-töne oder Harmonischen reicht bis an die obere Grenze des hörbaren Bereichs (Michels 1986).

Als Maß für die physikalische Intensität eines Schallereignisses wird der Schalldruckpegel in dB SPL, eine logarithmische Darstellung des Schalldrucks, verwendet. Der Schalldruckpegel dB(A) ist zusätzlich an der Empfindlichkeit des menschlichen Ohres für verschiedene Frequenzbereiche orientiert und ein Maß für das Lautheitsempfinden.

Sehr leise Musik ist mit ca. 25 dB(A) nur geringfügig lauter als die Umgebungsgeräusche im Inneren eines gut abgeschirmten Konzertsaals (z.B. 18 dB(A) im KKL Luzern), die lautesten Stellen in „klassischer“ Musik erreichen ca. 110–130 dB(A) (s. Tabelle A1.2). Der Dynamikumfang von klassischer Musik beträgt demnach etwa 80–100 dB, d.h., so dass die lautesten Töne mit der 10.000–100.000fachen Schallenergie der leisesten hörbaren Töne auf das Ohr treffen.

Von einer Schallquelle ausgehende Klänge werden auf ihrem Weg zum Innenohr (Schalleitung) durch Resonanz sowohl der Umgebung als auch von Teilen des Gehörorgans

verändert. Hierzu zählen insbesondere äußeres Ohr, äußerer Gehörgang, Trommelfell, Mittelohr mit den Gehörknöchelchen und Teile des Innenohres. Die im Corti-Organ auftretende Wanderwelle erregt durch Abscherung der Stereovilli je nach Frequenzspektrum bestimmte Areale der Haar-Sinneszellen auf der Basilarmembran und wandelt hier mechanische Schwingungen in neuronale Impulse um. Dieser Vorgang wird als Schallempfindung bezeichnet. Die neuronalen Signale werden via Ganglion cochleare im Nervus cochlearis als Aktionspotentiale zum Gehirn übertragen. Der Verlauf der an der Wahrnehmung von Schall beteiligten Neuronen und ihrer Axone vom Ganglion cochleare zum primären Hörkortex wird „Hörbahn“ genannt. Für ausführliche Beschreibungen der Funktion des Gehörs und der Hörbahn sei auf Standardlehrbücher der Physiologie (z.B. Klinke 2001) oder Neurophysiologie (z.B. Büttner et al. 2005) verwiesen.

1.4.2 Visualisierung cerebraler Musikverarbeitung

Mittels akustisch evozierter Potentiale (AEP) ist es möglich, die Aktivität der Stationen der Hörbahn und die weitere kortikale Verarbeitung des Gehörten zu visualisieren. Unter anderem konnte nachgewiesen werden, dass Musikverarbeitung keine konstante Dominanzfunktion einer Großhirnhemisphäre (Altenmüller 1986) ist, man kann aber anhand der Lateralisierung der AEP-Komponente P50 (s. S. 23) eine Einteilung in sogenannte Grundtonhörer (links) und Obertonhörer (rechts) vornehmen (Schneider et al. 2006). Im Verlauf der Hörbahn vom Corti-Organ bis zum primären auditiven Kortex ist außer dem Richtungshören keine Bewertung der wahrgenommenen Geräusche nachgewiesen, eine solche erfolgt in sekundären (z.B. Brodman-Area 22 und 42) und tertiären Rindengebieten.

Es wurden in der Vergangenheit bereits viele Studien an Musikern durchgeführt, um eventuelle Unterschiede in der zentralen Verarbeitung von Klängen im Vergleich zu Nichtmusikern zu ergründen. Dabei wurden sowohl morphologische als auch funktionelle Unterschiede festgestellt. Die Heschl-Querwindungen des auditiven Kortex' sind bei Musikern deutlich stärker gelappt und ihr Volumen beträgt ca. 200 % gegenüber Nichtmusikern, daher sind auch AEPs bei Musikern stärker ausgeprägt. So konnte z.B. bei musikalischen Analysen ein Anstieg der Amplitude der AEP-Komponente P50 über dem primären Hörkortex von Musikern auf 500 % gegenüber Nichtmusikern nachgewiesen werden. Dieser Trainingseffekt wird als Zeichen für neuronale Plastizität bewertet, die Vergrößerung des auditorischen Kortex' erfolgt dennoch nicht auf Kosten anderer kortikaler Areale (Schneider et al. 2006). Weiterhin empfinden Musiker abweichende (dissonante oder deviante) Klänge stärker als Nichtmusiker (Pallesen et al. 2005). Zur

Darstellung dieses Phänomens sind späte ereigniskorrelierte Potentiale, u.a. die Mismatch Negativity (MMN, s. Abschnitt 1.5.6), geeignet und korrelieren gut mit den Ergebnissen von Verhaltensexperimenten. Eine Veränderung der Komponente P300 konnte z.B. nachgewiesen werden als elektrophysiologisches Korrelat einer veränderten Bewertung von devianten Klängen durch Probanden, die über ein „absolutes Gehör“ verfügen (Hantz et al. 1997).

1.5 Evozierte Potentiale

1.5.1 Exkurs: Historie

Voraussetzung für die Darstellung der Ereigniskorrelierten Potentiale (EKP) ist das Elektro-Enzephalogramm (EEG). Messungen der Hirnströme in Form des EEG wurden erstmals durch Berger 1929/30 („Über das Elektroencephalogramm des Menschen“), erste Ableitungen evozierter Potentiale durch Kornmüller 1933 beschrieben („Bioelektrische Erscheinungen architektonischer Hirnfelder“, s. z.B. J. Richter in „Die Kaiser-Wilhelm-/Max-Planck-Gesellschaft und ihre Institute“). Die Entwicklung von Mittelungstechniken durch z.B. Dawson ab 1947 ermöglichte eine genauere Analyse reizabhängiger Potentiale, die durch Einsatz von Computern in den 1970er Jahren zur klinischen Anwendbarkeit ausreifte (Stöhr 2005), z.B. hinsichtlich der Diagnose der Optikusneuritis durch Halliday 1972. Die Ableitung wird nach 1958 durch das 10-20-System vereinheitlicht. Seit den 1990er Jahren wird die analoge Ableitung sukzessive durch digitale Technik ersetzt. Neuere funktionelle Methoden der neuronalen Bildgebung, die in den letzten Jahren Bedeutung erlangt haben, sind Darstellungen mittels fMRT (Kernmagnetresonanz stoffwechselaktiver Hirnareale) oder PET (Anreicherung radioaktiver Substanzen in aktiven Hirnarealen). Beide Technologien bieten eine bessere räumliche Darstellung, jedoch ist die schlechte zeitliche Auflösung von Nachteil. Bei der fMRT stört im Hinblick auf akustische Untersuchungen weiterhin die hohe Eigenlautstärke der Geräte (bis zu 120 dB). Eine Fusion von EEG mit optimierten Sequenzen der fMRT bietet seit ca. 1993 die Möglichkeit, die hohe zeitliche Auflösung des EEG mit der besseren räumlichen Darstellung der fMRT im Sinne einer multimodalen Bildgebung (EEG-fMRI Integration) zu verbinden (Laufs 2012).

1.5.2 Grundlagen

Eine durch einen spezifischen Reiz (z.B. sensibel/sensorisch, visuell oder akustisch) synchronisierte Aktivität von Neuronen wird als ereigniskorreliertes Potential (EKP oder ERP = event related potential) bezeichnet, und seine Komponenten werden mit typischer Lokalisation, Orientierung und Latenz am Skalp messbar. Infolge Summation der synchronen Aktivität geometrisch gleich orientierter Zellen und der daraus folgenden aktiven und passiven intra- wie extrazellulären Ionenströme entstehen EKPs, deren meist geringere Potentialveränderungen (Amplitude bis $10\ \mu\text{V}$) im fortlaufenden EEG normalerweise von der permanenten *unsynchronisierten* Aktivität des Gehirns (Amplitude im fortlaufenden EEG ca. $30\text{--}60\ \mu\text{V}$) überdeckt werden. Die EKPs können i.a. erst durch Mittelungsverfahren sichtbar gemacht werden, die darauf beruhen, dass die Potentialveränderungen nach einem immer gleichen Schema ablaufen (s.u.1.3) und durch eine charakteristische, reproduzierbare Reihe von Veränderungen der Spannung nach einem Reiz („Stimulus“), relativ zu einer Ruhespannung, gekennzeichnet sind. Mit dem fortlaufenden EEG werden reizsynchron Triggersignale aufgezeichnet, anschließend wird das EEG (nach Triggern unterschiedlicher Art sortiert) segmentiert. Die Addition der Signale dieser dem gleichen Reiz („Stimulus“) zugehörigen Segmente führt dazu, dass reizabhängige Signale aufaddiert werden, während reizunabhängige Signale gegen Null streben. Dies verändert das Signal-Rauschverhältnis (signal-to-noise ratio, SNR) des EEG zugunsten der EKP. Die SNR wächst mit der Zahl der in die Mittelung eingehenden Segmente und nähert sich an einen Grenzwert an.

Evozierte Potentiale sind hirnelektrische Korrelate konzertierter Aktivität von Neuronengruppen. Erregung der apikalen Dendriten oberflächennaher Neuronen führt zu einer relativen Negativierung der darüber gelegenen Kopfoberfläche. Diese kann bei Erregung an der Oberfläche als negative Potentialänderung gegenüber einer Referenz erfasst werden (Curio und Buchner 2005). Ein messbares „Fernfeld“ am Skalp entsteht durch radial oder tangential ausgerichtete Neuronengruppen. Eine Negativierung am Skalp ist allerdings kein Beweis für eine Erregung eines direkt darunter liegenden Rindenfeldes (Stöhr 2005). Durch z.B. fMRI-Untersuchungen kann man eine bessere Aussage über den tatsächlichen Ursprung der Signale treffen.

Die praktische Anwendung der AEPs in der klinischen Routine umfasst derzeit objektive, nicht auf Mitarbeit des Patienten angewiesene Hörprüfungen (BERA), intraoperative Überprüfung der Narkosetiefe und die Diagnose von Hirn(stamm)erkrankungen (Buettner et al. 2005). Praktische Verwendung finden bisher hauptsächlich frühe akustisch evozierte Potentiale (FAEP, s. 1.5.4). Ereigniskorrelierte Potentiale i.e.S. (EKP)

(s. 1.5.6) werden häufiger in der Grundlagenforschung angewendet als in der klinischen Routine, da sie mit ihrer aufwendigen Technik hohe Anforderungen an Mitarbeit, Versuchsaufbau und Kontrolle der Reiz- und Ableitparameter stellen. Der Vorteil der EKP liegt vor allem darin, dass eine Ableitung ohne störende Nebengeräusche in hoher zeitlicher Auflösung möglich ist. Späte akustische Potentiale eignen sich zur Untersuchung der kognitiven Bewertung auch von komplexen (z.B. musikalischen) Schallereignissen. Von Nachteil ist die schlechte räumliche Zuordnung der EKP, insbesondere von Prozessen kleinerer Neuronengruppen in den Fissuren des Kortex.

1.5.3 Komponenten und Nomenklatur der akustisch evozierten Potentiale

Der zeitliche Ablauf von AEP folgt einem wiederkehrenden Schema (s. Abb. 1.3). Die entsprechenden Maxima und Minima („Peaks“) der Potentiale sind stellvertretend für Aktivitäten z.B. im Ganglion spirale, Ganglien im Hirnstamm und in Rindengebieten, sie werden in Abhängigkeit von der Latenz des Peaks nach dem akustischen Stimulus unterteilt in frühe (FAEP), mittlere (MAEP) und späte akustisch evozierte Potentiale (SAEP, AEP i.e.S.). Die Benennung entspricht der Orientierung, P („Positivierung“) oder N („Negativierung“), kombiniert mit der typischen ungefähren Latenz des Peaks in [ms] nach dem Stimulus (z.B. P50, N100 usw.). Alternativ wird zusätzlich zur Orientierung (P oder N) die laufende Nummer des Peaks angegeben (z.B. erster positiver Peak mit Latenz von ca. 50 ms: P1 oder P50).

1.5.4 Frühe akustisch evozierte Potentiale (FAEP)

Die FAEP (auch BAEP) sind Potentiale mit einer peak-Latenz nach Stimulus von weniger als 10 ms), die mit römischen Zahlen I–VI durchnummeriert werden. Sie entstehen im Verlaufe der Hörbahn vom Innenohr bis zum Niveau des Hirnstamms (Colliculus inferior) und werden klinisch u.a. zur Diagnose von Hirnstammerkrankungen und zum Zweck der objektiven Audiometrie bei Verdacht auf Schwerhörigkeit von Kleinkindern und unkooperativen Patienten verwendet (Electric Response Audiometry, ERA). Durch Kenntnis der sechs Gipfel und der Topographie der Hörbahn ist im Fall einer retrocochleären Schwerhörigkeit eine Topodiagnostik, d.h. eine Zuordnung der Hörstörung zu einer anatomischen Struktur, möglich (Lenarz 1988).

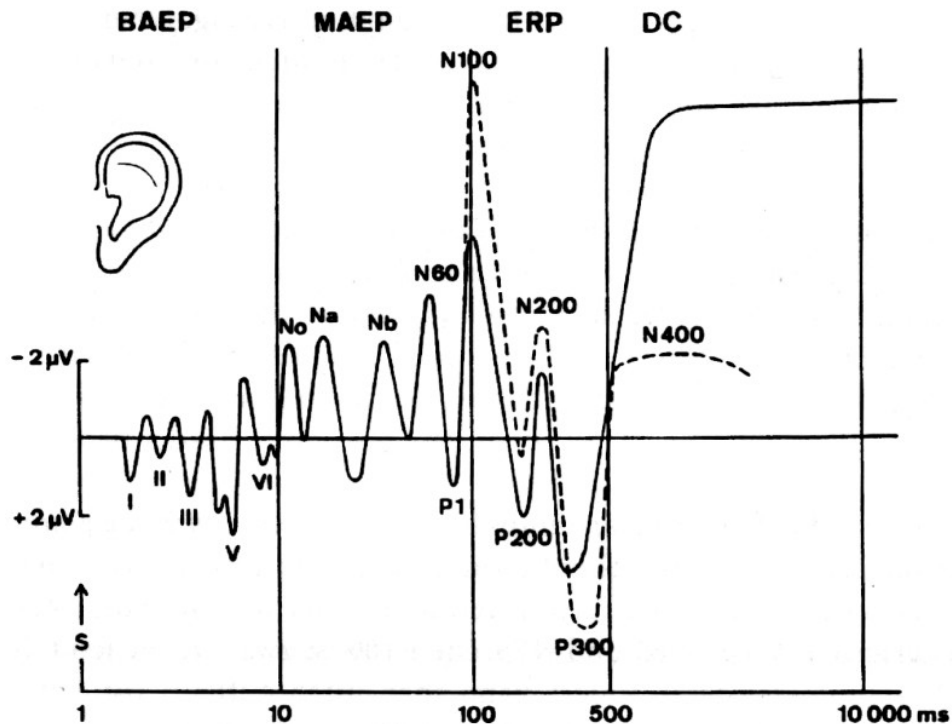


Abb. 1.3: Überblick über den typischen Verlauf von ereigniskorrelierten Potentialen nach einem akustischen Stimulus. X-Achse logarithmisch, Y-Achse aus historischen Gründen invertiert dargestellt. BAEP (Hirnstammpotentiale <10 ms nach Stimulus), MAEP (Mittlere akustisch evozierte Potentiale 10–100 ms). Eigentliche EKP oder ERP (Ereigniskorrelierte Potentiale i.e.S., 100–500 ms nach Stimulus), Erklärung im Text (s. S. 24f.). Modifiziert nach Altenmüller 1993

1.5.5 Mittlere akustisch evozierte Potentiale (MAEP)

MAEP sind Potentiale mit einer peak-Latenz von 10 bis 80 ms. Sie lassen sich einteilen in myogene Reflexanteile (Inionantwort, Postaurikularisreflex und Temporalisreflex), deren Latenz ca. 10–35 ms beträgt und neurogene kortikale Komponenten (Buettner et al. 2005). Myogene Reflexanteile auf akustische Reize, die von der Muskelvorspannung und Sitzposition abhängen, treten meist als unerwünschte Artefakte auf. Klinisch ist die „Crossed acoustic response“ des Postaurikularisreflexes für die Diagnostik von Hirnstammerkran­kungen geeignet sowie für objektive Audiometrie bei Kindern hilfreich (Allen und Allan 2014). Vertreter der kortikalen Komponenten mittlerer Latenz ist die P50 (größter positiver Peak mit einer Latenz von 40–90 ms), deren Veränderungen hauptsächlich physikalische Komponenten des Stimulus’ widerspiegeln, wie z.B. Lautstärke, Flankensteilheit, Frequenz. Dennoch wird die P50 auch als ein Zeichen einer frühen kortikalen Signalbahnung angesehen und eine Suppression bei Wechselstimulation als Zeichen

für ein Herausfiltern von irrelevanten Stimuli. Eine verringerte Suppression wird u.a. bei psychiatrischen Störungen beobachtet, wird jedoch unter bestimmten Bedingungen auch in einer normalen Population gefunden. Bei Musikern wurde durch Kizkin 2006 gezeigt, dass die P50 bei einer Wechselstimulation abnormal niedrig ist, eine Einordnung dieser auffälligen Veränderung steht noch aus. Gelegentlich wird die P50 auch zu den späten Potentialen gezählt.

1.5.6 Späte akustisch evozierte Potentiale (SAEP) oder Ereigniskorrelierte Potentiale (EKP) i.e.S.

Akustisch evozierte Potentiale später Latenz (SAEP, Latenz $>50-500$ ms) werden von evozierten Potentialen kurzer und mittlerer Latenz abgegrenzt und auch als EKPs im engeren Sinne verstanden, die komplexe Verarbeitungsprozesse des Kortex' widerspiegeln. Potentiale ab 100 ms Latenz werden auch als „endogene“ Potentiale bezeichnet, da sie weniger durch physikalische (exogene) Parameter wie Stimulusintensität, -richtung und -dauer sondern mehr durch Wachheit, Motivation und Aufmerksamkeit beeinflusst werden. Die Einteilung in „exogen“ und „endogen“ soll diese Ansicht verdeutlichen. Dennoch sind auch schon nach 20 ms Latenz Effekte durch selektive Aufmerksamkeit zu beobachten (Hillyard et al. 1973), und auch späte Potentiale sind von den physikalischen Stimuluseigenschaften abhängig (Salo et al. 1999).

EKPs i.e.S. sind geeignet, die Diskrimination fremd- oder verschiedenartiger Reize zu untersuchen. Hierbei ist für die Auswahl der Untersuchungsbedingungen zu beachten, dass Habitationsvorgänge und selektive Aufmerksamkeitszuwendungen die Potentiale verändern können. Wichtig für die gezielte Bewertung von EKPs ist daher eine sinnvolle Anpassung der Untersuchungsbedingungen und Auswahl eines geeigneten Oddball-Paradigmas. Dazu gehören Art, Anzahl und Anzahl der Wiederholungen der Stimuli, geeignetes Interstimulus-Intervall (ISI) und evtl. Umgebungsbedingungen wie Aufmerksamkeitszu- oder abwendung (z.B. durch Lösen von Rechenaufgaben oder Betrachten von Filmen während der auditorischen Stimulation). Außer der typischen Latenz und Orientierung ist die Beurteilung der Topographie der Kortexaktivierung insbesondere bei schlechter SNR für eine Beurteilung der EKP sinnvoll, da das Aktivierungsmuster modalitätsabhängig (visuell, akustisch etc.) ist. Eine Analyse der Kurvenform kann zusätzliche Rückschlüsse bzgl. der Qualität des gemessenen Signals erlauben. Von den EKP i.e.S. abzugrenzen sind die sog. langsamen Hirnpotentiale (z.B. „slow waves“ oder DC potentials und das bewegungskorrelierte Bereitschaftspotential) mit Latenzen

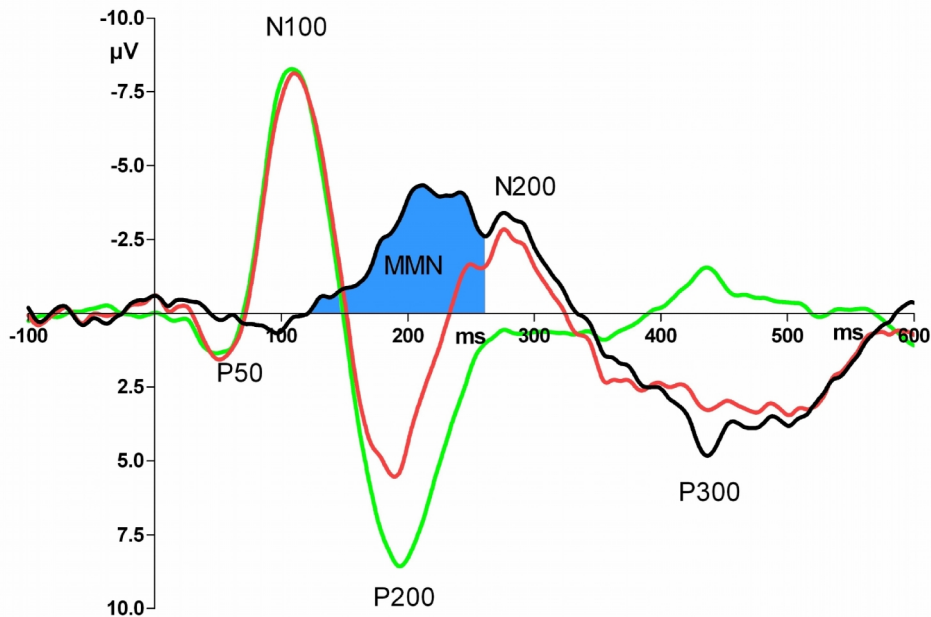


Abb. 1.4: Grand Average (C4-Elektrode) von 10 Probanden, eigene Messreihe. Wechselstimulation mit komplexen Klängen, Standard:Deviant 4:1. Standard (grüne Linie) und Deviant (rote Linie). Schwarz: Differenzkurve Deviant-Standard. X-Achse peak-Latenz in [ms] in linearer Darstellung, y-Achse Amplitude in μV invers. Die elektrischen Signale 100–0 ms vor jedem Stimulus wurden gemittelt und der Mittelwert als Basisaktivität angenommen, s. hierzu Abschnitt 2.8.2.2. Man erkennt die typischen AEP-Komponenten P50, N100, N200 und P300. Die MMN wird dargestellt als Differenzkurve und die von der Differenzkurve und der y-Achse eingeschlossene Fläche (AUC, hellblau). Doppelgipfligkeit und typische Latenz sprechen für eine MMN: Onset 119 ms, peak-Latenz 210 ms, Offset 335 ms, peak-Amplitude $4,3 \mu\text{V}$. Vgl. die EKP-Komponenten eines einzelnen Probanden dieses Datensatzes in Abb. 2.8.

>500 ms, auf die in dieser Arbeit nicht näher eingegangen werden soll.

N100

Die N100 (N1) ist eine negativ orientierte EKP-Komponente, die nach akustischer Reizung mit einer Latenz von etwa 90–200 ms und einer vertexnahen, zentralen Topographie auftritt, durch bilaterale Generatoren im primären und assoziativen auditorischen Kortex entsteht und als Orientierungsreaktion auf den Reiz angesehen wird. Die N100 reflektiert in erster Linie die Analyse der physikalischen Eigenschaften eines Stimulus wie Frequenz, Dauer oder Intensität (Gerloff 2005). Aufmerksamkeitszuwendung erhöht (Hillyard et al. 1973), wiederholte Reizdarbietung verringert (Fruhstorfer et al. 1970) die

Amplitude der N100. Bei Patienten mit demyelinisierenden Erkrankungen und Demenz (Giesser et al. 1992), psychiatrischen Erkrankungen und AIDS (Bungener et al. 1996) kann oft eine Latenzverzögerung und/oder Amplitudenminderung nachgewiesen werden, eine klinisch etablierte Bedeutung hat die N100 jedoch zur Zeit nicht (Gerloff 2005).

N200

Die N200 (N2) ist eine Komponente mit frontozentralem Maximum und wird als Ausdruck der Reizbewertung verstanden, man unterscheidet N2a–c. Die N2b ist im Vergleich mit der teilweise überlappenden MMN etwas mehr posterior lokalisiert (Näätänen et al. 2007). Physikalische Eigenschaften haben einen eher geringen Einfluss. Die Höhe der Amplitude der Komponente N2b korreliert mit einer Aufmerksamkeitszuwendung zum devianten Stimulus und ist damit ein erster Ausdruck der Bewertung eines Reizes als potentiell bedeutsam.

Klinisch ist die N200 kaum relevant, da Veränderungen nicht spezifisch für bestimmte Krankheitsbilder oder Läsionen sind. Gelegentlich kommt sie in Kombination mit der P300 zur Evaluation von kognitiven Residualfunktionen bei komatösen Patienten zur Anwendung.

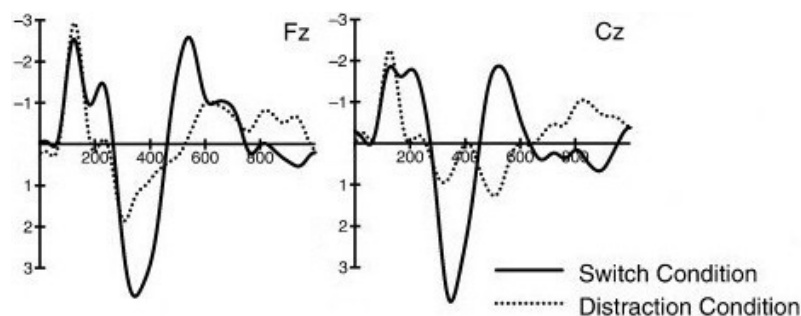


Abb. 1.5: Grand Average ERPs (Differenzkurve Standard vs. Deviant, Elektroden Fz und Cz, $n=8$) zur Veranschaulichung der Auswirkung der Aufmerksamkeitslenkung. Switch condition = Aufmerksamkeitszuwendung, Distract condition = Ignorieren des devianten Klangs.

Unter beiden Konditionen werden MMN und P3a hervorgerufen. Auffällig ist insbes. die vergrößerte Amplitude der N2b bei Aufmerksamkeitszuwendung. Signifikante Unterschiede wurden beobachtet ab ca. 200 ms Latenz, direkt auf die MMN folgend. Die MMN erscheint dadurch zweigipflig. Abbildung modifiziert nach Hölig 2010.

Ein Oddball-Paradigma, das Aufmerksamkeitszuwendung auf einen selten vorkommenden abweichenden Reiz vorsieht, führt gegenüber dem Ignorieren desselben zu einer direkt auf die MMN folgenden und sie teilweise überlappenden Komponente N2b, auf die

wiederum eine betontere P3a folgt (Hölig und Berti 2010). Dies wurde von Tervaniemi und Mitarbeitern auch für komplexe Klänge beobachtet (Tervaniemi et al. 1997). Siehe hierzu auch Abb. 1.5.

MMN

Die Mismatch Negativity (MMN) ist eine änderungsspezifische EKP-Komponente, eine automatische Antwort auf eine Änderung der auditorischen Stimulation, die zuerst von Näätänen im Jahr 1978 beschrieben wurde und die hinsichtlich Untersuchungen an Musikern gut etabliert ist. Sie tritt auf, wenn innerhalb eines Oddball-Paradigmas seltene deviante Stimuli in eine Abfolge häufiger, immer gleicher Standardstimuli eingestreut werden (Näätänen et al. 1978). Die peak-Latenz beträgt etwa 150–250 ms nach Stimulus. Klinisch kann die MMN verwendet werden, um kognitive auditorische Funktionen, wie z.B. Sprachentwicklung bei Kindern, Erfolg von Sprachtraining bei Dyslexie oder Sprachverständnis nach Kochelea-Implantat zu evaluieren. Bei Komapatienten gilt die MMN als aussagekräftiger Prädiktor für das Wiedererlangen des Bewusstseins.

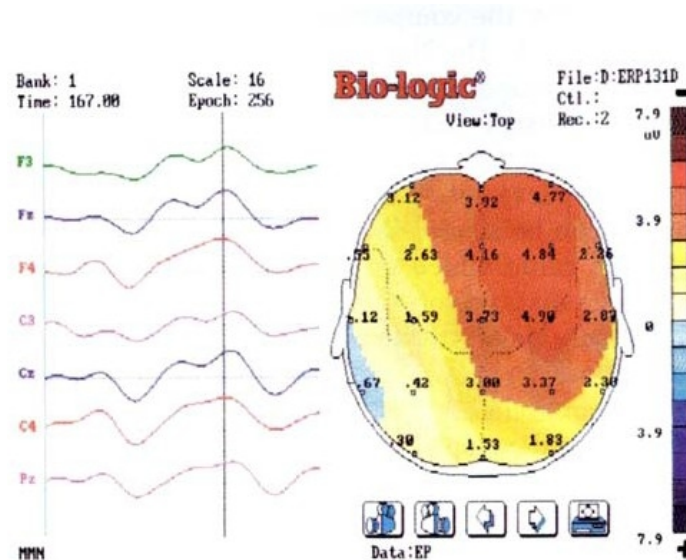


Abb. 1.6: MMN mit typischer Lokalisation parasagittal rechts frontozentral und zweigipfliger Kurvenform. Negativierung rot dargestellt. Abbildung aus Lang et al. 1995

Es wird angenommen, dass die häufigen Standardstimuli eine „Gedächtnisspur“ im zentralen auditorischen System formen. Eine durch einen eingestreuten abweichenden Klang („Deviant“) hervorgerufene Aktivierung von Generatoren in primären und sekundären auditorischen Arealen wird als automatisch ablaufender, vorbewusster kortikaler

Bewertungsprozess angesehen, in neueren Studien gibt es auch Hinweise (s.o.) auf höherrangige kognitive Prozesse (Näätänen et al. 2007). Die MMN spiegelt nicht nur physikalische Unterschiede wie Änderungen von Frequenz, Intensität, Richtung oder Dauer der Stimuli wider, sondern auch Abweichungen von abstrakten Mustern wie z.B. ein unerwarteter Tonsprung innerhalb einer antizipierten Tonfolge, Tonleiter oder Klangfarbenänderungen. Die MMN ist abhängig von einer kurzzeitigen Gedächtnisspur im auditorischen Kortex und spiegelt als Resultat von zentraler Klangverarbeitung die Diskongruenz der Stimuli wider (Näätänen et al. 2005).

Die Amplitude der MMN ist eine Funktion der Magnitude des Stimulus-Unterschieds (s. Abb. 1.7). Lang und Mitarbeiter konnten 1990 nachweisen, dass die MMN eine hohe Korrelation zu einer individuellen Diskriminationsschwelle hat. Diese Diskriminationsschwelle kann durch Training verbessert werden, auch der Trainingseffekt spiegelt sich in der MMN wider (s. Abb. 1.8). Die MMN wird als objektives Maß für die Genauigkeit zentraler auditorischer Verarbeitungsprozesse angesehen, sie ist Ausdruck der vorbewussten Detektion des Klanges als abweichend, dennoch drückt sie noch keine weitergehende Bewertung aus.

Dargestellt wird die MMN durch Subtraktion der EKP-Signale des häufigeren Standard-Stimulus von denen der selteneren devianten Stimuli (s. Abb. 1.4). Typisch für die MMN ist eine Negativierung an frontozentralen und zentralen Kopfhautbereichen relativ zu Nase oder Mastoid (s. Abb. 1.6). Die MMN wird als unabhängige Komponente mit eigenen Generatoren angesehen, die bilateral in supratemporalen Arealen generiert wird. Es existiert weiterhin ein überwiegend rechtshemisphärisch frontaler Generator, von dem angenommen wird, dass er die unfreiwillige Triggerung der Aufmerksamkeitszuwendung zu einem potentiell bedeutsamem Ereignis reflektiert (Näätänen et al. 1978). Für nicht-phonemische musikalische Stimuli ist eine überwiegend rechtshemisphärische Lokalisation zu erwarten. Mittels CSD-mapping kann die räumliche Verteilung der kortikalen Oberflächenaktivität der MMN und anderer EKP-Komponenten dargestellt werden. Die Generatoren konnten auch mittels fMRT (Rinne et al. 2005, Opitz et al. 2002) und PET (Tervaniemi et al. 2000a) nachgewiesen werden.

Für das Ableiten der MMN ist ein geeignetes Paradigma zu wählen, in dem seltene abweichende Klänge mit häufigen Standardklängen abwechseln. Das Interstimulus-Intervall (ISI) sollte 5–10 s nicht überschreiten, die Amplitude der MMN ist umgekehrt proportional zur Länge des ISI. Eine Verringerung des optimalen ISI mit dem Alter (Pekkonen 2000) und Verringerung der MMN-Amplitude bei Thalamusläsionen (Mäkelä et al. 1998) stützen die Gedächtnisspur-Theorie. Die Amplitude der MMN steigt mit

der Anzahl der Standard-Stimuli und dem Abnehmen der Wahrscheinlichkeit des Auftretens des Deviants. Eine zu kurze Wahl des ISI, besonders in Verbindung mit immer gleichen Gruppierungen der Stimuli (wenn z.B. innerhalb einer Gruppe von 5 Stimuli immer der vierte der Deviant ist) kann zu Wahrnehmungsintegration führen, so dass mehrere verschiedene Klänge als ein integriertes Ereignis wahrgenommen werden, welches sich immer wiederholt, folglich entsteht dabei keine MMN. Nach Näätänen ist für das Hervorrufen einer MMN kein Verhaltensschema erforderlich, auch ist sie unabhängig von bewusster Aufmerksamkeitszu- oder Abwendung. Eine Unterdrückung möglicher aufmerksamkeitsabhängiger Komponenten, die mit der MMN überlappen (N2b, P300) durch Ablenkungsaufgaben erscheint möglich (Sams et al. 1985), auch ist eine MMN üblicherweise an der Elektrode Cz größer als an frontalen Elektroden. Hölig und Berti stellten fest, dass eine unter Aufmerksamkeitszuwendung hervorgerufene N2b keinen Einfluss auf die Größe der MMN hat (Hölig und Berti 2010). Andererseits konnte auch eine Vergrößerung der MMN-Amplitude bei gleichzeitiger Verringerung der P3a-Amplitude durch gezielte visuelle Ablenkung gezeigt werden (Zhang et al. 2006).

Die MMN ist bisher auf dem Niveau individueller Untersuchungen nur eingeschränkt aussagefähig, eignet sich aber sehr gut zur Darstellung grundlegender neuronaler Prozesse auf der Ebene einer Gruppe. Die Darstellung erfolgt mithilfe von „Grand Averages“ (GA), in die die EKPs aller Versuchspersonen (einer bestimmten Gruppe unter Verwendung des gleichen Paradigmas) eingehen.

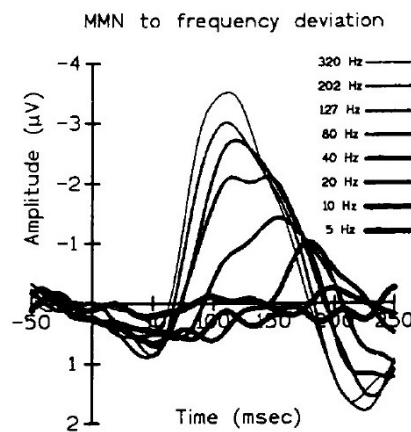


Abb. 1.7: *MMN als Funktion der Magnitude des Stimulusunterschieds: Mit wachsendem Unterschied zwischen Standard und deviantem Stimulus verkürzt sich das MMN-Onset, gleichzeitig wächst die Amplitude. Da das Offset nahezu unverändert bleibt, resultiert eine deutlich größere AUC. Abbildung aus Näätänen 1995.*

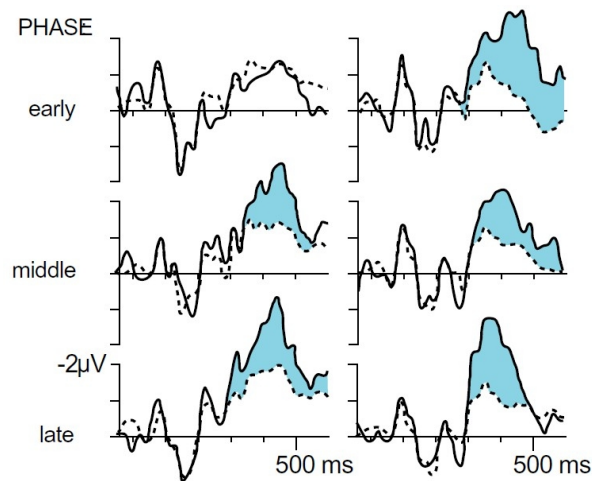


Abb. 1.8: Trainingseffekt: Diskriminationsübungen führen zu einer Zunahme der MMN. Grand-averages (Cz-Elektrode) von 7 anfänglich schlecht (links) und 5 gut diskriminierenden Probanden (rechts). Standard (gestrichelte Linie) und Deviant (durchgezogene Linie). Trainingsaufgaben zwischen den Versuchen führen zu einer Verbesserung der Diskriminationsschwelle, die sich in der wachsenden AUC der MMN widerspiegelt. Bei der anfänglich gut diskriminierenden Gruppe ohne Training ist keine Veränderung zu beobachten. Abb. aus Näätänen 2007.

P300

Wenn ein devianter Stimulus ausreichend stark vom Standard abweicht, wird die MMN von einer P300 gefolgt. Die P300 (P3) tritt mit peak-Latenzen von 280–700 ms auf und wird eingeteilt in die P3a mit frontaler und die P3b mit posteriorer Lokalisation. Sie ist die klinisch am häufigsten angewandte Komponente der EKP. Die P300 spiegelt eine (un)freiwillige Aufmerksamkeitszuwendung wider, die durch bewusste Hinwendung verstärkt und durch Ablenkung unterdrückt werden kann. Einsatzgebiete sind u.a. die Verlaufsdagnostik und Differenzierung von Demenz und Pseudodemenz bei Depression.

Vorhandensein der Komponente P3a wird als Hinweis darauf verstanden, dass der Klang Aufmerksamkeit auf sich gezogen hat und in den Fokus des Bewusstseins gerückt ist (Friedman et al. 2001). Im Gegensatz zur MMN, die als Maß für die Detektion abweichender Klänge angesehen wird, wird die P300 also als Ausdruck einer mit dieser Detektion verbundenen Bewertung des Klanges und möglicherweise daraus resultierender Entscheidungen verstanden. Die erstmalige Beschreibung der P300 erfolgte durch Sutton und Mitarbeiter im Jahre 1965. Hölig und Berti stellten fest, dass beim oben bereits erwähnten Versuch (s. S. 26) bei Ignorieren der Stimuli MMN und P3a gleich groß sind wie bei Aufmerksamkeitszuwendung, Aufmerksamkeitszuwendung jedoch zusätzlich eine N2b hervorrief. Das Fehlen der N2b unter der 'ignore' Bedingung bei erhaltener P3a

bewerteten sie als einen durch die sich ändernde Umgebung getriggerten, aber nicht vollständig vollzogenen Prozess der Aufmerksamkeitszuwendung ('input attention').

1.6 Fragestellung und Zielsetzung

Diese Arbeit ist Teil einer Reihe von Studien, die Schwerhörigkeit bei Berufsmusikern (Rudel 2007, Emmerich et al. 2008: Is the audiologic status of professional musicians a reflection of the noise exposure in classical orchestral music?) sowie Auftreten und Form akustisch evozierter Potentiale/MMN bei Musikern (Gentsch 2010, Rohmann, in Bearbeitung) zum Inhalt haben. Mit dieser Arbeit soll ein objektiver Beitrag zur Beurteilung der veränderten Klangwahrnehmung durch Gehörschutz bei Musikern geleistet werden. Dabei standen nachfolgende Fragenstellungen im Vordergrund:

- Führt die Verwendung von Gehörschutz zu signifikanten Unterschieden in der Erkennung von „unsauberen“ Tönen oder Klängen bei Berufsmusikern klassischer Sinfonieorchester?
- Sind AEP geeignet, die Unterschiede in der Diskrimination von Tönen bzw. Klängen aufzuspüren?
- Sind AEP als probandenunabhängige Methode in der Beurteilung einer Befragung überlegen?
- Gibt es Hinweise, die für oder gegen Verwendung von Gehörschutz durch Musiker klassischer Sinfonieorchester sprechen, ist also ein adäquates Musizieren trotz Verwendung von Gehörschutz möglich?

Die Arbeit soll zur Diskussion über Sinn und Eignung vorhandener Gehörschutzmaßnahmen und zur weiteren Auseinandersetzung mit dem Thema anregen. Die Akzeptanz der nötigen Gehörschutzmaßnahmen soll verbessert werden und damit ein typisches Gesundheitsrisiko von Berufsmusikern – die „lärmbedingte“ Schwerhörigkeit – langfristig verringert werden, ohne die Freude an der Berufsausübung zu beeinträchtigen.

2 Material und Methodik

2.1 Stichprobe – Versuchspersonen

2.1.1 Probandenauswahl, demographische Daten

Als Versuchspersonen wurden 16 rechtshändige hörgesunde Berufsmusiker im Alter von 25 bis 41 Jahren ausgewählt. Als Berufsmusiker wurden Personen definiert, die seit mindestens 10 Jahren aktiv musizieren, in der Endphase eines Musikstudiums sind oder über ein abgeschlossenes Musikstudium verfügen, ihren Lebensunterhalt vorwiegend mit Musik bestreiten und zusätzlich regelmäßig mindestens fünf Stunden wöchentlich eigenständig üben. Die Probanden nahmen freiwillig am Versuch teil und stimmten der anonymisierten Speicherung und Weiterverarbeitung der erhobenen Daten schriftlich zu (s. Anhang Seite 88).

Als Ausschlusskriterien wurden festgelegt: Makroskopischer oder anamnestischer Hörschaden oder pathologisches Audiogramm, Linkshändigkeit, fehlende Mitarbeit oder Einfluss zentral wirksamer Stoffe (Alkohol, Sedativa, Drogen) während der Versuche.

Alter, Geschlecht und Händigkeit wurden persönlich erfragt und im Protokoll dokumentiert, des weiteren wurden folgende Daten (s. Anhang A1 S. 86f.) erhoben: Angaben über stattgehabte Ohrerkrankungen, außergewöhnliche Lärmbelastung, Besitz und Nutzung von Gehörschutz sowie die Länge der Arbeits- und Übungszeiten. Mittels einer visuellen Analogskala wurde zusätzlich um subjektive Einschätzung des eigenen Gehörs, des Lärmempfindens und möglicher Veränderungen des Empfindens beim Tragen von Gehörschutz gebeten. Darüber hinaus wurden persönliche Strategien der Lärmvermeidung und des Gehörschutzes erfragt.

Von den 16 Probanden mussten zwei aufgrund mangelnder Mitarbeit und ein Proband wegen Einnahme zentral wirksamer Medikamente von der Teilnahme ausgeschlossen werden. Ein Proband war für die Vereinbarung des zweiten Termins nicht mehr erreichbar, ein anderer verweigerte die weitere Teilnahme ohne Angabe von Gründen und ein letzter musste wegen Terminschwierigkeiten den zweiten Versuchstag absagen. Insgesamt stan-

den demnach die Daten von 10 Probanden (25 – 38 Lebensjahre alt, MW 31,2 Jahre; Median 32 Jahre) zur Auswertung zur Verfügung, davon waren 4 Probanden männlichen und 6 Probanden weiblichen Geschlechts.

2.1.2 Überprüfung des Gehörs

Nach der Befragung und vor Beginn des Versuchs wurden die Probanden otoskopisch und audiometrisch untersucht. Als normal wurde eine Hörschwelle von besser als 10 dB Abweichung vom Median entsprechend DIN EN ISO 7029 bei allen gemessenen Frequenzen in der Reintonaudiometrie (Luftleitung) festgelegt. Außerdem sollte weder eine c5-Senke über 10 dB noch ein Hörverlust nach der Drei-Frequenz-Tabelle (nach Röser 1980, in Königsteiner Merkblatt 1996) im Sinne einer bereits bestehenden Lärmschwerhörigkeit vorliegen.

Verwendet wurde ein Reinton-Audiometer MA 22 (Grähnert Präcitronic, Dresden) entsprechend DIN EN 60645-1, IEC 645-1. Bestimmt wurden die Hörschwellen bei den Frequenzen 125, 250, 500, 1000, 1500, 2000, 3000, 4000, 6000 und 8000 Hz in Schritten von 5 dB. Anschließend wurde die gleiche Messung unter Verwendung der Otoplastiken durchgeführt. Die ungepulsten Signale wurden über den zugehörigen Kopfhörer (Holmco 8106B) als Reinton-Luftleitungs-Schwellenaudiometrie in Schritten von 5 dB dargeboten. Die minimal darstellbare Hörschwelle beträgt bei diesem Gerät –10 dB. Die Ergebnisse der Audiometrie der einzelnen Versuchspersonen sind nach Altersgruppen geordnet im Kap. 3.1 auf Seite 45 abgebildet.

2.1.3 Probandeninstruktion

Während einer ersten Aufklärung über die Freiwilligkeit der Teilnahme und die Art des Versuchs wurden die Probanden gebeten, am Morgen des Versuchstages zur Minimierung des Übergangswiderstandes die Haare zu waschen und mit Lärm verbundene Tätigkeiten zu meiden sowie den Konsum zentral wirksamer Substanzen wie Kaffee und Tee einzuschränken. Es wurde bei der Terminvergabe auf einen Abstand von >6 h zur letzten arbeitsbedingten Lärmbelastung geachtet. Direkt vor Beginn der Versuche wurden die Probanden erneut über die Freiwilligkeit der Teilnahme sowie Inhalt, Umfang und Ziel der Versuche unterrichtet. Danach wurde schriftliche eine Einverständniserklärung (s. S. 88) erbeten.

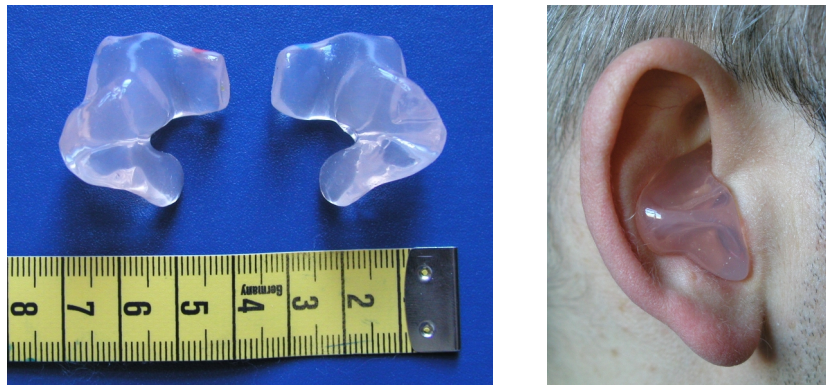


Abb. 2.1: Passgenaue Otoplastiken aus Silikonkunststoff.

2.2 Gehörschutz

Für die Probanden wurden individuell angepasste Otoplastiken aus Silikonkunststoff angefertigt (Herstellung: Fa. Hörgeräteakustik Lange, Jena), die den äußeren Gehörgang komplett verschließen (s. Abb. 2.1).

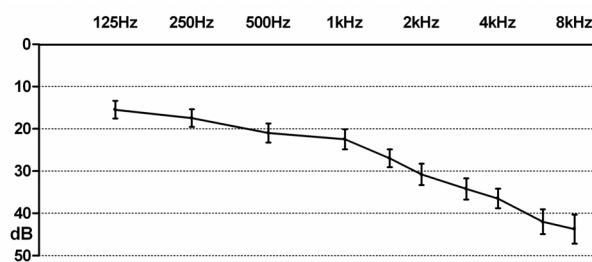


Abb. 2.2: Dämpfungscharakteristik der Otoplastiken. $n=20$ Ohren, Mittelwert und Standardabweichung

Die Dämpfungscharakteristik wurde durch Vergleich mit der Audiometrie ohne Otoplastik ermittelt und ist in Abb. 2.2 dargestellt. Die Otoplastiken sollten eine Dämpfung von ca. 20 dB oder mehr in allen Frequenzbereichen erzielen, um einen etwa vorhandenen Effekt auf die Klangerkennung deutlich zu machen und einen Vergleich mit einem um 20 dB abgesenkten Signalpegel zu ermöglichen. Da eine Dämpfung durch Okklusion des Gehörgangs im Tieftonbereich weniger effektiv als im Hochtonbereich ist, konnte dies erst im Frequenzbereich oberhalb 500 Hz sicher erreicht werden.

2.3 Stimuli

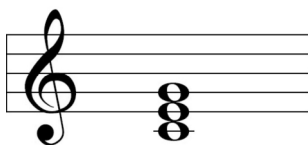


Abb. 2.3: C-Dur

Als Stimuli wurden klavierähnliche C-Dur Dreiklänge (s. Abbildung 2.3) der eingestrichenen Oktave in Grundstellung von ca. 1,2s Dauer verwendet. Die Klänge wurden durch einen Tontechniker mittels Synthesizer erstellt, die drei Töne werden gleichzeitig angeschlagen und unterscheiden sich lediglich in deren Quintton: rein (Standardstimulus) oder abwärts verstimmt (devianter Stimulus). Die Klänge sind in allen anderen Dimensionen (Lautstärke, Dauer, Richtung, Tonhöhe der beiden anderen Töne, Oktavbereich etc.) gleich. Ausgangspunkt waren Kammerton $a=443$ Hz und gleichstufige Temperatur, daraus resultieren die Töne c^1 (263,4 Hz), e^1 (331,8 Hz) und g^1 (394,7 Hz) des Standard-Stimulus.

Für Deviant 1 (Trigger S3) wurde eine Abweichung des Quinttones um -12 cent gewählt (entspricht 392,0 Hz), für Deviant 2 (Trigger S4) ein solcher mit Abweichung des Quinttones von -30 cent (entspricht 387,9 Hz) verwendet. Die Frequenzabweichung des Quinttons der devianten Stimuli betrug demnach ca. $-0,7\%$ und $-1,7\%$. Die drei verschiedenen Stimuli wurden als wave-Dateien aufgezeichnet.

In Abb. 2.4 erkennt man die drei Gipfel der Grundtöne c^1 , e^1 und g^1 , die sich in allen Oktavbereichen wiederholen, und eine zunehmende Anzahl Obertöne in den oberen Oktavbereichen. In der Differenzkurve ist bei ca. 390 – 400 Hz ein deutlicher Ausschlag, der durch die verstimmte Quinte verursacht wird. Auch diese Differenz wiederholt sich in allen Oktavbereichen. Im Gegensatz zu den Grundtönen, deren Obertöne schwächer werden, sieht man jedoch, dass die Abweichung in der dreigestrichenen Oktave am stärksten ausgeprägt ist. Außerdem nimmt die Anzahl veränderter Partialtöne der Quinte in den oberen Oktaven zu. Ein Verstimmen eines Grundtones bleibt nicht auf diesen beschränkt, sondern beeinflusst sichtlich das gesamte Frequenzspektrum, insbesondere den hochfrequenten Anteil des Klanges.

2.4 Reizdarbietung

Die als wave-Dateien auf einem PC gespeicherten Klänge wurden von der Präsentationssoftware „Presentation“ (Hersteller, Version 9.12.11.15.40) nach einem Oddball-Paradigma abwechselnd abgespielt, gleichzeitig mit dem Abspielen eines Klanges wurde an den Aufzeichnungsrechner ein Trigger-Signal gesendet (Trigger S2 = rein (Standard),

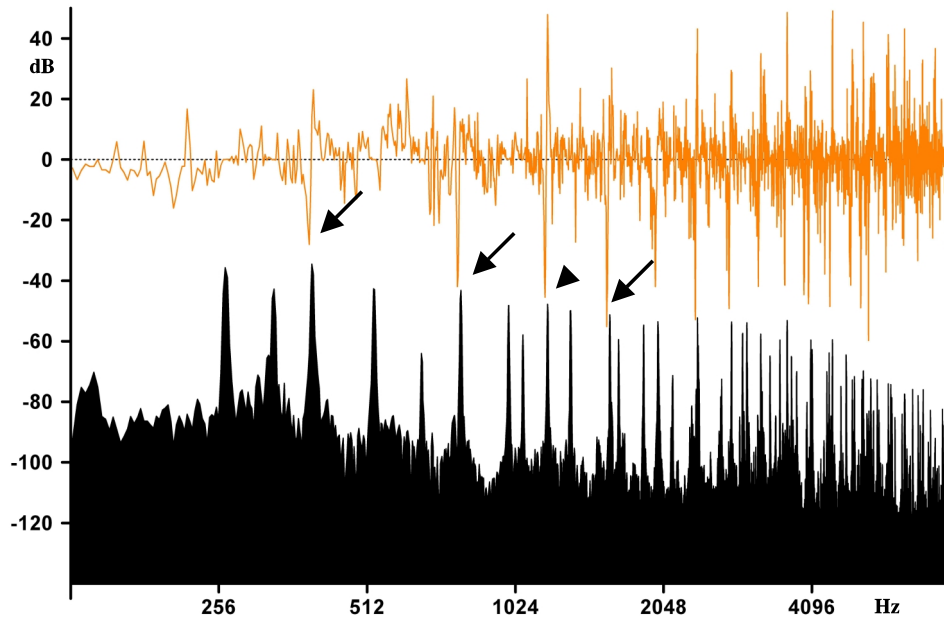


Abb. 2.4: *Frequenzspektrum des Standardstimulus und Differenz des Deviant 2, Bereich kleine Oktave–fünfgestrichene Oktave. FFT, Auflösung 1 Hz. Y-Achse: relative Dämpfung in [dB]. X-Achse: Frequenz in [Hz], logarithmische Darstellung. Standardstimulus (schwarz, der Übersichtlichkeit halber auf der y-Achse um -40 dB verschoben) und Differenz Standard–Deviant 2 (orange, Quinte $g^1 -30$ cent). Der Unterschied im Frequenzspektrum wird deutlich an den positiven und negativen Peaks der Differenzkurve (Pfeile). Zusätzlich entstehen Abweichungen in den Partialtönen der höheren Frequenzbereiche (Pfeilspitze).*

S3 = Quinte 12 cent erniedrigt (Deviant 1), S4 = Quinte 30 cent erniedrigt (Deviant 2)).

Die Darbietung erfolgte in drei Serien mittels Wechselstimulation nach folgendem Oddball-Paradigma:

1. Versuchstag: Standard vs. Deviant 1

- 150 Stimuli je Serie
- Verhältnis parent:deviant Stimulus = 4:1
- Interstimulus-Intervall (ISI) 4 – 6 Sekunden

2. Versuchstag: Standard vs. Deviant 2

- 180 Stimuli je Serie
- Verhältnis parent:deviant Stimulus = 4:1
- ISI 3 – 4 Sekunden

Die Präsentation wurde an beiden Versuchstagen jeweils unter folgenden Bedingungen durchgeführt:

- Schallpegel 65 dB ohne Verwendung von Otoplastiken
- Schallpegel 65 dB mit Verwendung von Otoplastiken
- verminderter Schallpegel von 45 dB ohne Verwendung von Otoplastiken

Die Reihenfolge dieser Serien wurde pseudorandomisiert, um den Einfluss von Gewöhnungs- oder Trainingseffekten zu verringern und Wahrnehmungsintegration zu vermeiden. Die subjektive Lautstärke der Klänge beträgt beim Schallpegel 65 dB mezzoforte–forte (*mf–f*) und beim Schallpegel von 45 dB piano–pianissimo (*p–pp*). Der Einfachheit halber werden nachfolgend für Abbildungen und Tabellen die Symbole *f* und *p* verwendet.

2.5 Ableitung des EEG

2.5.1 Ableitschema

Es wurden Signale folgender Oberflächenelektroden nach dem Ten-Twenty-System abgeleitet und aufgezeichnet: FPz, Cz, Pz, Fp1/2, F3/4, FC1–6, FT7–10, C3–6, T7/8, CP1–6 und TP7/8. Die Erdung erfolgte über dem Nasion, als Referenz dienten parallel geschalteten Mastoidelektroden. Augenbewegungen wurden als VEOG (vertikales Elektrookulogramm) mit zwei Elektroden ober- und unterhalb des linken Auges registriert. Abbildung 2.5 zeigt die wichtigsten der verwendeten Ableitpunkte.

2.5.2 Hilfsmittel und Vorbereitungen

Zur standardisierten Ableitung wurde das Easy-Cap System (Hersteller: Herrsching, Breitbrunn) mit eingeknüpften Anschlüssen für die Ag/AgCl-Ringelektroden. Die Hauben in den Größen 54, 56 und 58 cm Kopfumfang wurden mit einem Brustgurt gegen Verrutschen gesichert. In die eingeknüpften fixen Anschlüsse wurden gesinterte Ag/AgCl-Elektroden mit berührungsgeschützter Buchse eingesteckt. Für die Ableitung von C3/4, für die an den Hauben keine eingeknüpften Anschlüsse vorgesehen waren, wurde die Kopfhaut zunächst mit Reinigungspaste Skin Pure (Hersteller: Nihon Kohden Corporation, Japan) behandelt, anschließend wurden die Elektroden für diese sowie jene für vertikale Augenbewegungen, die Referenzelektroden (bds. Mastoid, Parallelschaltung)

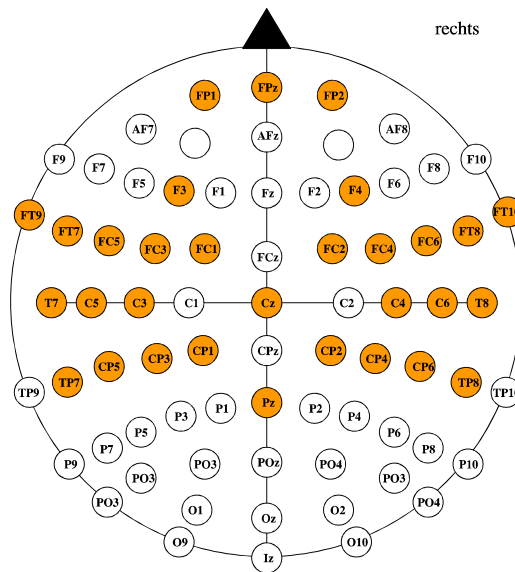


Abb. 2.5: Ableitpunkte des Ten-Twenty-Systems, verwendete Ableitpunkte orange. Nicht dargestellt sind die Referenzelektroden am Mastoid, VEOG und Erdung (Nasion).

und die Erdung (Stirn, ca. 1 cm über Nasenwurzel) mit Gel Ten20 Conductive (Hersteller DO Weaver) zur Verbesserung der Leitfähigkeit versehen und mit gewöhnlichem Heftpflaster befestigt. Alle eingeknüpften Punkte wurden mit Hilfe von Wattestäbchen mit handelsüblichem Alkohol gereinigt, zur Verringerung des Übergangswiderstandes an den eingeknüpften Punkten wurde Abralyt 2000-Paste (Bezug über Fa. Easy Cap GmbH, Herrsching,) unter die Elektroden appliziert (s. Abb. 2.6). Es wurde angestrebt, den Übergangswiderstand aller Ableitungspunkte auf weniger als 5 kOhm zu verringern. In seltenen Fällen ließ sich dies auch nach dreimaliger Anwendung des abrasiven Elektrolytgels nicht erreichen, dann wurden 10 kOhm als ausreichend akzeptiert. Die Probanden wurden in einem speziellen Sessel platziert, der durch entspannte Sitzposition mit hochgelegten Beinen zur Verringerung der Muskelartefakte beiträgt.

2.6 Raum und Geräteanordnung

Die Messungen erfolgten im freien Schallfeld, um die Wirkung der Otoplastiken nicht zu beeinträchtigen. Schaumbeschichtete Paravents verminderten eventuelle Umgebungsgereusche und unerwünschte Reflexionen. Die Platzierung der Versuchspersonen wurde so gewählt, dass die Lautsprecher und der Kopf des jeweiligen Probanden ein gleichseitiges Dreieck mit 1 m Seitenlänge bilden. Vor Versuchsbeginn erfolgte eine Überprüfung

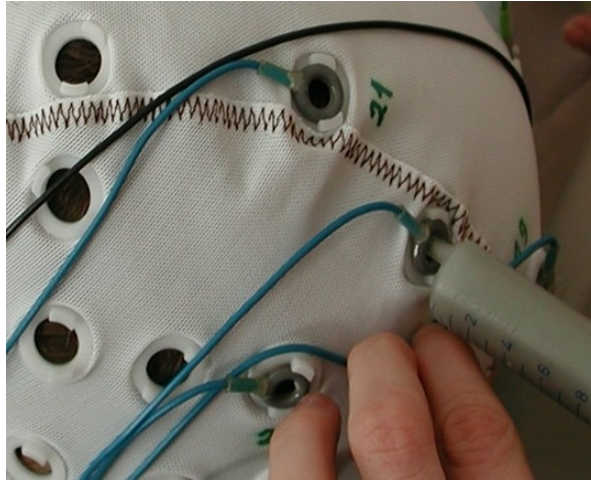


Abb. 2.6: Verwendung des Easy-Cap-Systems: Einfüllen der Abralyt-Paste. Man erkennt die eingearbeiteten Befestigungen der Elektroden

der Schallpegel mit dem Schallpegelmessgerät Typ Brüel&Kjær Investigator 2236 (Abwertet, Impulsmessung). Das Messgerät wurde hierzu auf die Höhe und Entfernung des Kopfes der Probanden von den Lautsprechern eingerichtet. Die Einstellung der Lautstärke erfolgte für die Versuchsblöcke 1 und 2 auf Schallpegel von 65 dB(A) und für Versuchsdurchgang 3 auf den Schallpegel von 45 dB(A). Die Einstellungen der Soundkarte und des Lautsprechersystems konnten gespeichert werden, was zusätzliche Sicherheit in Bezug auf identische Versuchsbedingungen ermöglichte. Die Anordnung der wichtigsten Geräte, der Versuchsperson und des Versuchsleiters ist in Abbildung 2.7 dargestellt.

Zum Abspielen der Klänge wurde die im Stimulationscomputer verbauete Soundkarte Creative Soundblaster Audigy 2ZS(WDM) verwendet. Der Klangausgabe dienten zwei Zweiwege-Bassreflex-Aktivboxen vom Typ Tuned Reference (Hersteller: Event Electronics).

Zum Abspielen der akustischen Stimuli verwendeten wir einen PC und die Software Presentation (Hersteller: Neurobehavioral Systems Inc., Albany, Texas) Die Software ist in der Lage, die gespeicherten Stimuli über die Soundkarte (und damit die angeschlossenen Lautsprecher) nach dem vorgegebenen Oddball-Paradigma abzuspielen und dazu über den Parallelport in Echtzeit an den Adapter „Brain BUA64“ die entsprechenden Triggersignale S2, S3 und S4 zu senden.

Die Aufzeichnung der EEG-Daten gemeinsam mit dem Trigger-Signal erfolgte über den USB-Anschluss eines zweiten PC. Dazu wurde das Programm Vision Analyzer (Hersteller: BrainVision GmbH, München) benutzt. Auf dem Rechner wurden die Daten anonymisiert gespeichert. Als Abtastrate wurden 5.000 Hz gewählt.

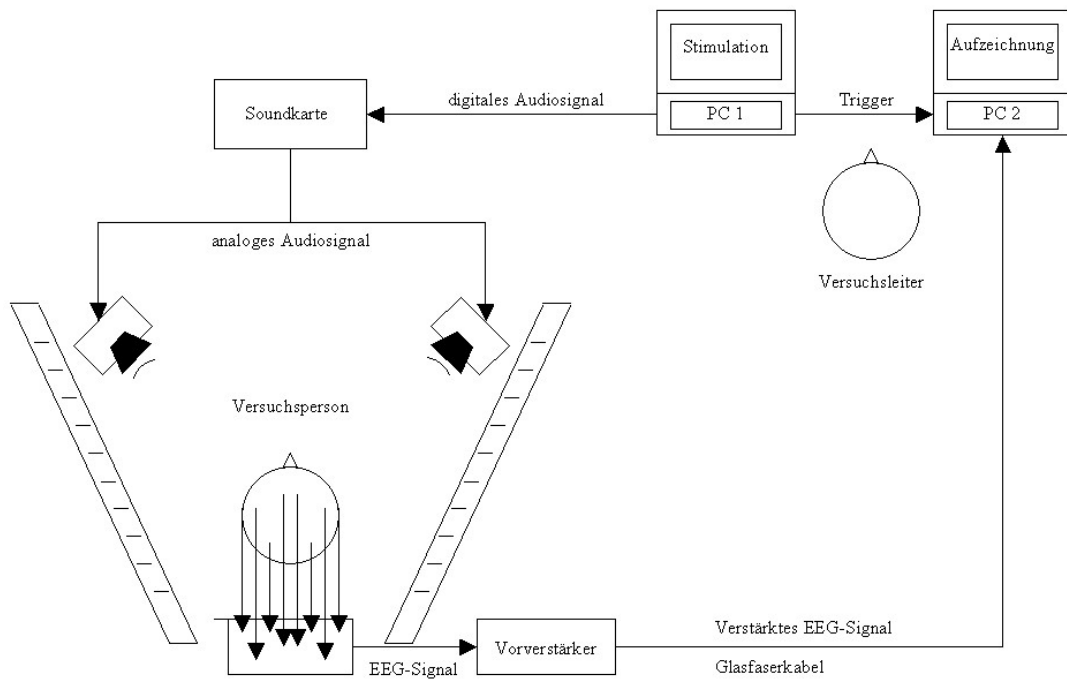


Abb. 2.7: Anordnung der Messgeräte: PC 1 spielt die Stimuli ab und sendet zeitgleich ein Triggersignal an PC 2, der kontinuierlich EEG und zugehörige Triggersignale aufzeichnet.

Das eigentliche Mess-System (Hersteller: BrainProducts GmbH, München) besteht aus dem Steckbrett „ElectrodeInputBox“ (S/N EIB153) mit 64 Kanälen zzgl. zwei Referenz- und zwei Erdungskanälen zum Anschluss der Elektroden (Eingang) und der Verstärker (Ausgang, max. zwei), daran ist der Verstärker „Brain Amp“ (S/N AMP0102012) angeschlossen, der über 32 monopolare Kanäle verfügt. Die frühe Verstärkung dient der Verringerung von Artefakten, die infolge Einstreuungen in die Kabel entstehen. Das verstärkte Signal wird durch ein Glasfaserkabel an den Adapter Brain BUA64 (S/N BUA64-0408059) weitergeleitet, der die Trigger-Signale zur gemeinsamen Registrierung mit den EEG-Signalen an den zweiten PC überträgt.

2.7 Versuchsablauf

Zunächst wurde ein Verhaltensexperiment durchgeführt. Die Versuchspersonen erhielten die Anweisung, Klänge, mittels Mausklick als „rein“ oder „unrein“ zuzuordnen. Die Probanden waren vorher darüber informiert worden, dass in jeder Serie eine unbekannte Anzahl verstimmter Töne enthalten sei. Über das Ausmaß der Verstimmung wurde keine Mitteilung gemacht. Die drei Serien enthielten jeweils 50 Klänge, darunter 10 abwei-

chende („unrein“) . Mittels PC und der Software „Presentation“ wurden die Mausklicks registriert. Dieser Versuchsteil wurde mit den gleichen Klängen und nach dem gleichen Oddball-Paradigma unter den Bedingungen *forte*, *forte+Otoplastik* und *piano* wie der darauf folgende Versuchsteil (EEG-Registrierung, s. Abschnitt 2.4) durchgeführt. Die Dauer betrug ca. 10–15 Minuten.

Nach einer kurzen Pause erfolgte dann die Stimulation nach dem Oddball-Paradigma in drei Serien mit EKP-Registrierung. Hierbei war der Proband zu keinerlei aktiver Mitarbeit animiert, auf eine ablenkende Aufgabe wurde jedoch verzichtet. Dieser Teil des Versuchs dauerte ca. 35–40 Minuten. Die Reihenfolge der drei verschiedenen Serien wurde pseudorandomisiert, ansonsten war der Versuchsablauf an den beiden Tagen identisch.

2.8 Datenverarbeitung

2.8.1 Verhaltensexperiment („Mausklick“)

Die Werte wurden als Prozentangabe (korrekt erkannte Klänge in %) in eine Excel-Tabelle übertragen. Nach Abschluss des Versuchs wurden die Werte mit Hilfe der Software GraphPad Prism statistisch analysiert. Mithilfe einer Varianzanalyse (repeated measures ANOVA) wurden die Mittelwerte auf möglicherweise vorliegende signifikante Abweichung überprüft. Mittels t-Test für gepaarte Stichproben wurde weiterhin untersucht, ob die Mittelwerte der Versuchsergebnisse sich hinsichtlich Benutzung der Otoplastiken, Verringerung der Schallintensität oder Veränderung des Stimulusunterschieds unterscheiden. Das Signifikanzniveau wurde auf $\alpha = 5\%$ festgelegt.

2.8.2 Verarbeitung der EKP-Daten

Die vom Messrechner aufgezeichneten EEG-Rohdaten wurden auf einem PC weiterverarbeitet. Dazu wurde weiterhin die schon für die EEG-Registrierung verwendete Software Vision Analyzer genutzt, die auch für die Auswertung evozierter Potentiale geeignet ist.

2.8.2.1 Aufbereitung der EEG-Daten

Die aufgezeichneten Daten jedes einzelnen Roh-EEG wurden mit folgenden Funktionen in der angegebenen Reihenfolge für die weitere Verarbeitung aufbereitet: Die Rohdaten durchliefen zunächst ein notch-Filter (Eigenschaften: 50 Hz Bandsperrefilter, Bandbreite

5 Hz symmetrisch. Flankensteilheit 24 dB/Oktave) zur Eliminierung von Wechselstrom-Artefakten aus der Umgebung des Messplatzes.

Mit der Funktion DC-Detrend können Artefakte durch abdriftende Übergangswiderstände einzelner Elektroden während des Versuchs korrigiert werden. Die Länge des Intervalls vor dem Marker und die Länge des Intervalls vor DC-Korrektur wurden auf 100 ms festgelegt. Die mittlere Spannung aller dieser Prästimulusintervalle wird berechnet. Über die gesamte Dauer der EEG-Aufzeichnung wird der durch lineare Regression ermittelte Wert von allen Ursprungsdaten abgezogen.

Das Verfahren nach Gratton & Coles, das integrativer Bestandteil der Software ist, dient der Berichtigung des EEG um Artefakte durch Augenbewegungen, getrennt für horizontale und vertikale Bewegungen. Es waren nur die vertikalen Augenbewegungen verfügbar, da die Kanalkapazität auf 32 beschränkt war.

Bei der Funktion handelt es sich um eine allgemeine Artefaktkorrektur hochamplitudiger Störsignale, die meist physikalisch durch Husten, Niesen, Schlucken und andere Muskelaktivitäten hervorgerufen werden. Es wurde die halbautomatische Erkennung ohne individual-channel-mode gewählt. Kriterien:

- Bad gradient: mehr als $60 \mu\text{V}$ Differenz zwischen zwei benachbarten Abtastpunkten
- Bad amplitude: mehr als $\pm 200 \mu\text{V}$ Amplitude
- Low activity: weniger als $0,50 \mu\text{V}$ Amplitude in einem Intervall von 100 ms

Die nach den gewählten Kriterien in mindestens einer Ableitung erkannten möglicherweise artefaktbehafteten Abschnitte wurden einzeln überprüft. Einzelne Artefakte in okzipitalen Ableitungen wurden ignoriert, da diese lediglich der Darstellung der Topographie dienen, alle anderen betroffenen Abschnitte gingen nicht in die weitere Verarbeitung der Daten ein. Als Bandpassfilter wurde ein phasenshiftfreier Butterworth-Filter mit einer Flankensteilheit 24 dB/Oktave ober- und unterhalb der Grenzfrequenzen von 0,3 Hz und 30 Hz eingesetzt.

2.8.2.2 Aufbereitung der AEP-Daten

Die so um Artefakte bereinigten EEG-Daten wurden nun für eine Bewertung der akustisch evozierten Potentiale in Segmente von 1.100 ms Dauer (100 ms vor bis 1.000 ms nach Stimulus) aufgeteilt, nach den jeweiligen Triggern S2, S3 und S4 des Paradigmas sortiert und gemittelt („averaging“). Die Anzahl der nach Artefaktkorrektur in die Mittelung eingehenden Segmente ist im Anhang in Tabelle A1.1 auf S. 89 aufgeführt.

Zuletzt wurde die mittlere Spannung des Abschnitts 100–0 ms vor Eintritt eines Stimulus ermittelt und für jedes Segment als neuer Nullpunkt der Spannung zum Zeitpunkt des Triggersignals festgelegt (Basisdrift-Korrektur). Als Ergebnis erhält man eine Darstellung der EKP wie in Abb. 2.8, die aufgrund der wenigen in die Mittelung eingehenden Segmente noch artefaktbehaftet ist.

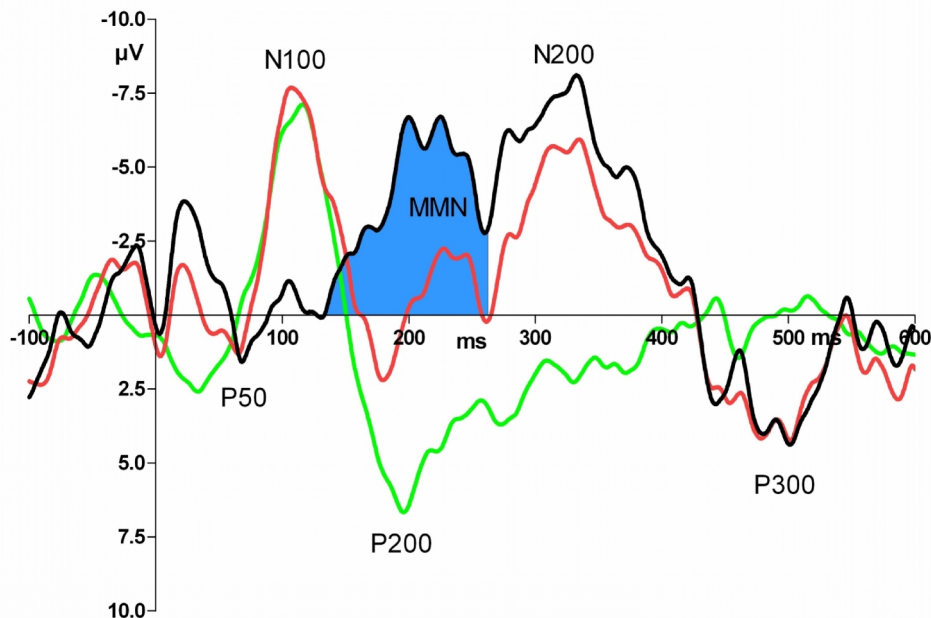


Abb. 2.8: EKP eines einzelnen Individuums. Elektrode C4. Standard:Deviant 4:1, 181 Segmente. Standard grün, Deviant rot, Differenzkurve schwarz. Man beachte die Artefakte im Vgl. zum GA des gleichen Paradigmas auf S. 25. Auf die MMN folgt eine N200 mit großer Amplitude, die teilweise mit der MMN überlappt, und eine P300.

Nach Abschluss der Versuche wurden aus den einzelnen Datensätzen der Probanden sekundär transformierte Datensätze in Form von „Grand Averages“ (GA) für jede Ableitung zur Darstellung der MMN in Form der Differenzkurve aus EKP des Standardstimulus’ und des Deviants erstellt. Grand Averages sind gewichtete Mittelungen der EKP einer Gruppe von Versuchspersonen. Die Differenzkurve wurde visuell auf das Auftreten einer für die MMN typische Kurvenform (Lang et al. 1995) mit einer gleichzeitig auftretenden fronto- bzw. zentrot temporalen Negativierung parasagittal rechts im Latenzbereich von ca. 80–350 ms überprüft. Nach visueller Begutachtung der Differenzkurven wurde der Latenzbereich 150–280 ms als für eine weitere statistische Auswertung geeignet festgelegt, da in allen Grand Averages dieser Bereich nach dem MMN-Onset beginnt und wenig mit der N200 überlappt. Eine MMN mit einer peak-Amplitude von mehr als $-2,0 \mu\text{V}$ in mindestens einer Ableitung eines Grand-Averages in Verbindung mit der

typischen Topographie wurde als ausreichend angesehen. Die Daten wurden mittels Generic Data Export ins ASCII-Format übertragen und standen somit für eine weitere Analyse zur Verfügung.

2.8.3 Statistische Analyse der EKP-Daten

Die weitere Verarbeitung jener Daten, die den Kriterien genügten, erfolgte mit der Statistik- und Grafiksoftware GraphPad Prism 4.0. Nach Import der ASCII-Daten in das Programm wurden die AEP-Daten der Grand averages aller drei Versuche beider Versuchstage erneut graphisch einzeln dargestellt und eine Peak-Analyse der MMN durchgeführt. Eine genauere statistische Analyse wurde für die Elektrode Cz sowie mindestens eine weitere Ableitung durchgeführt, in der in allen drei Serien die größten peak-Amplituden festgestellt wurden. Diese Analyse umfasste die Ermittlung von Onset, peak-Amplitude und Offset der MMN, sowie der Fläche unter der Kurve der MMN als wichtigstem Maß für Unterschiede in der Diskrimination. Die ermittelten Werte wurden einem einseitigen t-Test für gepaarte Stichproben unterzogen. Das Signifikanzniveau wurde für alle EKP-Komponenten gleichfalls auf $\alpha = 5\%$ festgelegt.

3 Ergebnisse

3.1 Audiometrie

Die Audiometrie (Luftleitung) wurde nach Altersgruppen 20 – 29 und 30 – 39 Lebensjahre ausgewertet. Die gemessenen Werte liegen innerhalb eines Konfidenzintervall von 95 % entsprechend DIN EN ISO 7029 für ein normales Gehör. Eine als Lärmschwerhörigkeit interpretierbare c5-Senke liegt bei keinem der Probanden vor.

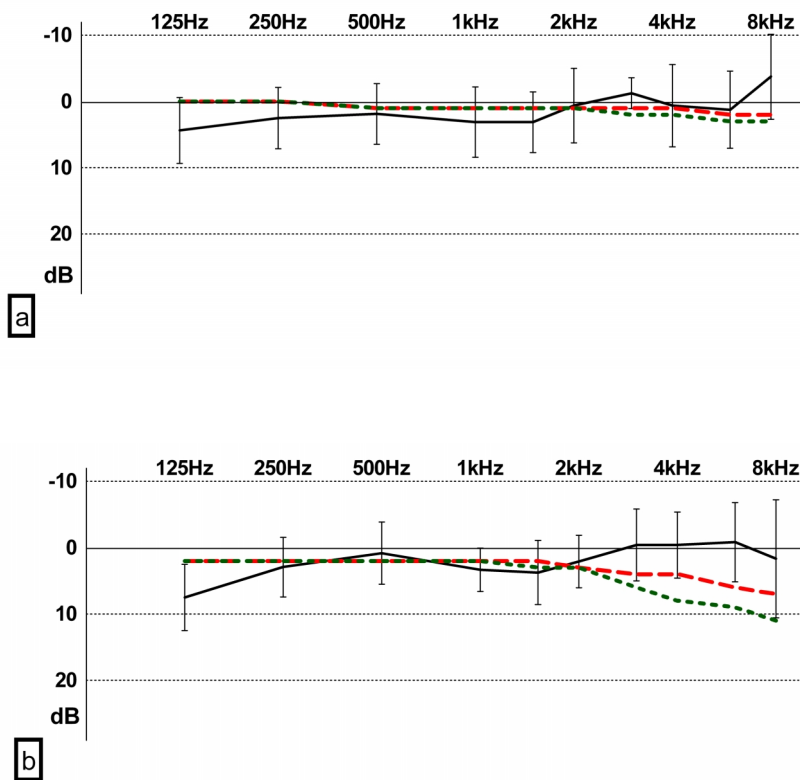


Abb. 3.1: Audiometrie, Luftleitung. Schwarze Linien: Mittelwert und SA der Versuchsgruppe. Median der Altersgruppe nach DIN EN ISO 7029 (Frauen rot, Männer grün).
a: Altersgruppe 20 – 29 Jahre, $n = 8$ Ohren. b: Altersgruppe 30 – 39 Jahre, $n = 12$ Ohren.

3.2 Ergebnisse der Befragung

Von den 10 Musikern sind drei als Geiger, zwei als Bratscher und je einer als Cellist, Fagottist, Trompeter, Hornist oder Sänger tätig. Die individuelle Übezeit beträgt durchschnittlich 11,4 h/Woche (n=10, SA 5,3 h), außerdem proben die befragten Musiker 19,4 h/Woche (n=10, SA 12,7 h). Die Anzahl der monatlichen Proben beträgt ca. 24/Monat (n=9, SA 8,0), die Anzahl der Konzerte ca. 9/Monat (n=10, SA 4,7). Fünf der befragten Musiker erteilen Instrumentalunterricht, die durchschnittliche Dauer beträgt 4,5 h /Woche (n=5, SA 10,0 h). Vor Beginn der Versuche wurden die Musiker gebeten, einen Fragebogen (s. Anhang A1.1) zur Selbsteinschätzung ihres Gehörs und der Lärmbelastung am Arbeitsplatz auszufüllen. Die Fragen 1, 3 und 4 zu vorbestehenden Ohrerkrankungen wurden von 9 Musikern verneint, ein Musiker berichtete über einen Trommelfelldefekt ohne nähere Angaben, das Audiogramm dieses Musikers ist normal. Vier von 10 Musikern berichten über Schwerhörigkeit bei nahen Verwandten.

Mit Hilfe einer visuellen Analogskala wurden folgende Werte erhoben:

- Allgemeine Selbsteinschätzung des Gehörs, untere Grenze „sehr schlecht“ (0), obere Grenze „hervorragend“(100): Mittelwert 81,2 (n=10, SA 12,0).
- Laute Musik und Geräusche stören „ja, sehr oft“ (0), nein, selten (100): Mittelwert 30,6 (n=10, SA 31,0).
- Tragen von Gehörschutz stört bei der Arbeit „gar nicht“ (0), „sehr“ (100): Mittelwert 76,9 (n=9, SA 28,2).

Von den 10 Musikern besitzen fünf Otoplastiken, die von ihnen überwiegend in Proben und selten in Konzerten während lauter Orchesterpassagen, jedoch nie beim Üben benutzt werden. *Nicht* benutzt wird von drei der fünf Musiker der Gehörschutz beim Spiel im pianissimo und bei solistischem Spiel innerhalb des Orchesters. Alle 10 Musiker können der Aussage, dass „Gehörschutz bei der Arbeit in keiner Weise stört“ *nicht* zustimmen. Acht von zehn Musikern beklagen eine erschwerte Kontrolle der Einordnung des eigenen Spiels in den Gesamtklang, sieben von zehn Musikern befürchten explizit eine Beeinträchtigung der eigenen Intonation. Drei von 10 Musikern stimmen der Aussage, „dass Kollegen, die Gehörschutz verwenden, schlechter spielen“ zu, von diesen verwenden zwei selbst Gehörschutz. Als besonders laut werden Schlaginstrumente (8 x), Trompete (5 x) und Piccoloflöte (4 x) genannt.

3.3 Verhaltensexperiment: Differenzierung per 'Mausclick'

Die Aufgabe, zwei verschiedene, in zufälliger Reihenfolge dargebotene Klänge mittels Mausclick als 'rein' oder 'verstimmt' zuzuordnen, führte zu den in den Abbildungen 3.2 und 3.3 zusammengefassten Ergebnissen, die im Folgenden erläutert werden.

3.3.1 Klangunterscheidungsaufgabe: Deviant 1

Zunächst wurde betrachtet, ob eine richtige Zuordnung der Klänge möglich ist. Dies gelingt im Fall von Deviant 1 mit einer Genauigkeit von 85,4% im Mittel aller drei Versuche. Am Besten ist die Diskrimination bei der Ausgangssituation (Bedingung *forte* $\bar{x}=88,6\%$), etwas schlechter bei Verwendung der Otoplastiken ($\bar{x}=86,2\%$). Die Häufigkeit richtig differenzierter Klänge sinkt bei verringerter Stimulusintensität (*piano*) auf einen Mittelwert von $\bar{x}=81,4\%$.

Tab. 3.1: Verhaltensexperiment (Standard vs. Deviant 1), richtige Zuordnung als „rein“ oder „verstimmt“ in %. Mittelwert \bar{x} , Standardabweichung s . Klänge im *piano* (**p**) werden signifikant schlechter differenziert (*).

DEVIANT 1	<i>f</i>	<i>f+Otoplastik</i>	<i>p</i>	Insgesamt
$\bar{x} \pm s$	88,6 ±15,6	86,2 ±17,1	81,4* ±17,8	85,4 ±16,5
Minimum – Maximum	52 – 100	46 – 100	38 – 100	38 – 100
Median	96	90	81	88
n	10	10	10	30

Mittels einer Varianzanalyse (repeated measures ANOVA) konnte ein Hinweis auf Signifikanz festgestellt werden ($p=0,0236$). Für die weitere Untersuchung wurde der t-Test für gepaarte Stichproben angewendet. Der Unterschied zwischen den Bedingungen *forte* und *forte+Otoplastik* ist auf dem gewählten Niveau nicht signifikant ($p=0,1394$). Jedoch unterscheidet sich die Differenzierungsrate der Bedingung *piano* signifikant sowohl von der Bedingung *forte* ($p=0,0126$) als auch *forte+Otoplastik* ($p=0,0387$).

Die interindividuellen Unterschiede sind groß: Es gelang nur einem Probanden, alle Klänge richtig zu differenzieren, das schlechteste Ergebnis beträgt 38%. Die Werte sind normalverteilt, die Ergebnisse dieses Versuchs sind in Abb. 3.2.a graphisch dargestellt (rote Säulen), die statistischen Eckdaten können der Tab. 3.1 entnommen werden.

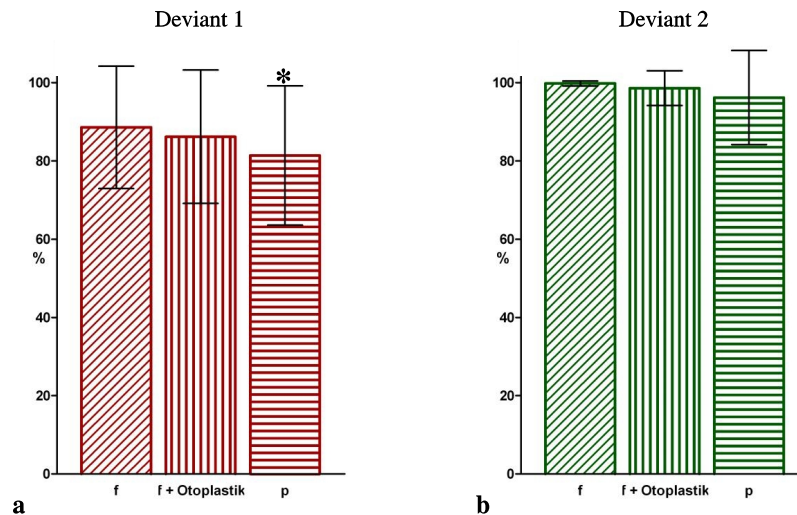


Abb. 3.2: Verhaltensexperiment ('Mausklick'). Richtige Zuordnung aller gehörten Klänge als „rein“ oder „verstimmt“ in %. Bedingungen *forte*, *forte+Otoplastik* und *piano*. $n=10$. Rote Balken a: Deviant 1 (Quinte -12 cent). Grüne Balken b: Deviant 2 (Quinte -30 cent).

Im *piano* dargebotene Klänge werden voneinander signifikant schlechter differenziert. Durch Tragen von Otoplastik möglicherweise hervorgerufene Unterschiede sind nicht signifikant. Deviant 2 wird in allen Fällen signifikant besser differenziert (s. auch Tab. 3.3).

3.3.2 Verhaltensexperiment: Deviant 2

Eine Wiederholung dieses Experiments am zweiten Versuchstag mit dem stärker alterierten Deviant 2 zeigt eine nahezu vollständig korrekte Zuordnung aller Klänge, insgesamt von im Mittel 98,2%. Unter den Bedingungen *forte* werden $\bar{x}=99,8\%$, *forte+Otoplastik* $\bar{x}=98,6\%$, und *piano* $\bar{x}=96,2\%$ der Klänge richtig zugeordnet. Die Ergebnisse sind nicht normalverteilt, die geringen Unterschiede der Ergebnisse der drei Versuche voneinander sind nicht signifikant. Die Ergebnisse sind in Abb. 3.2.b (grüne Säulen) dargestellt, die statistischen Eckdaten finden sich in Tab. 3.2.

Tab. 3.2: Verhaltensexperiment (Standard vs. Deviant 2), richtige Zuordnung als „rein“ oder „verstimmt“ in %. Mittelwert \bar{x} , Standardabweichung s .

DEVIANT 2	<i>f</i>	<i>f+Otoplastik</i>	<i>p</i>	<i>Insgesamt</i>
$\bar{x} \pm s$	$99,8 \pm 0,6$	$98,6 \pm 4,4$	$96,2 \pm 12,0$	$98,2 \pm 7,3$
Minimum – Maximum	98 – 100	86 – 100	62 – 100	62 – 100
Median	100	100	100	100
n	10	10	10	30

3.3.3 Verhaltensexperiment. Deviant 1 vs. Deviant 2

Da die Diskrimination beim stärker alterierten Deviant 2 augenfällig besser ist, wurde mittels t-Tests für gepaarte Stichproben der statistische Zusammenhang dieses Ergebnisses mit dem des weniger devianten Stimulus' überprüft. Im Vergleich der beiden Versuchstage wird eine signifikant bessere Diskrimination in allen Einzelversuchen festgestellt, die bessere Unterscheidung des Deviant 2 vom Standard insgesamt (n=30) ist höchst signifikant ($p=0,0003$, s. Tab. 3.3 und Abb. 3.2).

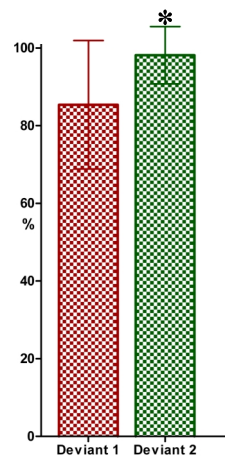


Abb. 3.3: Richtige Zuordnung der Klänge als „rein“ oder „verstimmt“ in %, n=30. Das Verhaltensexperiment unter Verwendung von Standard vs. Deviant 2 (grüne Säule) zeigt höchst signifikant bessere Ergebnisse als Standard vs. Deviant 1 (rote Säule).

Tab. 3.3: Verhaltensexperiment ('Mausklick'): Bei Verwendung von Deviant 1 im piano signifikant (*) schlechtere Differenzierung als im forte oder forte+Otoplastik. Der Unterschied zwischen den Bedingungen forte und forte+Otoplastik ist auf dem gewählten Niveau nicht signifikant. Deviant 2 wird unter allen Bedingungen höchst signifikant (***) besser vom Standard differenziert als Deviant 1.

STANDARD VS. DEVIANT 1		<i>f</i>	<i>f+Otoplast.</i>	<i>p</i>	Dev. 1 alle
STANDARD	<i>f</i>	x	0,1394	0,0126*	x
vs.	<i>f+Otoplastik</i>	0,1394	x	0,0387*	x
DEVIANT 1	<i>p</i>	0,0126*	0,0387*	x	x
STANDARD	<i>f</i>	p=0,0259*	x	x	x
vs.	<i>f+Otoplastik</i>	x	p=0,0333*	x	x
DEVIANT 2	<i>p</i>	x	x	p=0,0254*	x
Dev. 2 alle		x	x	x	p=0,0003***

3.4 EKP–Experiment

3.4.1 Mismatch Negativity – Deviant 1

In den Experimenten mit einer um 12 cent herabgestimmten Quinte konnten sowohl für den Standardstimulus wie auch für den devianten Stimulus ereigniskorrelierte Potentiale abgeleitet werden, in denen P50, N100 und P200 deutlich abgrenzbar sind. Die Differenzkurven sind aufgrund der geringen Anzahl gemittelter Potentiale auch in der Darstellung als Grand Average artefaktbehaftet.

In den Differenzkurven für die Bedingung *forte* wurden ausschließlich negative Maxima von weniger als $-2,0 \mu\text{V}$ festgestellt. Für die Bedingung *piano* wird nur für frontoparietale Lokalisation eine über $-2,0 \mu\text{V}$ hinausgehende Negativierung beobachtet. Zentrale Elektroden erreichen maximal $-1,4 \mu\text{V}$ (Cz und C4). Unter der Bedingung *forte+Otoplastik* wird eine Negativierung der Differenzkurve posterozentral beobachtet, deren Amplitude am stärksten wird für die Elektroden Pz und CP2 ($-2,6 \mu\text{V}$). Für die Elektrode Cz erreicht die Amplitude maximal $-2,5 \mu\text{V}$ bei einer Latenz von 247,0 ms. Das eventuelle Onset im Bereich von 45,0 ms und das späte Offset (409,2 ms) in Verbindung mit einer geringen Amplitude sprechen gemeinsam mit der Lokalisation nicht klar für eine MMN, sondern zumindest teilweise für Artefakte. In keinem der EKPs werden im Grand Average die Komponenten N200 oder P300 sichtbar.

Da die Differenzkurven sowohl der individuellen EKPs (Abb. 3.5) als auch der Grand Averages (Abb. 3.4) stark artefaktbehaftet sind, erscheint eine statistische Auswertung nicht sinnvoll. Auf weitere Abbildungen wird verzichtet.

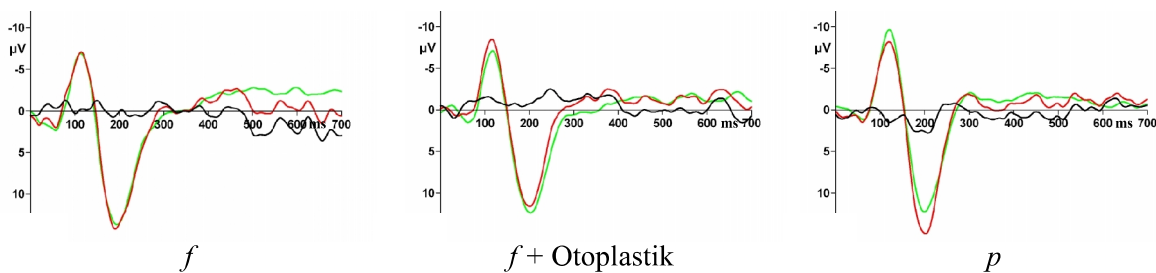


Abb. 3.4: EKPs in Form von Grand Averages 0–700 ms nach Stimulus, Elektrode Cz, $n=10$. Standard grün, Deviant rot, Differenzkurve schwarz. P50, N100 und P200 werden sowohl vom Standard als auch vom Deviant 1 hervorgerufen. Eine an eine MMN erinnernde schwache Negativierung entsteht für die Bedingung *forte+Otoplastik* mit einer Latenz von 247 ms.

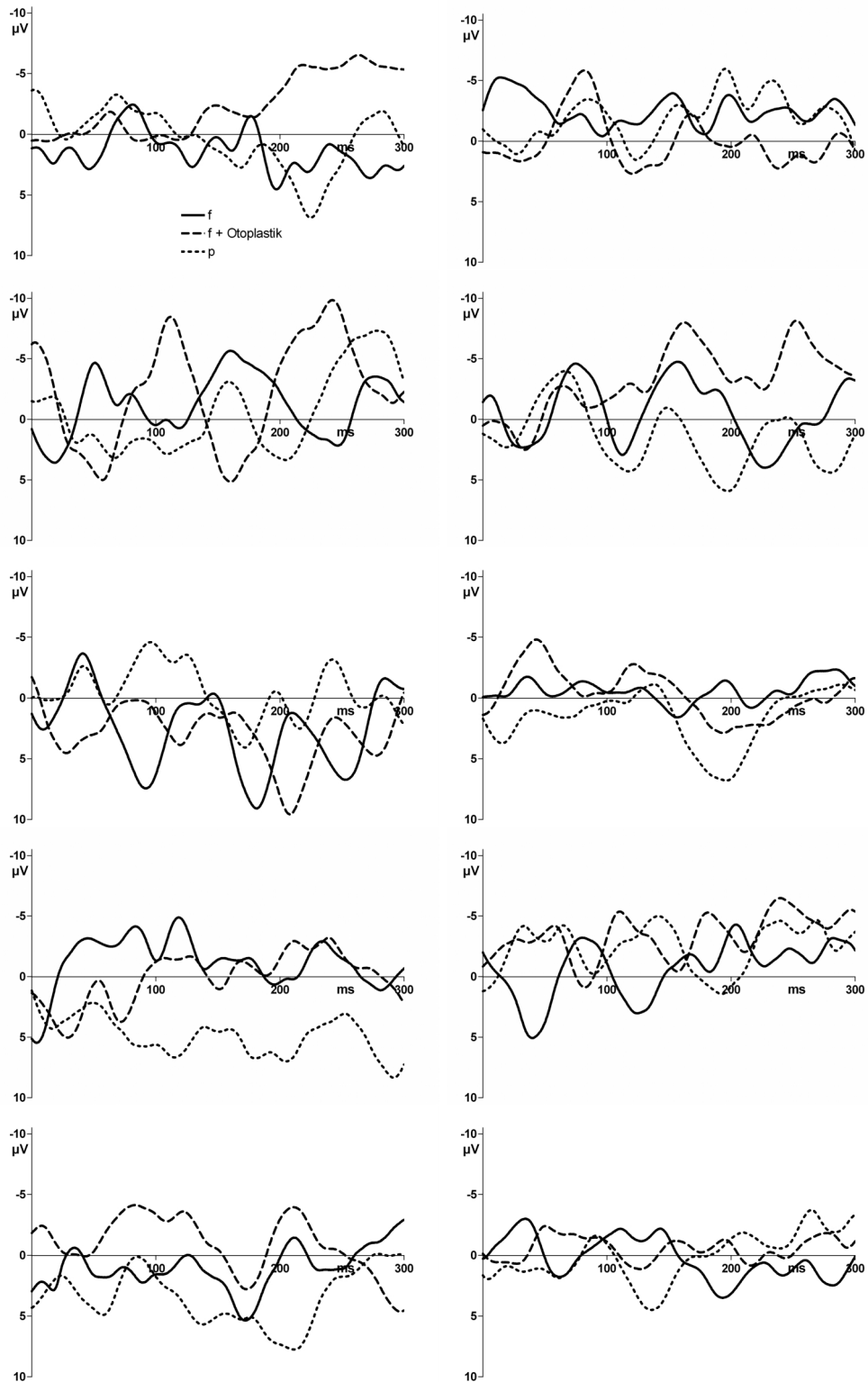


Abb. 3.5: MMN. Individuelle EKGs, Deviant 1, Elektrode Cz. Y-Achse Amplitude [μV], x-Achse Latenz [ms]. Man beachte die artefaktbehafteten Kurvenformen. In insgesamt 5 von 30 Differenzkurven ist eine an eine MMN erinnernde Kurvenform sichtbar. Auch im GA (s. S. 51) wird eine MMN nicht eindeutig abgrenzbar.

3.4.2 Mismatch Negativity – Deviant 2

3.4.2.1 Visuelle Analyse der Kurvenform und Topographie

Am zweiten Versuchstag konnte in allen Serien in den Grand Averages eine für die MMN typische Kurvenform mit (fronto)zentraler rechtshemisphärisch betonter Topographie nachgewiesen werden, die in vielen Ableitungen Werte von $-2,0 \mu\text{V}$ deutlich überstieg. Für die Auswertung wurden aufgrund der Topographie (s. Abb. 3.6) die Elektroden Cz und C4 als repräsentativ ausgewählt. Mittels t-Test für gepaarte Stichproben wurde zunächst überprüft, ob die Werte der Differenzkurve sich von einem hypothetischen Wert 0 unterscheiden, d.h., ob die Differenz der EKP-Kurven der Standardstimuli und der devianten Stimuli signifikant ist. Die Nullhypothese konnte hier mit einer Signifikanz von $p < 0,0001$ abgelehnt werden, die Werte erscheinen für eine weitere Analyse geeignet.

Der Peak der Differenzkurve im Grand Average trat mit einer Latenz von ca. 210–240 ms auf. Der zweite Gipfel der Differenzkurve der Bedingung *forte+Otoplastik* ist posterozentraler lokalisiert, daraus resultiert eine fast gleich große zweite Amplitude in Cz, nicht jedoch in C4. Der zweite Peak wird aufgrund der Topographie als N200 interpretiert, diese hat in den anderen Serien eine geringere Amplitude. Die individuellen EKPs sind auf Seite 54 abgebildet.

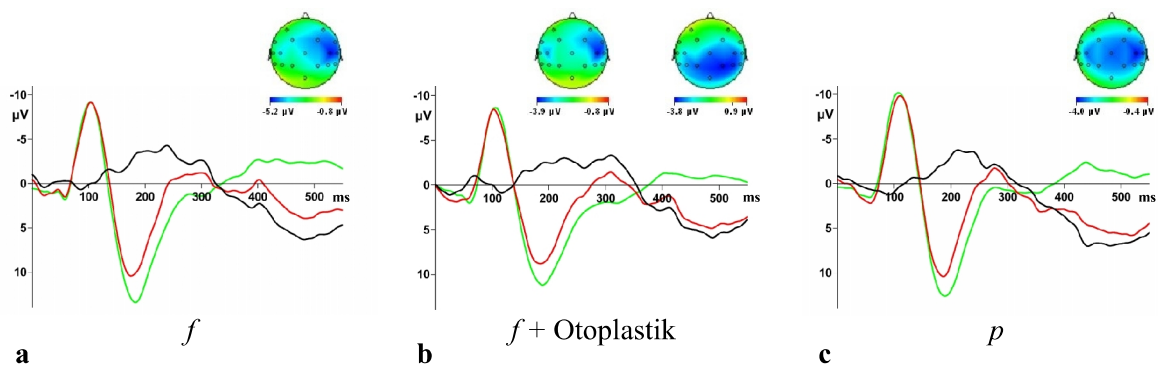


Abb. 3.6: Grand Averages 0–550 ms nach Stimulus, Elektrode Cz, $n=10$. Standard grün, Deviant rot, Differenzkurve schwarz. Die zweigipflige MMN wird gefolgt von N2b und P3a. Topographie des jeweils größten negativen Peaks der Differenzkurve (in b Topographie beider Peaks).

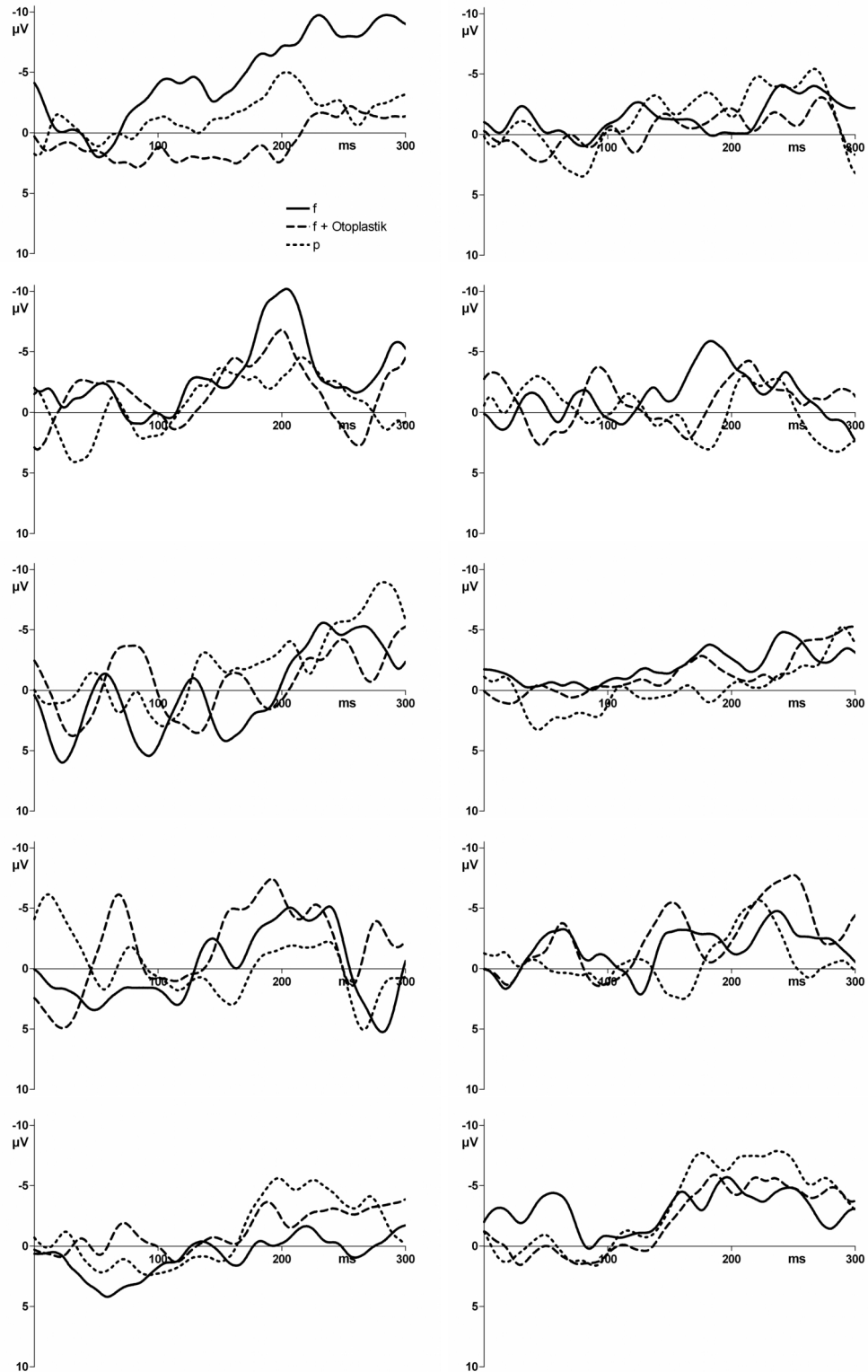


Abb. 3.7: MMN. Individuelle EKGs, Deviant 2, Elektrode Cz. Y-Achse Amplitude [μV], x-Achse Latenz [ms]. Man beachte die noch artefaktbehafteten Kurvenformen und die erheblichen interindividuellen Unterschiede

3.4.2.2 MMN: Onset, peak-Latenz und peak-Amplitude

Die individuellen EKPs der einzelnen Probanden wurden visuell ausgewertet und mit Hilfe der Software Onset, peak-Amplitude und peak-Latenz der MMN für die Elektroden Cz und C4 ermittelt. Als MMN-Peak angesehen wurden negative Maxima im Bereich von 150–280 ms nach Stimulus, als Onset der letzte Schnittpunkt der Kurve mit der x-Achse vor diesem Maximum. In beiden Ableitungen wurde für die Bedingungen *forte+Otoplastik* und *piano* tendenziell ein späteres Onset und eine kleinere Amplitude der MMN beobachtet. Am auffälligsten sind die Verringerungen der Amplitude an der Elektrode C4 um $1,30 \mu\text{V}$ ($-19,2\%$, $p=0,0865$) und $1,10 \mu\text{V}$ ($-16,3\%$, $p=0,1269$), s. Tab. 3.4. Die peak-Latenz ist für die Bedingung *piano* tendenziell verlängert. Diese Unterschiede sind statistisch allerdings nicht signifikant.

Tab. 3.4: Mismatch Negativity: MMN-Onset, $-$ peak-Latenz und $-$ peak-Amplitude (Standard vs. Deviant 2). Mittelwert \bar{x} und Standardabweichung s . Tendenziell späteres Onset und geringere Amplitude für Bedingungen *forte+Otoplastik* und *piano*.

DEVIANT 2	Bedingung	C4, $\bar{x} \pm s$	Cz, $\bar{x} \pm s$
Onset [ms]	<i>f</i>	131,2 ms \pm 33,4	122,3 ms \pm 60,0
	<i>f+Otoplastik</i>	143,5 ms \pm 28,9	141,4 ms \pm 35,2
	<i>p</i>	142,7 ms \pm 35,6	144,5 ms \pm 34,0
peak-Latenz [ms]	<i>f</i>	225,1 ms \pm 23,7	222,5 ms \pm 20,8
	<i>f+Otoplastik</i>	224,7 ms \pm 25,8	228,5 ms \pm 36,6
	<i>p</i>	232,5 ms \pm 44,3	235,1 ms \pm 31,0
peak-Amplitude [μV]	<i>f</i>	$-6,76 \mu\text{V} \pm 2,56$	$-5,76 \mu\text{V} \pm 2,52$
	<i>f+Otoplastik</i>	$-5,46 \mu\text{V} \pm 1,52$	$-4,97 \mu\text{V} \pm 1,90$
	<i>p</i>	$-5,66 \mu\text{V} \pm 1,68$	$-5,21 \mu\text{V} \pm 2,03$

3.4.2.3 MMN: Fläche unter der Kurve

Der Bereich der Differenzkurve der Grand Averages 150–280 ms nach Stimulus, der die Maxima aller drei Versuche einschließt, wurde hinsichtlich Unterschieden der Fläche unter der Kurve (AUC) für die Elektroden Cz und C4 ausgewertet. Für beide Ableitungen ist die AUC der Bedingung *forte* im gewählten Bereich größer als unter den Bedingungen

- *forte+Otoplastik*: $-21,4\%$ (Cz) resp. $-9,1\%$ (C4)
- *piano*: $-19,3\%$ (Cz) resp. $-11,7\%$ (C4)

Diese Veränderungen der AUC bei Verwendung von Otoplastiken oder Verringerung der Stimulusintensität gegenüber der Ausgangssituation sind als höchst signifikant ($p < 0,0001$) einzustufen, wohingegen zwischen den Bedingungen *forte+Otoplastik* und *piano* kein signifikanter Unterschied messbar wird. Siehe hierzu auch Tab. 3.8.

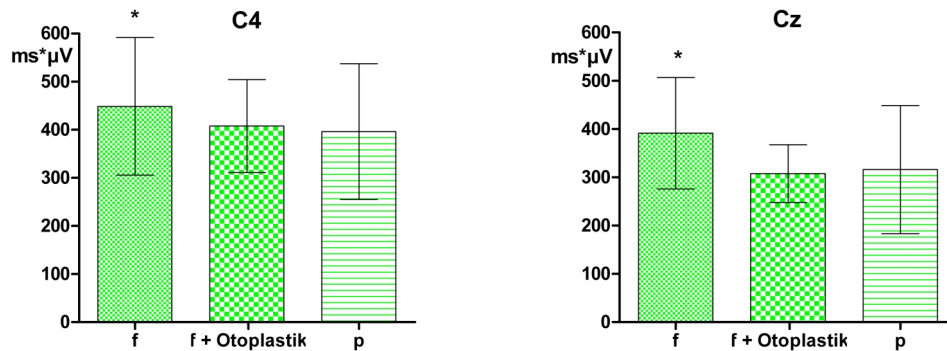


Abb. 3.8: MMN, Fläche unter der Kurve im Latenzbereich 150–280 ms, Ableitungen C4 und Cz. Mittelwert \bar{x} und Standardabweichung s . Die Fläche unter der Kurve ist in beiden Ableitungen für die Bedingung *forte* höchst signifikant größer.

Für die absoluten Werte der Flächen s. Tab. 3.5, die grafische Darstellung der untersuchten Bereiche sind in der Abb. 3.9 als blau markierte Bereiche zu erkennen. Die individuellen EKPs der Versuchspersonen finden sich im Anhang auf S. 54.

Tab. 3.5: MMN, Fläche unter der Kurve im Latenzbereich 150–280 ms, Ableitungen C4 und Cz. Mittelwert \bar{x} und Standardabweichung s . Der Unterschied der Fläche unter der Kurve sowohl für die Bedingung *forte+Otoplastik* als auch *piano* gegenüber der Bedingung *forte* ist in beiden Ableitungen höchst signifikant (jeweils $p < 0,0001$).

DEVIANT 2	Bedingung	C4, \bar{x} und s	Cz, \bar{x} und s
AUC [$ms * \mu V$]	<i>f</i>	448,4*** \pm 42,9 (100,0 %)	391,4*** \pm 115,3 (100,0 %)
	<i>f+Otoplastik</i>	407,6 \pm 96,7 (90,9 %)	307,6 \pm 59,7 (78,6 %)
	<i>p</i>	396,1 \pm 141,1 (88,3 %)	316,0 \pm 132,8 (80,7 %)

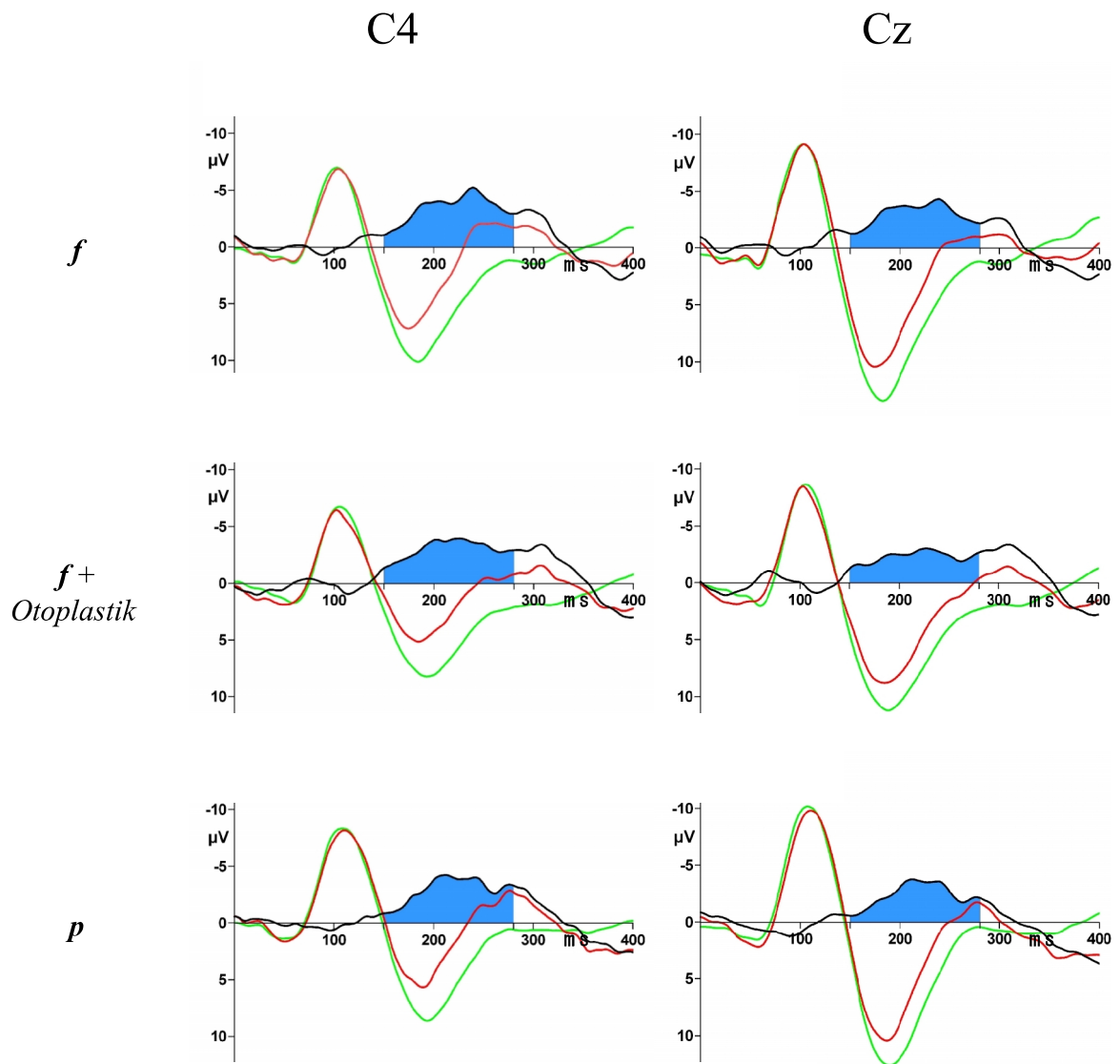


Abb. 3.9: EKPs in Form von Grand Averages, Standard vs. Deviant 2. Veranschaulichung des für die statistische Auswertung gewählten Bereiches der AUC. Latenz 0 – 400 ms, Elektroden C4 und Cz. Standard grün, Deviant 2 rot, Differenzkurve schwarz. Die blau gefüllte Fläche verdeutlicht die für die Auswertung gewählte Fläche unter der Kurve. Die AUC ist für die Bedingung forte in beiden Ableitungen größer.

3.4.3 N2b

Im Gegensatz zu den Versuchen mit Verwendung von Deviant 1 folgte unter Verwendung des Deviant 2 auf die MMN regelhaft die Komponente N2b. Da sich in den Grand Averages Unterschiede andeuteten, wurde die N2b genauer betrachtet. Es wurde die mittlere Amplitude im Latenzbereich 280–360 ms ermittelt und für die Mittelwerte eine einfaktorische Varianzanalyse für gepaarte Stichproben (repeated measures ANOVA) durchgeführt. Das Ergebnis wies auf signifikante Unterschiede hin ($p=0,0455$). Dies wurde mittels t-Test für gepaarte Stichproben weiter untersucht. Die mittlere Amplitude der N2b ist für die Bedingung *forte+Otoplastik* gegenüber den beiden anderen Bedingungen signifikant größer ($p=0,429$, *forte* resp. $p=0,0167$, *piano*).

Tab. 3.6: N2b, mittlere Amplitude im Latenzbereich 280–360 ms, Elektrode Cz. Mittelwert \bar{x} und Standardabweichung s . Die Amplitude für Bedingung *forte+Otoplastik* ist signifikant vergrößert.

N200 AMPLITUDE [μV]	<i>f</i>	<i>f+Otoplastik</i>	<i>p</i>
$\bar{x} \pm s$	$-0,6157 \pm 3,899$	$-2,174^* \pm 3,016$	$-0,0755 \pm 7,740$
Median	$-1,394$	$-2,927$	$0,5532$
n	10	10	10

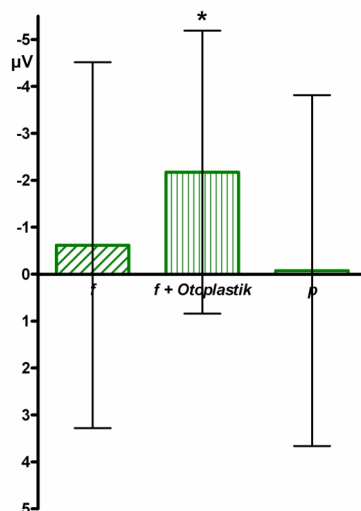


Abb. 3.10: N2b, mittlere Amplitude im Latenzbereich 280–360 ms, Elektrode Cz. Mittelwert \bar{x} und Standardabweichung s . Die mittlere Amplitude der N2b im angegebene Latenzbereich ist für die Bedingung *forte+Otoplastik* signifikant vergrößert.

3.4.4 P300

Wie bereits gezeigt wurde, konnte für Deviant 1 unter allen Bedingungen keine P300 nachgewiesen werden. Im Fall des stärker abweichenden Deviants 2 folgt auf die MMN jeweils regelhaft eine P300. Im Grand Average werden Peaks mit einer Amplitude von ca. $-8\mu\text{V}$ bis $-10\mu\text{V}$ und einer peak-Latenz von $476-505\text{ms}$ sichtbar.

Tab. 3.7: P300: peak-Latenz und peak-Amplitude (Standard vs. Deviant 2). Mittelwert \bar{x} und Standardabweichung s . Die Amplitude für Bedingung *forte+Otoplastik* ist signifikant kleiner als für *forte*.

DEVIANT 2	Bedingung	Latenz [ms], $\bar{x} \pm s$	Amplitude [μV], $\bar{x} \pm s$
peak-Latenz	<i>f</i>	512,0 \pm 63,4	13,18 \pm 5,18
	<i>f+Otoplastik</i>	504,3 \pm 65,4	10,63* \pm 5,59
	<i>p</i>	508,2 \pm 65,6	11,76 \pm 4,73

Die Mittelwerte der maximalen peak-Amplituden und peak-Latenzen der individuellen EKPs (ermittelt als lokales Maximum im Latenzbereich 250–600 ms) sind in Tabelle 3.7 dargestellt, die GA der Differenzkurven für die Elektrode Pz in Abb. 3.11. Für die Bedingung *forte+Otoplastik* ist die Amplitude gegenüber dem Ausgangswert *forte* signifikant verringert ($p=0,0366$). Die Differenz zur Bedingung *piano* ist nicht signifikant ($p=0,1087$). Die Abbildungen der individuellen Potentiale für die Elektrode Pz veranschaulichen die interindividuellen Unterschiede (s. S. 62).

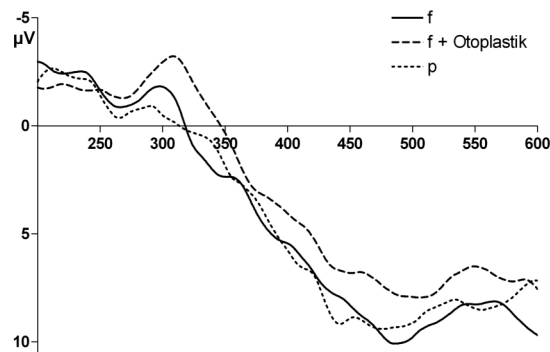


Abb. 3.11: P300, Latenzbereich 200–600 ms, Elektrode Pz. Durchgezogene Linie Bedingung *forte*, gestrichelte Linie *forte+Otoplastik*, gepunktete Linie *piano*.

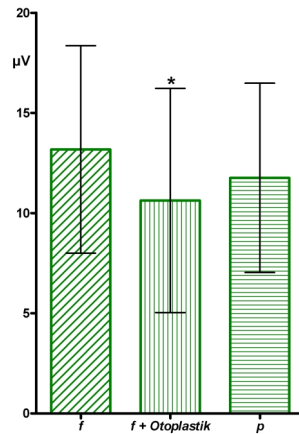


Abb. 3.12: Mittlere peak-Amplitude der P300, \bar{x} und s . Elektrode Pz. Die Amplitude ist für die Bedingung *forte+Otoplastik* gegenüber *forte* verkleinert.

3.5 Zusammenfassung

Verhaltensexperiment:

- Deviant 1 (Quinte -12 cent) wird im Mittel zu $85,4\%$ differenziert. Zwischen den verschiedenen Versuchsbedingungen sind Unterschiede nachweisbar:
 - Verringerung der Stimulusintensität (*piano*) führt zu signifikant schlechterer Differenzierung gegenüber der Bedingung *forte*.
 - Eine durch die Otoplastiken möglicherweise hervorgerufene Verschlechterung der Differenzierung gegenüber der Bedingung *forte* ist geringer ausgeprägt und auf dem gewählten Niveau nicht signifikant.
- Deviant 2 (Quinte -30 cent) wird unter allen drei verschiedenen Versuchsbedingungen signifikant besser, nahezu vollständig im Mittel zu $98,2\%$ differenziert.

EKP-Experiment:

- Mit Deviant 1 ließ sich lediglich für die Bedingung *forte+Otoplastik* eine fragliche MMN mit geringer Amplitude hervorrufen. P50, N100 und P200 sind gut ausgeprägt.
- Deviant 2 ruft eine typische, statistisch verwertbare MMN mit mittleren Amplituden von ca. $-5\mu V$ bis $-7\mu V$ hervor. Die Fläche unter der Kurve (AUC) ist für die Bedingung *forte* sowohl gegenüber *forte+Otoplastik* als auch im Vergleich mit *piano* höchst signifikant größer. Zwischen den Bedingungen *forte+Otoplastik* und

piano sind bezüglich der AUC allenfalls geringe Unterschiede zu beobachten, die nicht signifikant sind.

- Die Veränderungen in Onset, peak-Amplitude und peak-Latenz der MMN spiegeln die Ergebnisse der Auswertung der AUC der verschiedenen Versuchsbedingungen wider, sind für sich allein jedoch nicht signifikant.
- Die von Deviant 2 hervorgerufene MMN wird von einem N200-P300-Komplex gefolgt. Die mittlere Amplitude der Komponente N2b ist für die Bedingung *forte+Otoplastik* gegenüber beiden anderen Bedingungen signifikant höher, die Amplitude der nachfolgenden P300 ist nur gegenüber der Bedingung *forte* signifikant verringert. Die P300 der Bedingung *piano* unterscheidet sich von den anderen Bedingungen nicht signifikant.

Korrelation des Verhaltens- und EKP-Experiments

- Im Verhaltensexperiment werden bei Verwendung von Deviant 1 unterschiedliche Detektionsraten für die verschiedenen Versuchsbedingungen sichtbar. Im EKP-Experiment entstehen typische Kurvenformen, eine verwertbare MMN lässt sich jedoch nicht ableiten, ebenso treten die Komponenten N200 und P300 nicht auf.
- Die Detektionsrate für Deviant 2 ist im Verhaltensexperiment unter allen Bedingungen nahezu vollständig. Im EKP-Experiment entstehen typische Kurvenformen, die auch MMN, N2b und P300 beinhalten. Obwohl das Verhaltensexperiment keine Unterschiede (mehr) zeigt, werden in den EKP dennoch Diskriminationunterschiede sichtbar.
- Die im Verhaltensexperiment unter Verwendung von Deviant 1 festgestellte schlechtere Differenzierung der Klänge im *piano* spiegelt sich in den EKP unter Verwendung des stärker abweichenden Deviant 2 wider. Darüber hinaus wird die AUC der MMN auch für die Bedingung *forte+Otoplastik* signifikant kleiner.

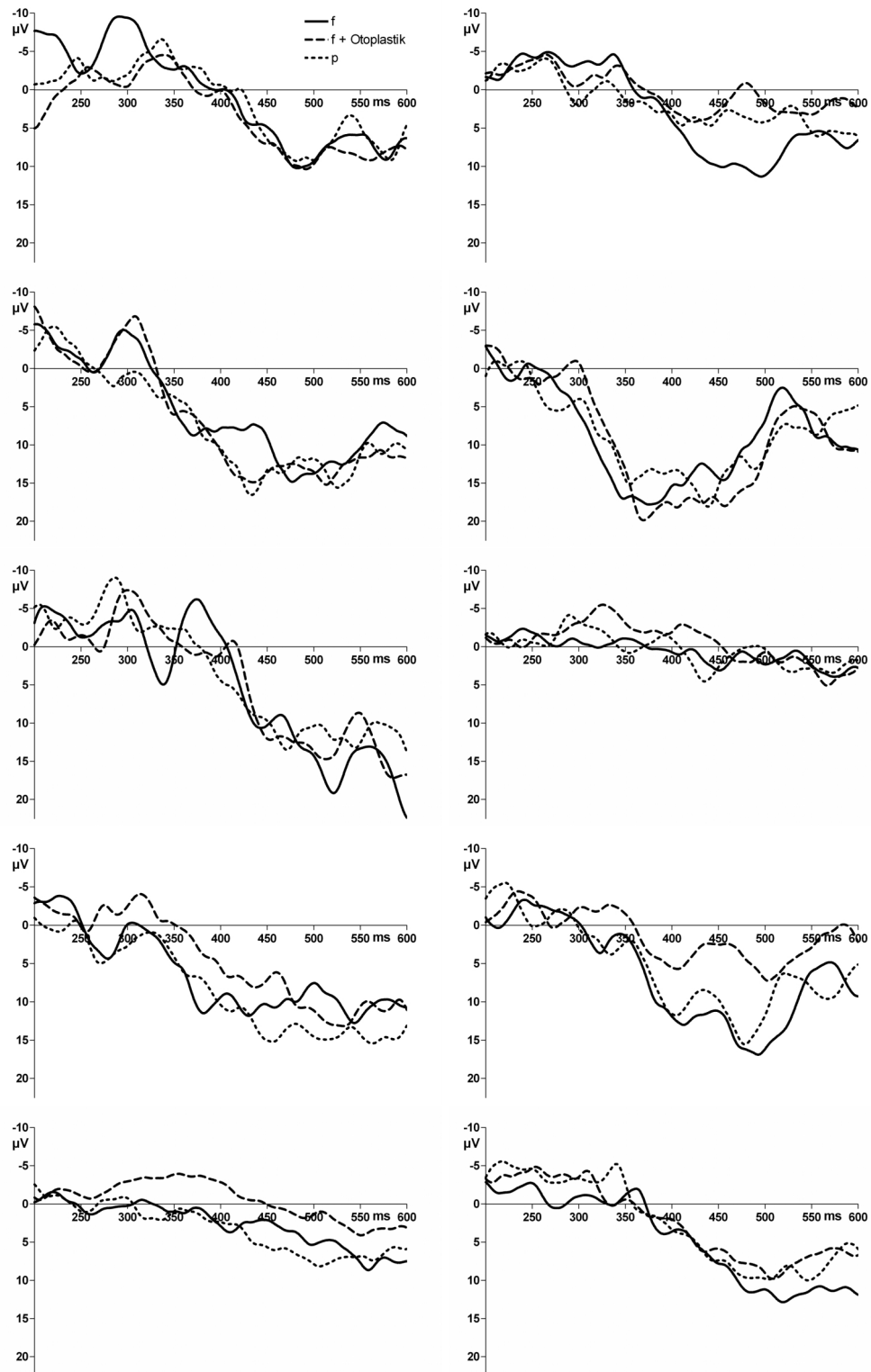


Abb. 3.13: P300. Individuelle EKPs, Elektrode Pz. Y-Achse Amplitude [μV], x-Achse Latenz [ms]. Man beachte die erheblichen interindividuellen Unterschiede

4 Diskussion

4.1 Diskussion der Methoden

Musikwahrnehmung als hochkomplexer auditorischer Prozess ist seit längerem Gegenstand der Forschung. Neuere Untersuchungen beschäftigen sich auch modellhaft mit durch Musik ausgelösten Emotionen und ihren Korrelaten in der neuronalen Bildgebung, dazu findet sich ein aktueller Überblick über den Stand der Forschung von Koelsch in der Zeitschrift 'Nature' (Koelsch 2014).

Seit den 1980er Jahren haben sich viele Autoren mit den Unterschieden in der auditorischen Verarbeitung von Musikern gegenüber Nichtmusikern oder Laienmusikern beschäftigt (Koelsch et al. 1999, Altenmüller 1986, Tervaniemi et al. 2006). Insbesondere die MMN hat sich als valider und sensitiver Parameter für die vorbewusste auditorische Diskrimination auch kleiner Tonhöhenabweichungen etabliert (Näätänen und Alho 1997). Als quantitatives Maß für die erkannte Abweichung der Klänge sind Onset, peak-Latenz, peak-Amplitude und insbesondere die Fläche unter der Kurve geeignet. Jene Forschungen dienen als Ausgangspunkt dieser Untersuchung von möglichen Unterschieden der Klangdifferenzierung bei Musikern unter veränderten Umweltbedingungen, wie es z.B. die Verwendung von Gehörschutz darstellt. Es ist zu beachten, dass aufgrund der permanenten sensomotorischen Rückkopplung und der emotionalen Einflüsse die aktive Produktion von Musik noch komplexer ist als die bloße passive Wahrnehmung. Gegenstand dieser Arbeit sind mögliche Einschränkungen des Wahrnehmungs- und Differenzierungsprozesses als Grundlage der aktiven Musikausübung.

4.1.1 Auswahl des Devianten Klanges: Einfluss der Hörerfahrung auf die Beurteilung von Klängen

Die Einschätzung, ob Töne sauber oder unsauber sind, ist nicht auf richtig und falsch beschränkt, sondern stark von individuellen Erfahrungen abhängig. Das Problem ist gleichermaßen in der Physik wie in der Musiktradition verwurzelt. Entgegen der bei Laien

verbreiteten Ansicht, dass, da für jeden Ton eine Taste zur Verfügung steht, Klaviertöne von vornherein sauber sind – vorausgesetzt, dass Klavier ist richtig gestimmt – ist es in Wirklichkeit so, dass eigentlich kein Intervall des Klaviers wirklich rein ist.

Ursache ist, dass reine Intervalle ein ganzzahliges Verhältnis der Grundschwingung voraussetzen, die sog. Obertonreihe. Die Frequenzen der beiden Töne einer Oktave stehen zueinander im Verhältnis von 1:2 (erster Oberton), bei einer reinen Quinte entsprechend 2:3 (zweiter Oberton), oder z.B. bei der reinen Durterz im Verhältnis 3:5. Wenn aber 7 Oktaven ($F2 = F1 * 2^7$) übereinander geschichtet werden ist das Resultat ein anderes als bei 12 übereinandergeschichteten Quinten ($F2' = F1 * (3/2)^{12}$). Der Unterschied beträgt etwa einen Achtelton ($F2 + 23,46 \text{ cent} = F2'$), obwohl es sich um jeweils die gleiche Anzahl von Halbtönen ($12 * 7$ bzw. $7 * 12$ Halbtonschritte) handelt. Diesen Unterschied nennt man "pythagoreisches Komma". Da ein solcher Unterschied schon manchen Laien auffällt, verteilt man dieses Komma über alle 7 Oktaven, jede Oktave wird demnach auf dem Klavier um etwa 3 cent, jede Quinte um etwa 2 cent zu „eng“ eingestimmt.

Man findet reichlich historische Quellen, besonders aus dem 18. Jahrhundert, die von diesem Dilemma handeln (Werckmeister 1691, reprint 1996, Marpurg 1776). Die daraus entstandenen und bis heute – oder heute erneut – gebräuchlichen sog. historischen „musikalischen Temperaturen“, kunstvolle komplexe Systeme gezielter „Verstimmung“ der Instrumente, sind nach ihren Erstbeschreibern benannt, z.B. Werckmeister I–III, Kirnberger, Vallotti etc.. Idealerweise sollten diese Systeme auch die den Tonarten zugeordneten „Charaktere“ widerspiegeln, also Spannung erzeugen oder vermindern und dadurch harmonische Zusammenhänge unterstützen. Allgemein bekannt ist z.B. „Das Wohltemperierte Clavier“ von J.S. Bach, eine Sammlung von Stücken verschiedenster Tonarten, die – mit entsprechenden Temperaturen gespielt – verschieden wirken. Die Verstimmungen werden als Stilmittel eingesetzt und als Klangfarben wahrgenommen. Die heute in Sinfonieorchestern oder für Klaviere gebräuchliche gleichstufige Temperatur wurde im 19. Jhd. entwickelt und folgt einem anderen Ideal, indem sie zum Ziel hat, diese Klangfarbenunterschiede weitgehend zu vermeiden und unbegrenztes Modulieren ohne Missklänge zu ermöglichen.

Aus diesen verschiedenen Traditionen folgen entsprechende Hörgewohnheiten. Unstimmigkeiten (sic!) betreffen besonders die Durterz, die z.B. von traditionellen Orchestermusikern insbesondere älterer Semester eigentlich zu hoch („leittönig“) intoniert wird, mit historischen Temperaturen vertraute Musiker und Mitglieder kleiner Kammermusikgruppen intonieren Durterzen i.a. so rein wie im harmonischen Zusammenhang möglich. Die Quinte eines Durdreiklages scheint für den Versuch besonders geeignet, weil sie von die-

sen traditionellen Missverständnissen und Gewohnheiten weniger betroffen ist und von verschiedenen Musikergruppen Verstimmungen der Quinte in etwa gleichem Ausmaße toleriert werden.

4.1.2 Gestaltung des Paradigmas

Das Paradigma gestattet nur eine begrenzte Menge an in die Mittelung eingehenden EKPs: Bei einer Dauer des Stimulus von ca. 1,2s und einem ISI von 4s können innerhalb 20 min z.B. rechnerisch maximal 230 Stimuli appliziert und die dazugehörigen EKPs registriert werden. Bei einem Verhältnis Standard : Deviant von 4 : 1 resultieren daraus lediglich 57 theoretisch registrierbare EKP-Segmente des devianten Stimulus. Andererseits ermöglicht ein solches Paradigma die Verwendung eines annähernd natürlichen Klanges und stellt auch für die Lösung der Klangerkennungsaufgabe eine angemessene Zeitspanne (ISI + Stimuluslänge) zur Verfügung. Nach Auswertung der Ergebnisse, die unter Verwendung von Deviant 1 erzielt wurden, wurde das ISI geringfügig verkürzt, um bei gleichem Zeitaufwand eine größere Anzahl von Segmenten für die Mittelung abzuleiten und das SNR positiv zu beeinflussen. Die Versuchsdauer sollte mehr als 3 x 20 Minuten nicht übersteigen, da eine ständige Wiederholung der immer gleichen Klänge ermüdend wirkt. Durch die dennoch relativ geringe Anzahl der in die EKP-Mittelungen eingehenden Segmente ist das Signal-Rausch-Verhältnis ungünstig. Es wurde daher ein Minimum von $-2,0 \mu V$ Amplitude der MMN als erforderlich betrachtet, um statistisch verwertbare Ergebnisse zu erzielen. Die Auswertung in Form von Grand Averages verbessert das SNR zusätzlich.

4.2 Verhaltensexperiment

Das Klangerkennungsexperiment wurde durchgeführt, um zu veranschaulichen, in welchem Umfang die gewählten Klänge von den Versuchspersonen differenziert werden können.

Ein Klang mit Abweichung des Quinttones um -12 cent (entspricht $-0,7\%$ oder $-2,7$ Hz bezogen auf g^1) wird in der historischen Literatur als „gerade noch angenehm“ beschrieben (vgl. 1.3.1), ein solcher mit Abweichung von -30 cent ($-1,7\%$ resp. $-6,8$ Hz) ist demnach vom Standpunkt des professionellen Musikers aus als eindeutig unrein einzuordnen. Bei sehr langen Tönen ist jedoch auch ein Unterschied von z.B. $0,5$ Hz problemlos durch die „Schwebung“ der Töne feststellbar (Dauer einer Schwebung

$t = 1/\Delta F$). Solche Schwebungen sind in komplexen Klängen auch bei bestmöglich reiner Stimmung nicht vollständig vermeidbar und werden daher teilweise als normal empfunden. Ob also ein reiner oder unreiner Klang vorliegt, erschließt sich mitunter nur einem sehr geübten Gehör.

Die für Verhaltensexperimente festgestellte Differenzierungsfähigkeit von Einzeltönen beträgt nach Fastl und Zwicker oberhalb 500 Hz ca. 0,7 %, darunter abfallend auf 3,6 % (100 Hz), bei 50 Hz bereits im Bereich von einem Halbtonschritt (Fastl und Zwicker 2007). Sie ist außerdem abhängig von der Tondauer: Die Unterschiedsschwelle eines Tones mit z.B. der Frequenz 500 Hz verbessert sich von ca. 5 % auf 0,25 % bei zunehmender Tondauer (von 10 ms auf 500 ms).

Koelsch und Mitarbeiter untersuchten mit einem ähnlichen Paradigma, in dem im devianten Dreiklang eine um $-0,8\%$ verstimmte Durterz verwendet wurde, Gruppen von 11 Musikern im Vergleich zu 11 Nichtmusikern (Koelsch et al. 1999). Dabei erzielten die Musiker eine Erkennungsrate von im Mittel 83% , die Laien erreichten lediglich 13% .

Es überrascht nicht, dass ungeachtet ihrer besonderen Qualifikation nicht allen Versuchspersonen unseres Experiments eine korrekte Differenzierung des Deviant 1 vom Standard gelang. Vollständig korrekte Differenzierung wurde beobachtet

- 5/10 x für die Bedingung *forte*,
- 3/10 x für die Bedingung *forte+Otoplastik* und
- 2/10 x für die Bedingung *piano*.

Die interindividuellen Unterschiede sind beträchtlich, am größten sind sie für Bedingung *piano* mit einer Spanne von $38-100\%$.

Deviant 2 wurde dagegen erwartungsgemäß zuverlässig, unter allen Bedingungen jeweils 9/10 x vollständig zugeordnet. Bei drei Probanden traten in je einer Serie Fehler auf, die von ihnen als irrtümlich bezeichnet wurden, dies wurde von den Probanden noch während des Versuchsdurchgangs dementsprechend verbal kommentiert. Eine Korrektur der Ergebnisse im Sinne der verbalen Kommentare wurde nicht vorgenommen. Die anderen 7 Versuchspersonen konnten die Aufgabe fehlerfrei lösen.

Die Musiker wurden nach dem Versuch gebeten, ihre Rate richtiger Mausclicks zu schätzen. Hierzu liegen die Ergebnisse von 8 Personen vor. Es fällt auf, dass bei Verwendung von Deviant 1 die Musiker ihre Leistungen signifikant schlechter einschätzen, als sie in Wirklichkeit ausfallen (MW $49,3\%$ vs. $84,9\%$, $p < 0,0001$). Weiterhin vertrauen die Musiker ihrem Gehör weniger, wenn Otoplastiken verwendet werden (MW $41,9\%$ vs. $54,1\%$, $p = 0,0196$). Dies stimmt mit den tatsächlich erzielten Resultaten nicht überein. Bei der Verwendung von Deviant 2 wurde zwischen den erzielten, nahezu vollständig

richtigen Ergebnissen und der Selbsteinschätzung kein Unterschied beobachtet.

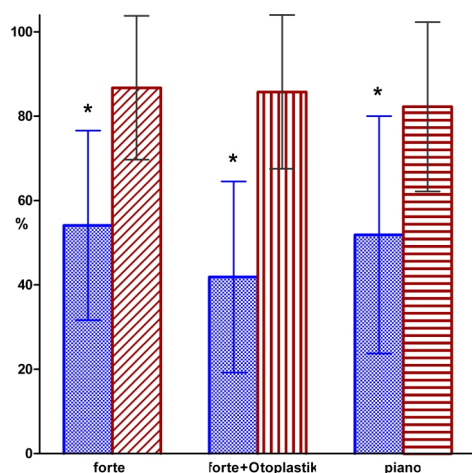


Abb. 4.1: Selbsteinschätzung (blaue Säulen): Wie gut gelang die richtige Zuordnung der Klänge als „rein“ oder „verstimmt“? Vergleich mit den tatsächlich erzielten Ergebnissen (rote Säulen). Deviant 1, Angaben in %, $n=8$.

Die Probanden waren darüber informiert worden, dass in der Serie eine unbekannte Anzahl möglicherweise in unterschiedlichem Maße verstimmt Töne enthalten seien. Nur einer Person gelang es, alle 6 Serien (Deviant 1 und 2) vollständig zu erkennen. Zusätzlich gab sie an, dass sie in allen Versuchen genau zwei eindeutig verschiedene Klänge wahrgenommen hatte, die sie auch zutreffend beschreiben konnte, alle anderen Teilnehmer vermuteten 3–5 oder sogar mehr unterschiedliche Klänge. Bei dieser Person, die das Paradigma richtig erkannt und beschrieben hatte, handelt es sich um einen Musiker, der beruflich intensiv mit historischen Temperaturen beschäftigt ist, jedoch nicht über ein absolutes Gehör verfügt.

Die Ergebnisse des Verhaltensexperimentes spiegeln damit sowohl die in der historischen als auch der neueren Literatur angegebenen Grenzen gut wider. Der Deviant 1 wird von den Versuchspersonen als grenzwertig unrein, der Deviant 2 als klar verstimmt angesehen. Die Selbsteinschätzung zeigt geringeres Vertrauen in die eigene Leistung insbesondere bei Verwendung der Otoplastiken, was mit dem signifikant besseren tatsächlich erzielten Ergebnis nicht übereinstimmt.

4.3 Mismatch Negativity

In den oben erwähnten EKP-Experimenten von Koelsch und Mitarbeitern wurde bei den Musikern eine frontozentral lokalisierte MMN mit einer peak-Amplitude von ca.

$-2\mu\text{V}$ bis $-3\mu\text{V}$ im Latenzbereich von 275 bis 325 ms beobachtet, gefolgt von N2b und P3. Bei den Laien wurde keine MMN (und keine N2b/P3) festgestellt, was sich auch in den Ergebnissen des Verhaltensexperiments widerspiegelte. Eine Studie von Lang und Mitarbeitern beschreibt Versuche mit unterschiedlich guten, nach einem vorangegangenen Verhaltensexperiment in drei Gruppen eingeteilten 'Diskriminierern'. Ausgehend von einer Grundfrequenz von 698 Hz riefen um mindestens 12 – 19 Hz (1,7–2,7 %) abweichende Klänge bei den 'guten Diskriminierern' eine MMN hervor, bei der Gruppe der 'schlechten Diskriminierer' war dies erst bei Abweichungen von mindestens 50–100 Hz, entsprechend 7–14 %, der Fall (Lang et al. 1995).

Tervaniemi und Mitarbeiter konnten zeigen, dass Musiker hinsichtlich der Diskrimination von Einzeltönen sowohl für um 0,8 % als auch um 2,0 % abweichende Töne Nichtmusikern überlegen sind und auch kleine Abweichungen von 0,8 % durch Musiker verlässlich detektiert werden (Tervaniemi et al. 2005).

Die mittels MMN nachweisbare „gerade noch wahrnehmbare Differenz“ (JND) für einzelne, sukzessive dargebotene Töne ist frequenzabhängig und beträgt bei 1.000 Hz ca. 16 Hz oder 1,6% (Sams et al. 1985). Die Amplitude und Latenz der MMN korrelieren gut mit den Resultaten von Verhaltensexperimenten, mit denen aber bereits eine gute Diskrimination von um 0,2–0,3 % in der Frequenz abweichenden Einzeltönen dargestellt werden kann. Auch die mittels EKP feststellbare Differenzierungsfähigkeit hängt vom Obertonreichtum ab (Tervaniemi et al. 2000b). Komplexe Töne können prinzipiell wie Einzeltöne betrachtet werden, jedoch treten zusätzliche Interaktionen der gemeinsam erklingenden Töne und Obertöne auf, die zu Unterschieden insbesondere im oberen Frequenzbereich führen (s. Abb. S. 36).

Die Studienergebnisse veranschaulichen, dass die MMN mit dem Ausmaß der Differenzierung der Klangunterschiede korreliert (Koelsch et al. 1999) und die Grenzen der auditorischen diskriminativen Funktion zeigen kann (Tervaniemi und Huotilainen 2003).

4.3.1 Deviant 1

In Deviant 1 ist die Quinte um ca. 0,7 % abwärts alteriert. Im ersten Versuchsblock war im Verhaltensexperiment eine Differenzierung von im Mittel 81,4–88,6 % festgestellt worden, eine fragliche MMN oder N2b geringer Amplitude wurde jedoch nur für die Bedingung *forte+Otoplastik* sichtbar. Die Abweichung ist offensichtlich unterhalb der Unterschiedsschwelle. Diese liegt für Einzeltöne im Bereich von ca. 0,8 % Abweichung. Die Ergebnisse werden nach den eingangs festgelegten Annahmen als für vergleichende statistische Untersuchungen der verschiedenen Bedingungen des gleichen devianten

Klangs als nicht ausreichend angesehen. In den individuellen EKPs sind an der Ableitung Cz in nur fünf von 30 Einzelexperimenten Kurvenformen erkennbar, die als MMN interpretiert werden können (s. S. 52).

4.3.2 Deviant 2

Bei Verwendung des stärker abweichenden Deviants 2 wird unter allen drei Bedingungen in den Grand Averages eine MMN-Kurvenformen mit typischer Latenz und typischer Lokalisation nachgewiesen, deren Amplitude von $-5 \mu\text{V}$ bis $-7 \mu\text{V}$ für vergleichende statistische Untersuchungen geeignet erscheint. Die Ergebnisse entsprechen den durch die Quellen bisher belegten Ergebnissen, die nahe legen, dass bei den musikalisch vorgebildeten Versuchspersonen unter Verwendung von Klängen mit einer Abweichung von 1,7% oder mehr mit einem geeigneten Oddball-Paradigma eine MMN ableitbar sein sollte.

In den EKP-Experimenten wird deutlich, dass sowohl eine Verminderung der Ausgangslautstärke als auch eine Verminderung der Signalintensität am Zielorgan zu signifikanten Diskriminationseinbußen führt. Bei einer Verminderung der Ausgangslautstärke ist zu beachten, dass der Klang zwar linear gedämpft wird, sich jedoch das SNR zu den unvermeidlichen Umgebungsgeräuschen zuerst im schwächer ausgeprägten Obertonbereich verschlechtert, der Bereich der Grundtöne reagiert darauf weniger sensibel. Abbildung 2.4 verdeutlicht, dass die Anteile des Klangspektrums oberhalb 2.000 Hz gegenüber den Grundtönen um mehr als 20 dB vermindert sind. Hochfrequente Anteile des Klangspektrums insbesondere von leiseren Klängen werden vom Umgebungsgeräusch maskiert und stehen nicht mehr für die Diskrimination zur Verfügung. Ein Gleiches gilt für die Otoplastiken, die zwar den Umgebungslärm dämpfen und damit das SNR stabil halten, allerdings ist deren Dämpfung nicht linear auch hier ist also ein Verlust an hochfrequenten Anteilen des Klanges zu verzeichnen.

In verschiedenen Untersuchungen konnte festgestellt werden, dass der Obertongehalt eines Klanges essentiell für eine gute Differenzierung ist (Sek und Moore 1995, in Novitski 2006). Tervaniemi und Mitarbeiter untersuchten mehrfach den Einfluss des Obertonreichtums eines Klanges auf die Differenzierbarkeit. Ein Paradigma, das Sinustöne verwendete, führte zu einer Latenzverzögerung und Amplitudenveringerung der MMN gegenüber obertonreichen Klängen. Mit einer Abweichung des Deviants von $\pm 2,5\%$ korrespondierte eine Erkennungsrate von nur 30–40% im Verhaltensexperiment (resp. korrespondierten $\pm 10\%$ Devianz mit ca. 75% Detektionsrate). In den Untersuchungen wurde festgestellt, dass durch Obertonarmut hervorgerufenen Veränderungen sich in der peak-Latenz widerspiegeln, die Größe der Abweichung werde sowohl durch MMN-

Amplituden- als auch Latenzänderungen reflektiert. Klänge mit ärmerer Obertonstruktur führen zu verlängerter peak-Latenz der ERPs. Es wurde festgestellt, dass spektral reiche, also obertonreiche Töne mehr Information beinhalten und obertonreiche, helle Klänge größere Amplituden hervorrufen. Überraschend wurde dies auch und insbesondere für Obertöne, die an der Obergrenze des hörbaren Frequenzspektrums (z.B. 12.000 Hz) liegen, deutlich (Tervaniemi et al. 2000b). Der obertonarme Klang (Standard 500 Hz) rief bei einer Abweichung von $\pm 2,5\%$ eine minimale MMN peak-Amplitude von weniger als $-1,5\mu\text{V}$ hervor.

Emiroglu und Kollmeier konnten zeigen, dass eine durch Hörverlust im hohen Frequenzbereich geprägte Schwerhörigkeit dazu führt, dass unterschiedliche Klangfarben schlechter differenziert werden können (Emiroglu und Kollmeier 2006). Bei einem Verlust des hochfrequenten Anteils eines Klanges durch Dämpfung oder Umgebungsgeräusche wird der Klang „flacher“. Aus der oben erwähnten Abb. 2.4 des Frequenzspektrums der verwendeten Klänge wird deutlich, dass die Anzahl der verstimmten Teiltöne in den oberen Oktaven dramatisch zunimmt. Ein Verlust dieses Anteils des Klangspektrums erklärt die in beiden Fällen schlechtere Unterschiedsschwelle. Emiroglu und Kollmeier konnten weiterhin nachweisen, dass sich die Unterschiedsschwelle normalisiert, wenn die Intensität der Frequenzanteile der Klänge dem individuellen Audiogramm entsprechend korrigiert wird.

Eine über die Verringerung der Stimulusintensität hinausgehende Verschlechterung der Diskriminierung wird nicht erkennbar. Eine lineare Schalldämpfung der Otoplastiken führt vermutlich zu deutlich besserer Diskrimination.

4.3.3 Korrelation der MMN und des Verhaltensexperiments

Die Korrelation des Verhaltensexperiments mit den EKP-Experimenten entspricht der Quellenlage. Geringe Frequenz- oder Klangunterschiede, die in Verhaltensexperimenten nachgewiesen werden können, rufen auch bei den hoch spezialisierten Musikern noch keine verwertbare MMN hervor. Die JND von Verhaltensexperimenten ist geringer als die von EKP-Experimenten. Eine Verringerung der Stimulusintensität führt im Klangunterscheidungsexperiment bereits bei Abweichung der Quinte von nur -12 cent zu einer signifikant schlechteren Differenzierung, die sich bei stärkerer Verstimmung (Deviant 2) als höchst signifikante Verkleinerung der Fläche unter der Kurve der MMN widerspiegelt. Da die Detektionsrate des Klangerkennungsexperiments bei Verwendung von Deviant 2 nahezu vollständig ist, entziehen sich die im EKP sichtbar werdenden Wahrnehmungsunterschiede bei Verwendung des gewählten Paradigmas im Verhaltensexperiment der

Beobachtung.

Im EKP-Experiment sind dennoch Korrelate verschiedenartiger Verarbeitung der Klänge unter den gegebenen Bedingungen sowohl in der MMN (Fläche unter der Kurve) als auch in der Amplitude der N200 und der P300 zu erkennen. Die Veränderungen der späten Komponenten N200 und P300 wird jedoch zum Teil auf subjektive Einflüsse zurückgeführt. Da die Lautstärke an beiden Versuchstagen gleich gewählt wurde, lässt die Tatsache, dass der geringer abweichende Deviant 1 keine MMN hervorrufen kann, darauf schließen, dass die für Deviant 2 in allen Fällen sichtbare Differenzkurve tatsächlich Unterschiede in der Diskriminierung und nicht etwa einfache physikalische Parameter wie die Signalintensität am Zielorgan abbildet.

4.4 N2b

Die Amplitude der N200 ist Ausdruck von unterschiedlich starker Aufmerksamkeitszuwendung. Tervaniemi und Mitarbeiter beobachteten, dass bei Verwendung eines Paradigmas mit Aufmerksamkeitshinwendung zum Reiz auf die MMN regelhaft eine N2b folgt (Tervaniemi et al. 2005). Brattico und Mitarbeiter konnten keinen vom Aufmerksamkeitsfokus abhängigen Einfluss auf die MMN feststellen (Brattico et al. 2006). MMNs, die durch weniger deviante Klänge hervorgerufen werden, scheinen jedoch anfälliger auf Änderungen der Aufmerksamkeitsrichtung zu reagieren (Müller et al. 2002). Mehrfach wird beschrieben, dass bei einem Paradigma mit Aufmerksamkeitszuwendung die N2b und P3a dominanter ausfallen als die MMN, auch wurde die N2b als gegenüber der MMN posterior lokalisiert beschrieben (Sams et al. 1985, Ritter 1992 et al.).

Sowohl der unter der Bedingung *forte+Otoplastik* sichtbare zweite Gipfel bei Verwendung von Deviant 2 als auch evtl. die fragliche MMN, die unter der gleichen Bedingung mittels Deviant 1 hervorgerufen wurde, können demnach auch interpretiert werden als – eigentlich im Versuchsaufbau unbeabsichtigter – Ausdruck der Aufmerksamkeitszuwendung hin zu den abweichenden Klängen bei Verwendung von Gehörschutz.

Unter den Bedingungen *forte* und *piano* ist eine N2b mit niedrigerer Amplitude Ausdruck von geringerer Aufmerksamkeitszuwendung. Ähnlich wie bei der MMN kann man auch bei der abgeleiteten N2b annehmen, dass sie Ausdruck von Diskrimination und zusätzlich kognitiver Bewertung des Gehörten ist als eine Widerspiegelung eines einfachen physikalischen Parameters wie z.B. der Lautstärke.

Das Einsetzen von Gehörschutz kann den Versuchspersonen als Bedingung nicht verheimlicht werden. Alle Probanden zeigten sich sehr am Ergebnis interessiert, sowohl die

allgemeine eigene Performance als auch insbesondere den Einfluss von Gehörschutz betreffend, zu dem alle eine klare Meinung ausdrücken konnten. Es kann angenommen werden, dass die Versuchspersonen den Stimuli während der Verwendung der Otoplastiken mehr Aufmerksamkeit schenkten als erwünscht bzw. in den anderen Versuchsreihen. Das Ergebnis kann als Ausdruck subjektiver Einflüsse auf die Ableitung von EKPs verstanden werden, da sich die Versuchsbedingungen hinsichtlich Aufmerksamkeit nicht in jedem Fall optimieren lassen und ein persönliches Interesse am Ergebnis das Resultat beeinflusst. Die MMN ist als vorbewusster Parameter diesen Einflüssen weniger stark ausgesetzt und gilt im Gegensatz zu den späteren Komponenten als objektiver Parameter (s. hierzu auch Kap. 1.5.6).

4.5 P3a

In erster Linie sollte in den Experimenten die vorbewusste Diskriminationsfähigkeit und ihre Veränderung anhand der MMN untersucht werden, deshalb ist das Paradigma nicht für die Ableitung der P300 optimiert. In der P3a wurde dennoch eine signifikante Verminderung der mittleren maximalen Amplitude bei Verwendung von Gehörschutz festgestellt. Grummer und Mitarbeiter beobachteten 1988, dass Amplituden der P300 bei schwieriger Klangfarben-Diskrimination vermindert waren. Ähnliches stellten Tervaniemi und Mitarbeiter bei einem Experiment mit Musikern und Nichtmusikern fest (Tervaniemi et al. 2005). Emiroglu und Kollmeier beobachteten, dass Schwerhörige eine schlechte Unterschiedsschwelle für Klangfarben aufweisen, die sich normalisiert, wenn der Signalpegel an den Hörverlust angeglichen wird (Emiroglu und Kollmeier 2006). Klangfarben sind Ausdruck für den Obertongehalt eines Tones. Insbesondere in komplexen Klängen enthält der Obertonbereich viel Information über die Natur und Qualität eines Klanges (s. Abb. S. 36). Der in der P3a sichtbare Unterschied spiegelt evtl. eine durch die nichtlineare Dämpfung hervorgerufene Veränderung in der Bewertung des Klanges dar. Es wurde jedoch auch beobachtet, dass in Entscheidungsparadigmen eine N2b eine nachfolgende P300 unterdrücken kann (Jackson et al. 1999). Nicht außer acht lassen sollte man mögliche Summationseffekte der N2b und der P3a in den Grand Averages, die durch interindividuelle Latenzunterschiede hervorgerufen werden können. Die Bedeutung dieser Amplitudenverminderung muss aus diesen Gründen als unklar angesehen werden.

4.6 Zusammenfassung

Dass ein Klang durch Dämpfung an Informationsgehalt verliert und stärker abweichende Klänge besser unterschieden werden können als weniger stark abweichende Klänge sind triviale Feststellungen, die dennoch die Plausibilität der Ergebnisse stützen. Grundsätzlich entsprechen die von der Alteration abhängigen Unterschiede in der Klangunterscheidungsaufgabe sowohl den historischen Quellen als auch neueren Erkenntnissen, nach denen die Grenze für die Erkennung einer alterierten Quinte eines Dur-Dreiklangs dieses Frequenzbereiches für eine Gruppe von trainierten Musikern bei einer Abweichung von ca. -12 cent bzw. ca. $0,3-0,5\%$ liegt. Der Schwellenwert, ab dem eine MMN nachweisbar wird, liegt $2-3$ x höher, bei ca. $0,8-1,7\%$.

Die Ergebnisse weisen darauf hin, dass die Reduzierung der Schallintensität durch die Otoplastiken (einhergehend mit Dämpfung auch der Umgebungsgeräusche) weniger relevant ist als eine Verringerung des Ausgangssignals um 20 dB. Dies wird im Verhaltensexperiment sichtbar, hier ist die Differenzierung bei Gebrauch der Otoplastiken nur höchst geringfügig verändert, dennoch schlägt sich in der MMN ein signifikanter Diskriminationsunterschied nieder. Verantwortlich für diesen Effekt könnte das bessere SNR der Otoplastiken sein: die Otoplastik dämpft auch die Umgebungsgeräusche, damit bleibt das Signal-Rausch-Verhältnis nahezu unverändert oder ändert sich sogar zugunsten der musikalischen Stimuli, während bloße Verringerung der Ausgangslautstärke zu einem ungünstigeren Signal-Rausch-Verhältnis und so vor allem im mezzoforte- und piano-Bereich zu schlechterer Differenzierung führt.

Weiterhin kommt eine teilweise Kompensation der schlechteren Differenzierung evtl. in den EKPs nicht zum Ausdruck, weil die Differenzierung zeitlich nicht so eng an den Stimulus gebunden ist. Das führt zu divergierenden Latenzen der EKPs und daher aufgrund von Summationseffekten des Mittelungsverfahrens zu kleineren Amplituden sowohl in den individuellen EKPs als auch in den Grand Averages. Für diese These spricht, dass die Differenzierung von der Tonlänge abhängt und schwierige Diskriminationsaufgaben erst mit Verzögerung, im Verlauf des Klanges gelöst werden. Die in der N2b sichtbare Aufmerksamkeitszuwendung scheint die MMN nicht zu beeinflussen, dies stünde auch in starkem Widerspruch zu den Ergebnissen des Verhaltensexperiments.

Das Ergebnis bestätigt den Wert der MMN für die objektive Untersuchung der Diskriminationsfähigkeit, da sie den Informationsgehalt des Klanges stärker widerspiegelt als den Unterschied in der Schallintensität und als vorbewusster Parameter nur gering Bewusstseinsinflüssen unterliegt.

Dennoch ist noch darauf hinzuweisen, dass Musizieren ein komplexer Prozess ist und in dieser Arbeit nur ein Teilaspekt untersucht wurde. Verwendung auch des bestmöglichen Gehörschutzes geht naturgemäß mit Veränderungen des Klanges, des Körpergefühls und der sensomotorischen Rückkopplung einher, die in jahrelanger Übung auf höchsten Niveau automatisiert wurden. Die Ergebnisse legen nahe, dass ein großer Teil der hier nachgewiesenen Veränderungen bei konsequent linearer Schalldämpfung vermieden werden kann, deshalb erscheint die Verwendung von speziell für Musikausübung angefertigten persönlich angepassten Otoplastiken mit entsprechenden Filtereinsätzen empfehlenswert.

5 Schlussfolgerungen

Man muss lernen, einander zuzuhören. Das Zuhören ist so wichtig. Im Leben wie in der Musik.

Claudio Abbado, Interview in der „Zeit“ (25.06.2013)

- Die Verwendung von Gehörschutz führt zu signifikanten Unterschieden in der Detektion unsauberer Töne, die jedoch nicht über die durch die verringerte Schallintensität verursachten Unterschiede hinausgeht. Die Ergebnisse des Klangerkennungsexperiments legen nahe, dass diese Verschlechterung zumindest teilweise bei andauerndem Ton kompensiert wird, aber der schlechtere zeitliche Zusammenhang mit dem Stimulusbeginn sich in der Verringerung der MMN ausdrückt.
- AEP sind grundsätzlich zur Detektion von Diskriminationsunterschieden geeignet, die Mismatch Negativity ist ein gut untersuchter Parameter mit großer Aussagekraft und guter Korrelation zu Verhaltensexperimenten. Allerdings ist die geringstmöglich messbare Differenz (JND) der MMN 2 – 3x so groß wie die JND, die in Verhaltensexperimenten gemessen werden kann. Weiterhin sind die interindividuellen Unterschiede groß. Die Artefaktanfälligkeit kann mit einem geeigneten Paradigma verringert werden. Eine wirklichkeitsnahe Klangdarbietung begrenzt jedoch die Menge der applizierbaren Klänge, da sie von Stimuluslänge und Interstimulusintervall abhängt. Für das Aufspüren allgemeiner Phänomene sind Untersuchungen auf Gruppenebene mit Verwendung von Grand Averages geeignet.
- Mit Verhaltensexperimenten können geringere Diskriminationsunterschiede im Grenzbereich der JND besser erfasst werden. AEPs sind als objektive Methode der Untersuchung von Diskriminationsunterschieden einem Verhaltensexperiment überlegen, wenn z.B. die Kooperation eingeschränkt ist. Weiterhin sind EKPs, insbesondere die MMN, in der Lage, unterschiedliche cerebrale Verarbeitung auch dann noch nachzuweisen, wenn die Klangunterschiede klar über der JND von Verhaltensexperimenten liegen (also die Abweichungen praktisch immer erkannt werden).

- Die Frage, ob ein adäquates Musizieren trotz Verwendung von Gehörschutz möglich ist, kann auf der Grundlage dieser Untersuchungen nicht abschließend beantwortet werden. Die vor allem in *fortissimo*-Passagen gewollte Verringerung der Stimulusintensität führt zwangsläufig zu einer Verringerung des Inputs, der im *piano* ausgeprägter ist als in lauterer Passagen. Es werden in dieser Untersuchung keine über den Effekt der Lautstärkeverringerung hinausgehenden Detektionsunterschiede nachweisbar. Dennoch ist darauf hinzuweisen, dass viele Parameter in der Untersuchung nicht berücksichtigt werden konnten und lediglich das passive Musikhören untersucht wurde. Aktives Musizieren ist ein permanenter sensomotorischer Regelkreislauf auf höchstem Niveau, der auch durch kleinste Veränderungen empfindlich und nachhaltig gestört werden kann. Ein großer Teil der in den EKPs sichtbaren und auf schlechtere Diskrimination hinweisenden Veränderungen kann bei konsequent linearer Dämpfung der Otoplastiken vermutlich vermieden werden.
- Die EKPs unter Verwendung von Gehörschutz zeigen Merkmale (Veränderungen sowohl von N2b als auch P3a), die als Hinweis auf eine veränderte Aufmerksamkeitsrichtung verstanden werden können. Die Versuchspersonen zeigten am Ergebnis persönliches Interesse, sowohl die eigene allgemeine Performance als auch speziell die Leistung unter Verwendung von Gehörschutz betreffend. Demnach sind EKPs nicht frei von subjektiven Einflüssen, die MMN wird in der Literatur jedoch als vorbewusste EKP-Komponente beschrieben und der Einfluss der Aufmerksamkeitsrichtung als gering eingeschätzt.

Literaturverzeichnis

- DIN EN ISO 7029: Statistische Verteilung von Hörschwellen als eine Funktion des Alters. Ausgabe 2001.
- Empfehlungen des Hauptverbandes der gewerblichen Berufsgenossenschaften für die Begutachtung der beruflichen Lärmschwerhörigkeit - Königsteiner Merkblatt 1996. Hauptverband der gewerblichen Berufsgenossenschaften, Sankt Augustin, vierte Aufl.
- Allen P, Allan C. 2014. Auditory processing disorders: relationship to cognitive processes and underlying auditory neural integrity. *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology*, 78(2):198–208.
- Altenmüller E. 1986. Hirnelektrische Korrelate der cerebralen Musikverarbeitung beim Menschen. *European Archives of Psychiatry and Neurological Sciences*, 235:342–354.
- Axelsson A, Lindgren F. 1981. Hearing in classical musicians. *Acta Oto-Laryngologica Supplementum*, 377:3–74.
- Axelsson A, Lindgren F. 1982. [Hearing in musicians. Surprisingly many have worse hearing than expected]. *Lakartidningen*, 79(41):3674–3680.
- Brandfonbrener A. 1995. Epidemiologie berufsspezifischer Erkrankungen bei Musikern, Kap 9. Georg Thieme Verlag, 104–113.
- Brattico E, Tervaniemi M, Näätänen R, Brain IP. 2006. Musical scale properties are automatically processed in the human auditory cortex. *Brain Research*, 1117:162–174.
- Buettner U, Stöhr M, Dichgans J, Hess C, Hrsg. 2005. Evozierte Potentiale, Kap 4 (Akustisch evozierte Potentiale). Vierte Aufl. Springer Medizin Verlag Heidelberg, 369–432.

- Bungener C, Le Houezec JL, Pierson A, Jouvent R. 1996. Cognitive and emotional deficits in early stages of HIV infection: an event-related potentials study. *Progress in Neuro-Psychopharmacology and Biological Psychiatry*, 20(8):1303–1314.
- Curio G, Buchner H. 2005. *Evozierte Potentiale, neurovegetative Diagnostik, Okulographie: Methodik und klinische Anwendungen*. Georg Thieme Verlag.
- Ehlig K. 2002. *Musikalische Temperaturen und ihre Bedeutung für die Intonation auf der Violine [Diplomarbeit]*. Hochschule für Musik "Carl Maria von Weber" Dresden.
- Emiroglu S, Kollmeier B. 2006. Klangfarbendiskrimination bei Schwer- und Normalhörenden. In: 9. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Audiologie (DGA).
- Emiroglu S, Kollmeier B. 2008. Timbre discrimination in normal-hearing and hearing-impaired listeners under different noise conditions. *Brain Research*, 1220:199–207.
- Emmerich E, Rudel L, Richter F. 2008. Is the audiologic status of professional musicians a reflection of the noise exposure in classical orchestral music? *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology*, 265(7):753–758.
- Fastl H, Zwicker E. 2007. *Psychoacoustics*. Dritte Aufl. Springer-Verlag Berlin Heidelberg New York.
- Fearn RW. 1993. Hearing loss in musicians. *Journal of Sound and Vibration*, 163(2):372–378.
- Feldmann H, Alberti J, Brusis T, Deitmer T, Delank KW, Hüttenbrink KB, Stoll W. 2012. *Das Gutachten des Hals-Nasen-Ohren-Arztes*. Georg Thieme Verlag.
- Friedman D, Cycowicz YM, Gaeta H. 2001. The novelty P3: an event-related brain potential (ERP) sign of the brain's evaluation of novelty. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*, 25(4):355–373.
- Fruhstorfer H, Soveri P, Järvillehto T. 1970. Short-term habituation of the auditory evoked response in man. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 28(2):153–161.
- Gentsch G. 2010. *Differenzierung reiner und verstimmter Akkorde bei hörgeschädigten Berufsmusikern. Eine Analyse akustisch evozierter Potentiale [Dissertation]*. Institut für Physiologie, Friedrich-Schiller-Universität Jena.

- Gerloff C. 2005. Evozierte Potentiale, Kap 7 (Ereignis-korrelierte Potentiale). Vierte Aufl. Springer Medizin Verlag Heidelberg, 501–531.
- Giesser BS, Schroeder MM, LaRocca NG, Kurtzberg D, Ritter W, Vaughan HG, Scheinberg LC. 1992. Endogenous event-related potentials as indices of dementia in multiple sclerosis patients. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 82(5):320–329.
- Hagberg M, Thiringer G, Brandström L. 2005. Incidence of tinnitus, impaired hearing and musculoskeletal disorders among students enrolled in academic music education—a retrospective cohort study. *International Archives of Occupational and Environmental Health*, 78(7):575–583.
- Hantz EC, Kreilick KG, Marvin EW, Chapman RM. 1997. Absolute pitch and sex affect event-related potential activity for a melodic interval discrimination task. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 102(1):451–460.
- Heinke T. 1997. Stimmungsarten des Orgelbaumeister Johann Gottfried Trost [Diplomarbeit]. Hochschule für Musik "Franz Liszt" Weimar.
- Hillyard S, Hink R, Schwent V, Picton T. 1973. Electrical signs of selective attention in the human brain. *Science*, 182:177–180.
- Hölig C, Berti S. 2010. To switch or not to switch: brain potential indices of attentional control after task-relevant and task-irrelevant changes of stimulus features. *Brain Research*, 1345:164–175.
- Hohmann B, Billeter T, Dupasquier S, Zander M, Richter B. 2006. Hören, Hörgefährdung und Gehörschutz bei Orchestermusikern und Berufssängern. *MedWelt*, 12:564–568.
- Holstein J. 2009. Hörprobleme bei Musikern [Dissertation]. Albert-Ludwigs-Universität Freiburg im Breisgau.
- Hoppmann RA. 2001. Instrumental Musicians Hazards. *Occupational Medicine*, 16(4):619–631.
- Jackson S, Jackson G, Roberts M. 1999. The selection and suppression of action: ERP correlates of executive control in humans. *Neuroreport*:861–5.
- Jansing PJ. 2006. *Praktische Arbeitsmedizin* (ISSN 1861-6704).

- Kähäri K, Axelsson A, Hellström P, Zachau G. 2001a. Hearing assessment of classical orchestral musicians. *Scandinavian Audiology*, 30(1):13–23.
- Kähäri KR, Axelsson A, Hellström PA, Zachau G. 2001b. Hearing development in classical orchestral musicians. A follow-up study. *Scandinavian Audiology*, 30:141–149.
- Kizkin S, Kardilag R, Ozcan C, Ozisik H. 2006. Reduced P50 auditory sensory gating response in professional musicians. *Brain and Cognition*, 61:249–254.
- Klinke R. 2001. Hören und Sprechen, in: Silbernagl, Lehrbuch der Physiologie, Kap 22. Dritte Aufl. Georg Thieme Verlag, 577ff.
- Koelsch S. 2014. Brain correlates of music-evoked emotions. *Nature Reviews Neuroscience*, 15(3):170–180.
- Koelsch S, Schröger E, Tervaniemi M. 1999. Superior pre-attentive auditory processing in musicians. *Neuroreport*, 10(6):1309–13.
- Laitinen H. 2005. Factors Affecting the Use of Hearing protectors among Classical Music Players. *Noise & Health*, 7(26):21–29.
- Landmann R. 1998. Gehörschutz für Musiker - eine Utopie? *Das Orchester*, 5:26–27.
- Lang AH, Eerola O, Korpilahti P, Holopainen I, Salo S, Aaltonen O. 1995. Practical Issues in the Clinical Application of Mismatch Negativity. *Ear & Hearing*, 16:118–130.
- Laufs H. 2012. A personalized history of EEG–fMRI integration. *Neuroimage*, 62:1056–1067.
- Lenarz T. 1988. [Electric response audiometry in retrocochlear hearing disorders]. *Laryngologie, Rhinologie, Otologie (Stuttgart)*, 67(3):123–128.
- Menning H, Roberts LE, Pantev C. 2000. Plastic changes in the auditory cortex induced by intensive frequency discrimination training. *Neuroreport*, 11(4):817–822.
- Michels U. 1986. dtv-Atlas zur Musik, Bd 1. Deutscher Taschenbuch-Verlag und Bärenreiter-Verlag Kassel.
- Milnik V. 2012. *Elektrophysiologie in der Praxis*. Elsevier.

- Mäkelä JP, Salmelin R, Kotila M, Salonen O, Laaksonen R, Hokkanen L, Hari R. 1998. Modification of neuromagnetic cortical signals by thalamic infarctions. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 106(5):433–443.
- Müller BW, Jüptner M, Jentzen W, Müller SP. 2002. Cortical activation to auditory mismatch elicited by frequency deviant and complex novel sounds: a PET study. *Neuroimage*, 17(1):231–239.
- Moore BCJ. 1998. *Handbook of Acoustics*, Kap 90. Erste Aufl. John Wiley & Sons, 1173–1176.
- Näätänen R. 1995. The mismatch negativity: a powerful tool for cognitive neuroscience. *Ear and Hearing*, 16(1):6–18.
- Näätänen R, Alho K. 1997. Mismatch negativity—the measure for central sound representation accuracy. *Audiology and Neuro-Otology*, 2(5):341–353.
- Näätänen R, Gaillard AW, Mäntysalo S. 1978. Early selective-attention effect on evoked potential reinterpreted. *Acta Psychologica (Amsterdam)*, 42(4):313–329.
- Näätänen R, Jacobsen T, Winkler I. 2005. Memory-based or afferent processes in mismatch negativity (MMN): a review of the evidence. *Psychophysiology*, 42(1):25–32.
- Näätänen R, Paavilainen P, Alho K, Reinikainen K, Sams M. 1987. The mismatch negativity to intensity changes in an auditory stimulus sequence. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology Supplement*, 40:125–131.
- Näätänen R, Paavilainen P, Rinne T, Alho K. 2007. The mismatch negativity (MMN) in basic research of central auditory processing: A review. *Clinical Neurophysiology*, 118(12):2544–2590.
- Novitski N. 2006. Pitch discrimination in optimal and suboptimal acoustic environments: electroencephalographic, magnetoencephalographic, and behavioral evidence [Dissertation]. University of Helsinki, Finland.
- Oades R, Dittmann-Balcar A. 1995. Mismatch negativity (MMN) is altered by directing attention. *Neuroreport*, 6(8):1187–90.

- Opitz B, Rinne T, Mecklinger A, von Cramon DY, Schröger E. 2002. Differential contribution of frontal and temporal cortices to auditory change detection: fMRI and ERP results. *Neuroimage*, 15(1):167–174.
- Ostri B, Eller N, Dahlin E, Skylv G. 1989. Hearing impairment in orchestral musicians. *Scandinavian Audiology*, 18(4):243–9.
- Palin SL. 1994. Does classical music damage the hearing of musicians? A review of the literature. *Occupational Medicine*, 44:130–136.
- Pallesen K, Brattico E, Bailey C, Korvenoja A, Koivisto J, Gjedde A, Carlson S. 2005. Emotion processing of major, minor, and dissonant chords: a functional magnetic resonance imaging study. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 1060.
- Pantev C, Lappe C, Herholz SC, Trainor L. 2009. Auditory-somatosensory integration and cortical plasticity in musical training. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 1169:143–150.
- Pekkonen E. 2000. Mismatch negativity in aging and in Alzheimer's and Parkinson's diseases. *Audiology and Neuro-Otology*, 5(3-4):216–224.
- Picton T, Bentin S, Berg P, Donchin E, Hillyard S, R Johnson J, Miller G, Ritter W, Ruchkin D, Rugg M, , Taylor M. 2000. Guidelines for using human event-related potentials to study cognition: Recording standards and publication criteria. *Psychophysiology*, 37:127–152.
- Richter B, Zander M, Spahn C. 2007. Gehörschutz im Orchester. *Das Orchester*, 7:25–29.
- Rinne T, Degerman A, Alho K. 2005. Superior temporal and inferior frontal cortices are activated by infrequent sound duration decrements: an fMRI study. *Neuroimage*, 26(1):66–72.
- Ritter W, Paavilainen P, Lavikainen J, Reinikainen K, Alho K, Sams M, Näätänen R. 1992. Event-related potentials to repetition and change of auditory stimuli. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 83(5):306–321.
- Royster JD, Royster LH, Killion MC. 1991. Sound exposures and hearing thresholds of symphony orchestra musicians. *Journal of the Acoustical Society of America*, 89(6):2793–2803.

- Rudel S. 2007. Audiologie bei Berufsmusikern – eine Studie an Orchestermusikern [Dissertation]. Institut für Physiologie, Friedrich-Schiller-Universität Jena.
- Rüsseler J, Altenmüller E, Nager W, Kohlmetz C, Münte TF. 2001. Event-related brain potentials to sound omissions differ in musicians and non-musicians. *Neuroscience Letters*, 308(1):33–36.
- Salo S, Lang AH, Aaltonen O, Lertola K, Kärki T. 1999. Automatic detection of frequency changes depends on auditory stimulus intensity. *Ear and Hearing*, 20(3):265–270.
- Sams M, Paavilainen P, Alho K, Näätänen R. 1985. Auditory frequency discrimination and event-related potentials. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 62(6):437–448.
- Sataloff RT. 1991. Hearing loss in musicians. *The American Journal of Otolaryngology*, 12(2):122–127.
- Schneider P, Andermann M, Engelmann D, Schneider R, Rupp A. 2006. Musik im Kopf - [Music in the brain.]. *Deutsche Medizinische Wochenschrift*, 131(51-52):2895–7.
- Schuppert M, Altenmüller E. 1999. Berufsspezifische Erkrankungen bei Musikern. *Versicherungsmedizin*, 51(4):173–9.
- Sek A, Moore BC. 1995. Frequency discrimination as a function of frequency, measured in several ways. *Journal of the Acoustical Society of America*, 97(4):2479–2486.
- Stöhr M. 2005. Evozierte Potentiale, Kap 1 (Physiologie und Pathophysiologie der Impulsleitung). Vierte Aufl. Springer Medizin Verlag Heidelberg, 1–20.
- Tervaniemi M, Castaneda A, Knoll M, Utherd M. 2006. Sound processing in amateur musicians and nonmusicians: event-related potential and behavioral indices. *Neuroreport*, 17:1225–1228.
- Tervaniemi M, Huotilainen M. 2003. The Promises of Change-Related Brain Potentials in Cognitive Neuroscience of Music. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 999(1):29–39.
- Tervaniemi M, Ilvonen T, Sinkkonen J, Kujala A, Alho K, Huotilainen M, Näätänen R. 2000a. Harmonic partials facilitate pitch discrimination in humans: electrophysiological and behavioral evidence. *Neuroscience Letters*, 279(1):29–32.

- Tervaniemi M, Just V, Koelsch S, Widmann A, , Schröger E. 2005. Pitch discrimination accuracy in musicians vs nonmusicians: an event-related potential and behavioral study. *Experimental Brain Research*, 161:1–10.
- Tervaniemi M, Schröger E, Näätänen R. 1997. Pre-attentive processing of spectrally complex sounds with asynchronous onsets: an event-related potential study with human subjects. *Neuroscience Letters*, 227(3):197–200.
- Tervaniemi M, Schröger E, Saher M, Näätänen R. 2000b. Effects of spectral complexity and sound duration on automatic complex-sound pitch processing in humans - a mismatch negativity study. *Neuroscience Letters*, 290(1):66–70.
- Werckmeister A. 1691, reprint 1996. *Musikalische Temperatur Oder deutlicher und warer Mathematischer Unterricht/Wie man durch Anweisung des Monochordi Ein Clavier/sonderlich die Orgel-Wercke [etc.] wohltemperiert stimmen könne*. Die blaue Eule.
- Zhang P, Chen X, Yuan P, Zhang D, He S. 2006. The effect of visuospatial attentional load on the processing of irrelevant acoustic distractors. *Neuroimage*, 33(2):715–724.

A1 Anhang

Fragebogen für Musiker
Studie: Einflüsse von Gehörschutz auf AEPs

Probanden-Nummer:

		ja	nein
1.	Sind Sie wegen chronischer Allgemeinerkrankungen <i>oder</i> schwerwiegender Erkrankungen in ärztlicher Behandlung?		
2.	Sind in der Familie (Großeltern, Eltern, Geschwister) Schwerhörigkeit oder Taubheit bekannt?		
3.	Haben oder hatten Sie bisher		
	-einen Hörsturz		
	-Tinnitus		
	-ein Knalltrauma		
	-einen Trommelfeldefekt		
	-einen anderen Gehörschaden		
4.	Wurden Operationen an den Ohren durchgeführt?		

5. Wie schätzen Sie selbst Ihr Gehör ein? Bitte machen Sie einen senkrechten Strich auf der Linie:

sehr schlecht _____ | _____ hervorragend

6. Empfinden Sie laute Musik/Geräusche als unangenehm? Bitte markieren Sie auf der Linie:

ja, sehr oft _____ | _____ nein, selten

7. Stört Sie das Tragen von Gehörschutz bei der Arbeit?

gar nicht _____ | _____ sehr

		ja	nein
8.	Besitzen Sie Gehörschutz?		
	Wenn ja: Wann benutzen Sie ihn bevorzugt?		
	Wann benutzen Sie ihn <i>nicht</i> ?		

		immer	häufig	selten	nie
9.	Ich trage Gehörschutz				
	-in Proben				
	-beim Üben				
	-im Konzert				

Abb. A1.1: Fragebogen Teil 1

		ja	nein	
10.	Ich bin der Meinung, daß	Gehörschutz bei der Arbeit in keiner Weise stört.		
		Gehörschutz meine Kontrolle der Intonation beeinträchtigen würde.		
		Gehörschutz die Kontrolle der Einordnung meines Spiels in den Gesamtklang erschwert.		
		Kollegen, die Gehörschutz verwenden, schlechter spielen als die, die keinen verwenden.		

11.	Schätzen Sie bitte Ihre Arbeitszeiten pro Woche ein:	
	Übzeit	Stunden/Woche
	Probenzeit	Stunden/Woche
	Anzahl Proben im Monat	
	Anzahl Konzerte im Monat	
	geschätzte tägliche Gesamtspielzeit	Stunden/Tag
	Unterricht	Stunden/Woche

12. Welche Instrumente erscheinen Ihnen an Ihrem Platz oft besonders laut?

		ja	nein
13.	Haben Sie Erfahrungen mit der sog. Aufführungspraxis?		

		ja	nein
14.	Welche Stimmtonhöhen sind Ihnen beim Musizieren geläufig?		
	A = 443 Hz		
	A = 440 Hz		
	A = 430 Hz		
	A = 415 Hz		
	andere, nämlich:		

Abb. A1.2: Fragebogen Teil 2

Einverständniserklärung der Probanden

Frau/Herr Name, Vorname:

Straße:

PLZ, Ort:

hat sich am Datum:

am Klinikum der FSU Jena für die klinische Studie

„EEG-Messung Musiker / Einfluß von Störgrößen auf AEPs“

als Proband zur Verfügung gestellt und überläßt die erhobenen Daten zur Auswertung im Rahmen der Forschung am Institut für Physiologie.

Die Teilnahme umfaßt:

Orientierende Otoskopische Untersuchung beider Ohren
Reintonaudiometrie beider Ohren mit und ohne Gehörschutz
Messung der otoakustischen Emissionen
Anbringen von ca. 30 Elektroden mit Hilfe einer Kopfhaube im Kopf- und Gesichtsbereich zum Ableiten eines EEG (Hirnströme) und EKG (Pulsmessung)
Dauer des Versuchs ca. 3,5 Stunden
Versuchsinhalt ist das passive Hören von Musik und Tönen/Klängen und aktives Hören mit Angaben wie sauber/unsauber bei maximalen Schallpegeln von 65-70 dB (A), dies entspricht etwa normalem Straßenlärm
Ausfüllen eines anonymisierten Fragebogens

Datum, Unterschrift d. Probanden:

Abb. A1.3: *Einverständniserklärung*

Tab. A1.1: EEG-Segmente, die nach Artefaktkorrektur in die EKP-Mittelung eingingen. S2=Standard, S3=Deviant 1, S4=Deviant 2. Leichte Verkürzung des ISI ermöglicht Applikation einer größeren Anzahl Stimuli bei gleichem Zeitaufwand.

<i>forte</i>		<i>forte + Otoplastik</i>		<i>piano</i>	
S2	S3	S2	S3	S2	S3
123	31	114	29	122	31
128	32	128	32	129	33
117	31	96	25	107	26
134	32	123	31	130	32
76	20	121	31	129	33
122	32	121	29	123	31
111	29	118	31	119	32
128	32	121	30	120	30
74	19	120	30	125	32
142	35	127	32	129	33
1155	293	1189	300	1233	313

Deviant 1

<i>forte</i>		<i>forte + Otoplastik</i>		<i>piano</i>	
S2	S4	S2	S4	S2	S4
147	38	150	39	124	30
152	38	149	37	148	37
147	37	153	39	149	39
144	37	146	37	145	35
146	37	146	37	146	37
154	39	152	38	148	37
143	34	135	34	143	34
143	34	136	32	131	30
145	37	141	36	148	37
152	39	141	36	150	38
1473	370	1449	365	1432	354

Deviant 2

Tab. A1.2: *Instrumentenabhängigkeit der Geräuschbelastung nach Folprechtova und Miksovská in (Sataloff 1995)*

INSTRUMENT	GERÄUSCHPEGEL in db(A)
Violine	84–103
Cello	84–92
Kontrabass	75–84
Piccoloflöte	95–112
Querflöte	85–111
Klarinette	92–103
Horn	90–106
Oboe	80–94
Posaune	85–114
Xylophon	90–92

Tabellenverzeichnis

3.1	Verhaltensexperiment. Deviant 1. Statistik	47
3.2	Verhaltensexperiment. Deviant 2. Statistik	48
3.3	Verhaltensexperiment. Deviant 1 vs. Deviant 2	50
3.4	MMN, Deviant 2. Onset, peak-Latenz und -Amplitude. Statistik	55
3.5	MMN. Standard vs. Deviant 2. AUC, Statistik	56
3.6	N2b, mittlere Amplitude. Statistik.	58
3.7	P300. peak-Latenz und -Amplitude. Statistik.	59
A1.1	Anzahl der EEG-Segmente je Individuum nach Stimulusart	89
A1.2	Instrumentenabhängigkeit der Geräuschbelastung im Orchester	90

Abbildungsverzeichnis

1.1	Gehörschutz für Industriearbeiter	13
1.2	Gehörschutz für Musiker	13
1.3	EKP-Komponenten: Allgemeiner Überblick	23
1.4	EKP-Komponenten: Mismatch Negativity (Grand Average)	25
1.5	N2b als Ausdruck der Aufmerksamkeitszuwendung	26
1.6	MMN: Kurvenform und Lokalisation	27
1.7	MMN als Funktion der Magnitude des Stimulusunterschieds	29
1.8	MMN in Abhängigkeit von Diskriminationstraining	30
2.1	Otoplastik	34
2.2	Dämpfungscharakteristik der Otoplastiken	34
2.3	C-Dur	35
2.4	Frequenzspektrum des Standardstimulus und Differenz Deviant 2	36
2.5	EEG–Ableitschema	38
2.6	Haubensystem Easy-Cap zur Elektrodenbefestigung	39
2.7	Versuchsaufbau: Geräteanordnung	40
2.8	EKP mit Darstellung der MMN eines Probanden	43
3.1	Audiometrie	45
3.2	Verhaltensexperiment ('Mausklick'): Säulendiagramm 1	48
3.3	Verhaltensexperiment ('Mausklick'): Säulendiagramm 2	49
3.4	EKPs in Form von Grand Averages. Deviant 1	51
3.5	MMN: Individuelle EKPs, Deviant 1	52
3.6	EKPs in Form von Grand Averages. Deviant 2. Topographie der MMN	53
3.7	MMN: Individuelle EKPs, Deviant 2	54
3.8	AUC der MMN. Deviant 2. Säulendiagramm.	56
3.9	EKPs in Form von Grand Averages. Deviant 2. Veranschaulichung der AUC	57
3.10	N2b. Deviant 2, mittlere Amplitude. Säulendiagramm.	58
3.11	EKPs in Form von Grand Averages der Differenzkurven. P300. Deviant 2	59

3.12	Mittlere peak-Amplitude der P300. Deviant 2. Säulendiagramm.	60
3.13	P300: Individuelle EKPs, Deviant 2	62
4.1	Verhaltensexperiment ('Mausklick'): Selbsteinschätzung	67
A1.1	Fragebogen Teil 1	86
A1.2	Fragebogen Teil 2	87
A1.3	Einverständniserklärung	88

Lebenslauf

Personalien Johannes Günther

geboren am 03. April 1971, Beeskow

Nationalität Deutsch

Medizinische Ausbildung

10/02 – 04/09 Friedrich-Schiller-Universität Jena: Medizinstudium, Staatsexamen 2009. Während des Studiums HiWi-Tätigkeit am Institut für Anatomie (Anleitung von Kursen 'Anatomie am Lebenden') und am Hautphysiologischen Institut der FSU Jena. Approbierter Arzt in Deutschland seit 2009 und in Finnland seit 2010.

03/05 – 10/08 Famulaturen und Praktisches Jahr in den Fächern Orthopädie, Allgemeinmedizin, Innere Medizin, Pädiatrie und Kinderchirurgie in Deutschland, der Schweiz und Norwegen.

07/10 – Arzt in Weiterbildung (Radiologie): Zentralkrankenhaus Kemi und Universitätsklinik Oulu im Rahmen eines postgradualen Studiums an der Universität Oulu (Finnland), Facharztprüfung 02/2015.

Musikalische Ausbildung und Berufserfahrung

10/91 – 03/02 Hochschule für Musik „Franz Liszt“ Weimar: Musikstudium, Hauptfach Viola. Staatlich geprüfter Musikschullehrer, Künstlerisches Diplom 1999. Aufbaustudium Viola, Nebenfächer Barockviola und -violine.

02/95 – 05/95 Austauschstudium Sibelius-Akatemia Helsinki (Finnland).

03/94 – 01/96 Als Vertreter Deutschlands ausgewählt für Arbeitsphasen internationaler Orchester: Gustav Mahler Jugendorchester (1994, Tutti), Ju-

gendorchester der Europäischen Union EUYO (1995, Tutti), Musikakademie des Bayerischen Rundfunks (1996, Solobratsche), Shira-Festivalorchester Israel (1995, stellv. Solobratsche).

01/95 – 12/95 Jahresstipendium des Freistaats Sachsen und des gesamteuropäischen Gustav-Mahler-Jugendorchesters. Stipendium der Musikakademie Cerovo (Italien).

03/94 – 12/96 Musiker (Substitut, Zeitverträge) in verschiedenen nationalen Orchestern (u.a. Dresdner Philharmonie, Staatskapelle Weimar).

Seit 1997 Freiberuflicher Musiker mit Schwerpunkt „Alte Musik“.

Schulbildung

09/77 – 06/87 Polytechnische Oberschulen, Abschluss: 10. Klasse

08/99 – 07/02 Thüringenkolleg Weimar, Abschluss: Abitur

Weitere Tätigkeiten

07/87 – 09/91 Ausbildung zum Wirtschaftskaufmann (Hotel Bellevue Dresden)
Verwaltungsmitarbeiter (Ev.-luth. Pfarramt Freital-Hainsberg)
Zivildienst (Altersheim Bodelschwingh Freital)
Aushilfstätigkeit als Altenpfleger (Rosenheim Greste, Leopoldshöhe)

Oulu, 07.04.2015

Danksagung

Ich danke

- Herrn Prof. Dr. F. Richter und Frau Dr. E. Emmerich für die Überlassung des Themas, das Musik und Medizin in einen Zusammenhang bringt,
- Herrn Dr. R. Huonker für Hilfe bei der Arbeit mit der Software BrainVision®,
- Herrn Lang von der Firma Hörgeräte-Akustik Lang, Jena, für die Anfertigung der Otoplastiken,
- den Probanden für ihre Geduld,
- Frau J. Struppert für Hilfe bei Literaturrecherche und EEG-Verkabelung,
- Frau Claudia Knopf für Rat beim Umgang mit WORD, L^AT_EX und Hilfe bei den Experimenten,
- Frau Susann Querner für Korrekturlesen des Manuskripts,
- Herrn Mario Scheel für Anregungen und Hilfe bei der Arbeit mit L^AT_EX,
- meinen Eltern für ihre Unterstützung und freundliche Ermunterung.

Ehrenwörtliche Erklärung

Hiermit erkläre ich, dass

- mir die Promotionsordnung der Medizinischen Fakultät der Friedrich-Schiller-Universität Jena bekannt ist,
- ich die Dissertation selbst angefertigt habe und alle von mir benutzten Hilfsmittel, persönlichen Mitteilungen und Quellen in meiner Arbeit angegeben sind,
- mich folgende Personen bei der Auswahl und Auswertung des Materials sowie bei der Herstellung des Manuskripts unterstützt haben: Herr Prof. F. Richter, Frau Dr. E. Emmerich, Herr M. Scheel, Frau C. Knopf, Frau S. Querner,
- die Hilfe eines Promotionsberaters nicht in Anspruch genommen wurde,
- Dritte weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen von mir für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen,
- ich die gleiche, eine in wesentlichen Teilen ähnliche oder eine andere Abhandlung nicht bei einer anderen Hochschule als Dissertation eingereicht habe.

Oulu, 07.04.2015