

DIPLOMARBEIT

Schallquellenlokalisierung mittels Frequenzbereich-Kompression der Außenohrübertragungsfunktionen

Sound-Source Localisation with Frequency-Warped Head-Related Transfer Functions

Thomas Walder

Institut für Elektronische Musik und Akustik
Universität für Musik und darstellende Kunst Graz



Institut für Schallforschung
Österreichischen Akademie der Wissenschaften



Betreuer: o.Univ.Prof. Dr. Robert Höldrich
Dr. Bernhard Laback
Dr. Piotr Majdak

Wien, August 2010

Kurzfassung

Die elektrische Stimulation des Hörnervs mit Hilfe von Cochleaimplantaten (CIs) ermöglicht gehörlosen Menschen das Verstehen von gesprochener Sprache und hat sich daher als erfolgreicher Ersatz für ein funktionsuntaugliches Innenohr etabliert. Die Wiederherstellung sämtlicher Funktionen des normalen Gehörs ist mit derzeitigen CI-Systemen jedoch nicht möglich. Die Lokalisation von Schallquellen in den sagittalen Ebenen ist mit derzeitigen CI-Systemen stark begrenzt. Im normalen Gehör erfolgt diese Lokalisation durch Auswertung der durch die Pinna verursachten Färbung des hohen Frequenzbereichs des eintreffenden Schalls. Bei CI-Systemen decken die implantierten Elektroden den relevanten Frequenzbereich nicht ab. Der Versuch diese räumliche Information dennoch zu übertragen, kann mit einer Verschiebung in einen niedrigeren Frequenzbereich realisiert werden. Dabei ergibt sich die grundlegende Fragestellung, inwieweit die Lokalisation unter Verwendung von frequenzverschobener räumlicher Information erlernt werden kann.

Zur Untersuchung dieser Frage wurde in dieser Arbeit der Effekt einer linearen Frequenzbereich-Kompression der spektralen Richtungsinformation auf die Lokalisation von Schallquellen in den Sagittalebene untersucht. Um die bei CI-Trägern häufig auftretenden individuellen Faktoren auszuklammern, wurden normalhörende Versuchspersonen getestet. Die Darbietung der Schallquellen erfolgte mittels virtueller Akustik, wobei individuelle Außenohrübertragungsfunktionen (engl: head-related transfer functions, HRTFs) verwendet wurden. Der hochfrequente Bereich (2,8 - 16 kHz) wurde in den für Träger derzeitiger CI-Systeme verbleibenden Frequenzbereich von 2,8 bis 8,5 kHz komprimiert, während der für die Sprachverständlichkeit relevante niederfrequente Bereich (0,3 - 2,8 kHz) nicht verändert wurde. 15 normalhörende Versuchspersonen, aufgeteilt in Test- und Kontrollgruppe, absolvierten ein 21-tägiges audio-visuelles Training in jeweils 2-stündigen Einheiten pro Tag. In der Testgruppe kam die Frequenzbereich-Kompression, in der Kontrollgruppe Bandbegrenzung (0,3 - 8,5 kHz) ohne Frequenzbereich-Kompression zur Anwendung.

Die Vorne-Hinten-Verwechslungen nahmen in der Testgruppe signifikant stärker ab, als in der Kontrollgruppe. Dennoch waren die polaren Lokalisationsfehler in der Testgruppe am Ende des Trainings größer, als mit den originalen HRTFs. Erstaunlicherweise zeigte auch die Kontrollgruppe einen starken Trainingseffekt, sodass sich deren Lokalisationsleistung am Ende des Trainings nicht mehr signifikant von jener mit den originalen HRTFs unterschied. Die starke auditorische Plastizität in der vertikalen Lokalisationsfähigkeit eröffnet daher neue Möglichkeiten für CI- und Hörgeräte-Systeme mit eingeschränktem Frequenzbereich.

Abstract

Electrical stimulation of the cochlear nerve with cochlear implants (CIs) enables deafened people to understand speech and therefore has been shown to successfully substitute basic functions of the inner ear. However, current CI systems can not recover all functions of the normal auditory system. Localisation within the sagittal planes still remains difficult with current CI systems. In normal hearing, this localisation is based on analysing spectral colouration in the high frequency region of the incoming sound, caused by the pinna. In CI systems the implanted electrodes do not cover the relevant frequency region. A possible approach to transmit this spatial information is to warp it into the lower frequency band. This leads to the basic question whether it is possible to relearn localisation by using frequency-warped spatial information.

In this project the effect of linear frequency warping of spectral spatial information on localisation of sound sources is studied. To exclude individual factors commonly occurring amongst CI users, listeners with normal hearing participated in this project. Audio stimuli were presented via virtual acoustics using individual head-related transfer-functions (HRTFs) and visual stimuli via a head mounted display. The high frequency band (2.8 - 16 kHz) was warped into the frequency band of current CI systems available for localisation (2.8 - 8.5 kHz). The low frequency band (0.3 - 2.8 kHz), relevant for speech intelligibility, was not modified. 15 subjects with normal hearing, subdivided into a test group and a control group, completed a 21 day audio-visual training in units of 2 hours per day. Whilst the test group practised with frequency-warped HRTFs, the control group practised with merely bandlimited HRTFs (0.3 - 8.5 kHz).

The decrease of front/back confusions was significantly larger for the test group than for the control group. Nevertheless, the residual polar localisation errors of the test group at the end of the training were larger compared to those measured with original HRTFs. Surprisingly, also the control group showed a large training effect. The localisation error at the end of the training was not significantly different from the localisation error with original HRTFs. The strong auditory plasticity in sagittal localisation opens new ways to improve spatial hearing with CIs and other hearing devices with limited bandwidth.

EIDESSTATTLICHE ERKLÄRUNG

Ich erkläre an Eides statt, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig verfasst, andere als die angegebenen Quellen/Hilfsmittel nicht benutzt, und die den benutzten Quellen wörtlich und inhaltlich entnommene Stellen als solche kenntlich gemacht habe.

Graz, am

.....

Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich bei einigen Personen bedanken, die mich während meiner Diplomarbeit oder während des Studiums in verschiedenster Weise unterstützt haben.

Ein besonderers herzlicher Dank gilt Bernhard Laback, Piotr Majdak und Michael Mihocic, die mir während der gesamten Zeit in Wien zur Seite gestanden sind und mich bis zur letzten Minute in allen Belangen betreut und unterstützt haben. Die vielen fruchtenden Diskussionen und die kollegiale und ehrliche Zusammenarbeit haben nicht nur diese Arbeit zum Positiven verändert.

Außerdem möchte ich mich bei allen Arbeitskollegen herzlich bedanken, die zur Freude an diesem Arbeitsplatz beigetragen haben.

Auch für die finanzielle Unterstützung des Instituts für Schallforschung der Österreichischen Akademie der Wissenschaften möchte ich mich bedanken.

Herzlich bedanken möchte ich mich bei Prof. Höldrich für die freundliche Bereitschaft, diese Arbeit zu betreuen.

Weiters möchte ich mich bei den insgesamt 15 Versuchspersonen bedanken, die sich bereit erklärt haben, an diesem sehr zeitintensiven Experiment teilzunehmen.

Ein großer Dank gilt den besonderen Freunden, die mich während der schwierigen letzten Jahre aufgebaut, von den unangenehmen Ereignissen abgelenkt und mitgeholfen haben, mich wieder zurück auf meinen Weg zu bringen.

Der größte Dank geht jedoch an meine Eltern, meine Freundin Ina, meinen Sohn Joel und Spatzl. Danke, dass ihr an mich geglaubt und mich unterstützt habt.

Thomas Walder
Wien, August 2010

Inhaltsverzeichnis

Kurzfassung	i
Danksagung	v
Inhaltsverzeichnis	vii
Abbildungsverzeichnis	xi
Tabellenverzeichnis	xv
Abkürzungsverzeichnis	xix
1 Einführung	1
1.1 Motivation	1
1.2 Aufbau	2
2 Stand der Forschung	3
2.1 Menschliches Gehör	3
2.1.1 Peripheres Gehör	3
2.1.2 Innenohr	4
2.2 Cochleaimplantat (CI)	10
2.2.1 Aufbau von CI-Systemen	10
2.2.2 Elektroden	10
2.2.3 Insertion und Lage	12
2.2.4 Tonotopie und Bandbreite	13
2.3 Lokalisation von Schallquellen	18
2.3.1 Raumebenen	18
2.3.2 Koordinatensysteme	18

2.3.3	Binaurale Lokalisation	20
2.3.4	Monaurale Lokalisation	21
2.3.5	Weitere Eigenschaften der Lokalisation	23
2.3.6	Auditorische Plastizität	23
2.3.7	Lokalisation bei CI-Trägern	25
3	Ziele der Arbeit	27
4	Experimentelles Design	31
4.1	Versuchspersonen	31
4.1.1	Anzahl und Zuordnung	31
4.1.2	Voraussetzungen	32
4.2	Stimuli	34
4.3	Experimentelle Bedingungen	38
4.3.1	Faktoren (Unabhängige Variablen)	38
4.3.2	Messvariablen (Abhängige Variablen)	40
4.3.3	Störvariablen	40
4.4	Prozedur	40
4.5	Bestimmung der mit den Daten durchzuführenden statistischen Analyse . .	40
4.5.1	Verfahren	40
4.5.2	Fehlermaße	42
5	Ergebnisse	45
5.1	Darstellung der Ergebnisse	45
5.2	Hypothesentests	50
5.2.1	Hypothese 1	50
5.2.2	Hypothese 2	51
5.2.3	Hypothese 3	53
5.2.4	Hypothese 4	55
5.2.5	Hypothese 5	57
5.2.6	Hypothese 6	58
5.2.7	Hypothese 7	60
5.2.8	Hypothese 8	62
5.2.9	Hypothese 9	64
5.2.10	Hypothese 10	65

6	Diskussion	67
7	Zusammenfassung und Schlussfolgerungen	73
A	Detaillierte individuelle und experimentelle Daten	75
A.1	Audiogramme aller Versuchspersonen	75
A.2	HRTFs aller Versuchspersonen	80
A.3	Graphische Ergebnisse der Pre/Post-Trainings und Tests aller Versuchspersonen	88
A.4	Tabellarische Ergebnisse der Pre/Post-Trainings und Tests aller Versuchspersonen	104
A.5	Mittlere Fehler aller Versuchspersonen	106
A.6	Experimentelle Instruktionen	121
B	Referenzdaten	123
	Referenzen	132

Abbildungsverzeichnis

2.1	Peripheres Gehör, aus Gelfand (1997)	4
2.2	Skizzierte Darstellung von Innenohr und Schnitt durch die Röhrenstruktur der Cochlea, aus Gelfand (1997)	5
2.3	Skizzierter transversaler Schnitt durch die Kammern der Cochlea, aus (Pickles, 2008)	6
2.4	Skizze des Cortischen Organs, aus Gelfand (1997)	6
2.5	Wanderwelle, aus Gelfand (1997)	7
2.6	Skizzierte Darstellung von BM und Modiolus, aus Gelfand (1997)	7
2.7	Tonotope Organisation der Basilarmembran, aus Wada Laboratory (2003)	7
2.8	Halbwellengleichrichtung eines akustischen Stimulus, als Folge der neuronalen Kodierung durch die inneren Haarzellen, aus Kollmeier (2010)	8
2.9	Elektronenmikroskopie eines degenerierten OCs bei 500 Hz. Die inneren Haarzellen (IHCs) sind teilweise kollabiert, die Tektorialmembran hat keine Verbindung mehr zu den äußeren Haarzellen (OHCs), aus Pickles (2008)	9
2.10	Elektronenmikroskopie: Innere und äußere Haarzellen mit steigendem Grad der Schädigung von links nach rechts, aus Moore (1995)	9
2.11	Aufbau eines CI-Systems. 1: Prozessor inklusive Mikrofon und Batteriefach, 2: Sendespule, 3: Implantat bestehend aus Empfangsspule und Dekodiereinheit, eingebettet in das Felsenbein; die Referenzelektrode führt zum Musculus Temporalis und das Elektrodenarray ist in die Cochlea eingeführt (www.cochlear.com).	11
2.12	Beispiel eines Elektrodenarrays. Typ: MED-EL, <i>Flex^{SOFT}</i> , aus Vermeire et al. (2008)	11
2.13	Schematische Darstellung einer in die Cochlea eingeführten Elektrode. Die Elektrode wurde in die chirurgische Öffnung (Cochleostomy) eingeführt, aus Leake und Rebscher (2004)	12

2.14	Verlauf von Coritschem Organ (OC), <i>ganglion spirale</i> (SG) und Modiolarer Wand (MW) entlang der Cochlea. 0° als Referenz im Abstand von 1 mm zum basalen Ende des OC, aus Stakhovskaya et al. (2007)	15
2.15	Schnitt durch eine Cochlea und Kennzeichnung von Coritschem Organ (OC), <i>Ganglion Spirale</i> (SG) und Modiolarer Wand (MW), aus Stakhovskaya et al. (2007)	15
2.16	Schnitt durch das Cortische Organ und den <i>ganglion spirale</i> , aus Stakhovskaya et al. (2007)	16
2.17	Raumebenen von links nach rechts: Horizontalebene, Frontalebene und Vertikalebene bzw. zentrale Sagittalebene (Medianebene), aus Majdak (2003)	18
2.18	Geodäsisches Koordinatensystem, aus Majdak (2002)	19
2.19	Horizontal-Polar-Koordinatensystem, aus Majdak (2002)	19
2.20	<i>cone of confusion</i> , aus Majdak (2002)	21
2.21	Schematische Darstellung des zweistufigen Elevationsprozesses, bestehend aus der spektral-räumlichen Abbildung und der binauralen Gewichtung, aus (Van Wanrooij und Van Opstal, 2005).	24
3.1	Schematische Darstellung der Komprimierungskennlinie. Der Frequenzbereich der originalen HRTF zwischen 2,8 und 16 kHz wird auf den Bereich zwischen 2,8 und 8,5 kHz abgebildet.	28
3.2	Schematische Darstellung der Modifikation einer HRTF im Frequenzbereich. Blau: unveränderter Frequenzbereich, rot: modifizierter Frequenzbereich; (a) originale HRTF, (b) Frequenzbereich-komprimierte HRTF, (c) bandbegrenzte HRTF.	28
4.1	HRTF-Messung in dem semianechoischen Raum der ÖAW	32
4.2	Implementierung der Frequenzbereich-Kompression	35
4.3	Beispiel der Darstellung von DTF- und ETC-Sets der Median- und Horizontalebene, Pegel in dB.	36
4.4	Beispiel der Darstellung von frequenzbereichskomprimierten DTF- und ETC-Sets der Median- und Horizontalebene, Pegel in dB.	37
4.5	Generierung eines bandbegrenzten nicht komprimierten Stimulus	39
4.6	Ablauf der gesamten Studie	41

5.1	Darstellung der mittleren Quadrantenfehler (aus Tabelle 4.3), des 21-tätigen Trainings, des Pre/Post-Tests (PreT/PoT) und des Pre/Post-Trainings (PreL/PoL) für beide Trainingsgruppen (WG und KG). Balken: 95%-Konfidenzintervall. Rot (Kreis): bandbegrenzte unkomprimierte DTF, blau (Quadrat): frequenzkomprimierte DTF, grün (Dreieck): breitbandige, originale DTF. Ausgefüllt: Warped-Gruppe (WG), nicht ausgefüllt: Kontrollgruppe (KG). Strichlierte Gerade: mittels linearer Regression bestimmte Regressionsgerade und deren Steigung k inklusive des 95%-Konfidenzintervalles α	46
5.2	Darstellung der mittleren polaren Fehler LPPE, LPB (aus Tabelle 4.3). Erklärung siehe Abbildung 5.1.	47
5.3	Darstellung des mittleren lateralen Bias LB_{links}, LB_{rechts} (aus Tabelle 4.3). Erklärung siehe Abbildung 5.1.	48
5.4	Darstellung des mittleren statistischen lateralen Fehlers LPE (aus Tabelle 4.3). Erklärung siehe Abbildung 5.1.	49
A.1	Audiogramme der Versuchspersonen NH12, NH15	75
A.-9	Laterale und polare Ergebnisse aus Pre-Training (links) und Pre-Test (Mitte, rechts), dargestellt als Antwort (<i>response</i>) der VP der Kontrollgruppe , in Abhängigkeit der tatsächlichen Position (<i>target</i>). Die polar-Diagramme wurden aus den Zieldaten innerhalb $\pm 30^\circ$ erstellt. Ausgefüllte Kreise zeigen Quadrantenfehler (QE-MI).	88
A.-23	Individuelle polare und laterale mittlere Fehler (Tabelle 4.3) des 21-tägigen Trainings inklusive der mittleren Fehler und Standardabweichungen (mittels Bootstrapping ermittelt) des Pre/Post-Tests (PreT/PoT) und des Pre/Post-Trainings (PreL/PoL). Rot: bandbegrenzte unkomprimierte DTF, blau: frequenzkomprimierte DTF, grün: breitbandige, originale DTF. Kreis (ausgefüllt): breitbandige DTF, Quadrat (nicht ausgefüllt): modifizierte DTF. Strichlierte Gerade: mittels linearer Regression bestimmte Regressionsgerade und deren Steigung k inklusive des Konfidenzintervalles α	106
B.1	Prozent korrekte Antworten als Funktion der, durch die Anzahl der Kanäle bestimmten Frequenz und des Rauschpegels in Ruhe und bis 10 dB-SNR. Links: Fünf CI-Träger, rechts: Normalhörende Versuchspersonen, aus Goupell et al. (2008)	123
B.2	Individuelle Insertionswinkel für alle Elektroden, aus Vermeire et al. (2008)	124

B.3	Mittlere Frequenzen entlang SG und OC, bezogen auf Kawano et al. (1996) und Stakhovskaya et al. (2007), aus Vermeire et al. (2008) 124
B.4	Individuelle tonotope Funktion bei elektrischer Stimulation der VPn S1-S14 (mit Ausnahme von VP S12) mit gesundem kontralateralem Ohr und Verwendung der MED-EL Elektroden COMBI 40+ M, <i>PULSAR_{CI}¹⁰⁰</i> und <i>FLEX^{SOFT}</i> , aus Vermeire et al. (2008). Die wahrgenommene Tonhöhe ist als Funktion des Insertionswinkels dargestellt. Offene Kreise zeigen multiple Verknüpfungen zwischen elektrischer und akustisch wahrgenommener Tonhöhe. Ausgefüllte Kreise zeigen den geometrischen Mittelwert an. Die Greenwood-Funktion ist als durchgezogene Linie dargestellt, die strichlierten Linien zeigen eine Bandbreite von einer Oktave. Die kleinen Kreise ergeben sich aus den charakteristischen Frequenzen der Elektroden.	125

Tabellenverzeichnis

4.1	Gruppenaufteilung der Versuchspersonen mittels Identifikationsnummern (ID)	31
4.2	Experimentelle Faktoren und Faktorstufen	38
4.3	Definition der verwendeten Fehlermaße	43
5.1	Parameter zu Hypothese 1	50
5.2	Ergebnisse der repeated measures ANOVA zu Hypothese 1	50
5.3	Levene-Test zu Hypothese 2. $H = 0$: Die Merkmale weisen keine heterogenen Varianzen auf.	51
5.4	Anderson-Darling-Test zu Hypothese 2. $H = 0$: Die Merkmale weisen keine heterogenen Varianzen auf.	52
5.5	Parameter zu Hypothese 2	52
5.6	Ergebnisse der statistischen Tests zu Hypothese 2	52
5.7	Levene-Test zu Hypothese 3 (Beginn/Ende des Trainings inklusive Pre/Post-Training). $H = 0$: Die Merkmale weisen keine heterogenen Varianzen auf.	53
5.8	Parameter zu Hypothese 3 (Beginn/Ende des Trainings inklusive Pre/Post-Training).	53
5.9	Ergebnisse der statistischen Tests zu Hypothese 3 (Beginn/Ende des Trainings inklusive Pre/Post-Training).	54
5.10	Parameter zu Hypothese 3 (21 Trainingstage)	54
5.11	Ergebnisse der statistischen Tests zu Hypothese 3 (21 Trainingstage).	54
5.12	Levene-Test zu Hypothese 4 (Beginn/Ende des Trainings inklusive Pre/Post-Training). Die Merkmale weisen keine heterogenen Varianzen auf ($H = 0$).	55
5.13	Parameter zu Hypothese 4 (Beginn/Ende des Trainings inklusive Pre/Post-Training).	55
5.14	Ergebnisse der statistischen Tests zu Hypothese 4 (Beginn/Ende des Trainings inklusive Pre/Post-Training)	55

5.15	Parameter zu Hypothese 4 (21 Trainingstage)	56
5.16	Ergebnisse der statistischen Tests zu Hypothese 4 (21 Trainingstage).	56
5.17	Levene-Test zu Hypothese 5. Die Merkmale weisen keine heterogenen Varianzen auf ($H = 0$).	57
5.18	Parameter zu Hypothese 5	57
5.19	Ergebnisse der statistischen Tests zu Hypothese 5 (Beginn/Ende des Trainings inklusive Pre/Post-Training).	57
5.20	Levene-Test zu Hypothese 6. Die Merkmale weisen für die Fehlermaße QE-MI, LPPE und LPB keine homogenen Varianzen auf ($H = 1$).	58
5.21	Anderson-Darling-Test zu Hypothese 6. $H = 1$: Es kann keine Normalverteilung nachgewiesen werden.	59
5.22	Parameter zu Hypothese 6	59
5.23	Ergebnisse der statistischen Tests zu Hypothese 6	59
5.24	Ergebnisse des zweiseitigen t-Tests zu Hypothese 6. Kritischer t-Wert: $t_c = t(0,975; 42 - 4) = 2,0244$. $H = 1$: die Steigungen der Regressionsgeraden sind signifikant unterschiedlich.	59
5.25	Levene-Test zu Hypothese 7. Die Merkmale weisen für die Fehlermaße QE-MI keine homogenen Varianzen auf ($H = 1$).	60
5.26	Anderson-Darling-Test zu Hypothese 7. $H = 1$: Es kann keine Normalverteilung nachgewiesen werden.	60
5.27	Parameter zu Hypothese 7	60
5.28	Ergebnisse der statistischen Tests zu Hypothese 7	61
5.29	Levene-Test zu Hypothese 8. $H = 1$: Merkmale weisen keine homogenen Varianzen auf.	62
5.30	Anderson-Darling-Test zu Hypothese 8. $H = 1$: Es kann keine Normalverteilung nachgewiesen werden.	62
5.31	Parameter zu Hypothese 8	62
5.32	Ergebnisse der statistischen Tests zu Hypothese 8	63
5.33	Levene-Test zu Hypothese 9. $H = 1$: Merkmale weisen keine homogenen Varianzen auf.	64
5.34	Parameter zu Hypothese 9	64
5.35	Ergebnisse der statistischen Tests zu Hypothese 9	64
5.36	Levene-Test zu Hypothese 10. $H = 1$: Merkmale weisen keine homogenen Varianzen auf.	65

5.37	Parameter zu Hypothese 10	65
5.38	Ergebnisse der statistischen Tests zu Hypothese 10	65
A.1	Ergebnisse des einführenden Lokalisationstrainings (<i>Pre-Training</i>) der VPn nach ID-Nummer: mittlere Fehler der letzten 250 Wiederholungen. #items: Anzahl der Wiederholungen, #valid lat: Anzahl der zur graphischen Darstellung ausgewerteten lateralen Positionen, #valid pol: Anzahl der ausgewerteten polaren Positionen (innerhalb $\pm 30^\circ$ lateral), Fehlermaße siehe Kapitel 4.5.2, %polar corr: QE-MI nach Spiegelung der Quadrantenfehler in den richtigen Quadranten.	104
A.2	Ergebnisse des Pre-Tests (Kontrollbedingung) der VPn nach ID-Nummer: mittlere Fehler der 300 Wiederholungen. Detaillierte Beschreibung siehe Tabelle A.1.	104
A.3	Ergebnisse des Post-Tests (Kontrollbedingung) der VPn nach ID-Nummer: mittlere Fehler der 300 Wiederholungen. Detaillierte Beschreibung siehe Tabelle A.1.	105
A.4	Ergebnisse des Post-Trainings der VPn nach ID-Nummer: mittlere Fehler der letzten 200 Wiederholungen. Detaillierte Beschreibung siehe Tabelle A.1.	105

Abkürzungsverzeichnis

ANOVA	Varianzanalyse (<i>analysis of variance</i>)
BM	Basilarmembran
CF	charakteristische Frequenz
CI	Cochleaimplantat
CIS	<i>continous-interleaved sampling</i>
CTF	richtungsunabhängiger Teil der HRTF (<i>common transfer function</i>)
DTF	richtungsabhängiger Teil der HRTF (<i>directional transfer function</i>)
ETC	<i>energy time curve</i>
HL	<i>hearing level</i>
HMD	visuelles, als Brille getragenes Ausgabegerät (<i>head-mounted display</i>)
HRIR	kopfbezogene Impulsantwort (<i>head-related impulse response</i>)
HRTF	kopfbezogene Außenohrübertragungsfunktion (<i>head-related transfer function</i>)
HV	Hörverlust
ID	Identifikationsnummer
IHC	innere Haarzelle (<i>inner hair cell</i>)
ILD	interaurale Pegeldifferenz (<i>interaural level difference</i>)
ITD	interaurale Zeitdifferenz (<i>interaural time difference</i>)
JND	kleinste wahrnehmbare Schwelle (<i>just-noticeable difference</i>)
KG	Kontrollgruppe (<i>control-group</i>)
LB	systematischer lateraler Fehler (<i>lateral bias</i>) nach Heffner und Heffner (2005)
LPB	systematischer lokaler polarer Fehler (<i>local polar bias</i>) nach Heffner und Heffner (2005)
LPE	statistischer lateraler Fehler (<i>lateral precision error</i>) nach Heffner und Heffner (2005)
LPPE	statistischer lokaler polarer Fehler (<i>local polar precision error</i>) nach Heffner und Heffner (2005)
OC	Cortisches Organ (<i>organ of Corti</i>)

OHC	äußere Haarzelle (<i>outer hair cell</i>)
PB	systematischer polarer Fehler (<i>polar bias</i>) nach Heffner und Heffner (2005)
PPE	statistischer polarer Fehler (<i>polar precision error</i>) nach Heffner und Heffner (2005)
QE-MA	Quadrantenfehler nach Majdak et al. (2010)
QE-MI	Quadrantenfehler nach Middlebrooks (1999)
SG	Ganglion Spirale (<i>spiral ganglion</i>)
SL	Wahrnehmungspegel (<i>sensation level</i>)
TP	Tiefpassfilter
VP	Versuchsperson
WG	Warped-Gruppe (<i>warped-group</i>)
ÖAW	Österreichische Akademie der Wissenschaften

Kapitel 1

Einführung

1.1 Motivation

Die elektrische Stimulation des Hörnervs mit Hilfe von Innenohr-Implantaten, sogenannten Cochleaimplantaten (CIs), ermöglicht Menschen mit hochgradiger Schwerhörigkeit oder Taubheit, die Kommunikation auf akustischer Ebene. Das ursprüngliche Ziel bei der Entwicklung von CIs war, diesen Menschen das Verstehen gesprochener Sprache zu ermöglichen. Basierend auf der stetig andauernden Grundlagenforschung und technologischen Entwicklung im Bereich der Audiologie und Psychoakustik, ergeben sich weitere interessante und wichtige Betätigungsfelder, welche darauf abzielen, den gehörlosen Menschen die Integration in der Welt der akustischen Ereignisse weiter zu erleichtern. Mit dem Projekt *Spectral Cues in Auditory Localization with Cochlear Implants* (CI-HRTF, Laback (2005)) leistet die Österreichische Akademie der Wissenschaften, Institut für Schallforschung, einen wichtigen Beitrag zur Erforschung der auditorischen Lokalisationsfähigkeiten bei Gehörlosen und Normalhörenden. Die folgende Arbeit soll dabei als eine der letzten Studien des vierjährigen Projektes Aufschluss über die Plastizität des Gehörs in Bezug auf die Lokalisation von Schallquellen geben. Dieses wenig erforschte Gebiet der Psychoakustik basiert auf der Studie *Relearning sound localization with new ears* (Hofman et al., 1998), in welcher die Fähigkeit des Wiedererlernens der Schallquellenlokalisierung mit veränderten Außenohren nachgewiesen wurde. Daraus ergibt sich die Frage, ob es für Cochleaimplantat-Träger möglich ist, das kognitive Potential zu nutzen, indem mit Hilfe einer neuen Strategie die notwendige Richtungsinformation des hochfrequenten spektralen Bereichs in die begrenzte Bandbreite der CIs transformiert wird.

1.2 Aufbau

Der folgende Abschnitt dient zur Orientierung und soll einen groben Überblick über die vorliegende Arbeit verschaffen. In Kapitel 2 wird der aktuelle Stand der Forschung zum Thema Richtungslokalisierung von Schallquellen und auditorischer Plastizität beschrieben. Einleitend werden die physiologischen Grundlagen des menschlichen Gehörs erläutert. Dies wird zum Verständnis der nachfolgenden Zusammenfassung der Technik bei CIs benötigt. Die anschließende Beschreibung der grundlegenden Lokalisationsmechanismen führt zum Schwerpunkt der Arbeit, der Lokalisation in den Sagittalebene bei Normalhörenden und Gehörlosen. Der aktuelle Wissensstand über die Plastizität des auditorischen Kortex bildet dann die Überleitung zu den Zielen der Arbeit.

In Kapitel 3 werden die Ziele und Abgrenzungen besprochen.

Die Umsetzung der Ziele und die Beantwortung der Fragen mit Hilfe des Experimentes, sowie die Definition der notwendigen Maße zur Quantifizierung der Messdaten werden in Kapitel 4 behandelt.

Die Beschreibung der experimentellen Ergebnisse, die statistische Auswertung der Messdaten und die Überprüfung der verschiedenen Hypothesen erfolgt in Kapitel 5 und die anschließende Diskussion in Kapitel 6.

Die Zusammenfassung der Arbeit, ergänzt mit der Aussicht auf mögliche nächste Schritte, erfolgt in Kapitel 7.

Anhang A enthält die individuellen Daten der Versuchspersonen (VPn) inklusive der Ergebnisse der Vorversuche bezüglich der Eignung der Testpersonen zum Hauptversuch und die vollständigen Auswertungen der einzelnen VPn zum Hauptversuch. Anhang B beinhaltet zusätzliche, relevante Informationen aus der Literatur.

Kapitel 2

Stand der Forschung

2.1 Menschliches Gehör

Der folgende Abschnitt dient dazu, die grundlegenden physikalischen Begriffe und Zusammenhänge des menschlichen Gehörs zu wiederholen und zusammenzufassen und basiert auf dem Skriptum zur Vorlesung von [Laback \(2006\)](#). Detaillierte Ausführungen beschränken sich auf das für das Verständnis der nachfolgenden Kapitel notwendige Vorwissen. Daher erhebt dieser Abschnitt keinen Anspruch auf eine vollständige Präsentation des gesamten physiologischen Sachverhaltes.

2.1.1 Peripheres Gehör

Das Außenohr (Abbildung 2.1) setzt sich aus der Ohrmuschel (Pinna) und dem Gehörgang zusammen, wobei die Pinna die Schallwellen für hohe Frequenzen bündelt. Aufgrund der inhomogenen Struktur der Pinna ergibt sich eine besondere frequenz- und richtungsabhängige Filterwirkung, welche die Lokalisation von Schallquellen (Kapitel 2.3) in den Sagittalebene (Abbildung 2.17) ermöglicht. Der leicht gekrümmte Gehörgang wirkt als $\frac{\lambda}{4}$ -Resonator (Prinzip der gedeckten Orgelpfeife) und hat eine richtungsunabhängige Resonanzüberhöhung zwischen 2 kHz und 3 kHz zur Folge. In der luftgefüllten Paukenhöhle befindet sich das Mittelohr, welches durch das Trommelfell vom Außenohr abgetrennt ist. Über die Eustachische Röhre erfolgt der zur Entspannung des Trommelfells notwendige Druckausgleich zwischen Paukenhöhle und dem Nasen-Rachenraum. Die drei Gehörknöchelchen (Ossicula), bestehend aus Hammer (Malleus), Amboß (Incus) und Steigbügel (Stapes), verstärken die Schwingungen des Trommelfells und leiten sie über das ovale Fenster an das Innenohr weiter. Die Hauptfunktion des Mittelohres liegt in der

Impedanzanpassung zwischen Luft und der Lymphflüssigkeit des Innenohres. Die notwendige Verstärkung ergibt sich in erster Linie durch das Verhältnis der Flächen von Trommelfell zu ovalem Fenster von 18,75:1 (Pickles, 2008). Eine zusätzliche Verstärkung folgt aus dem Hebelverhältnis vom langen Hammergriff zur kurzen Ambossmembran von 2,1:1 (Pickles, 2008). In Summe ergibt sich eine Verstärkung von 39,3 (entspricht 31,9 dB, (Pickles, 2008)) und ein Bandpassverhalten im Bereich zwischen 0,5 kHz und 4 kHz, in dem Schall am effizientesten übertragen wird.

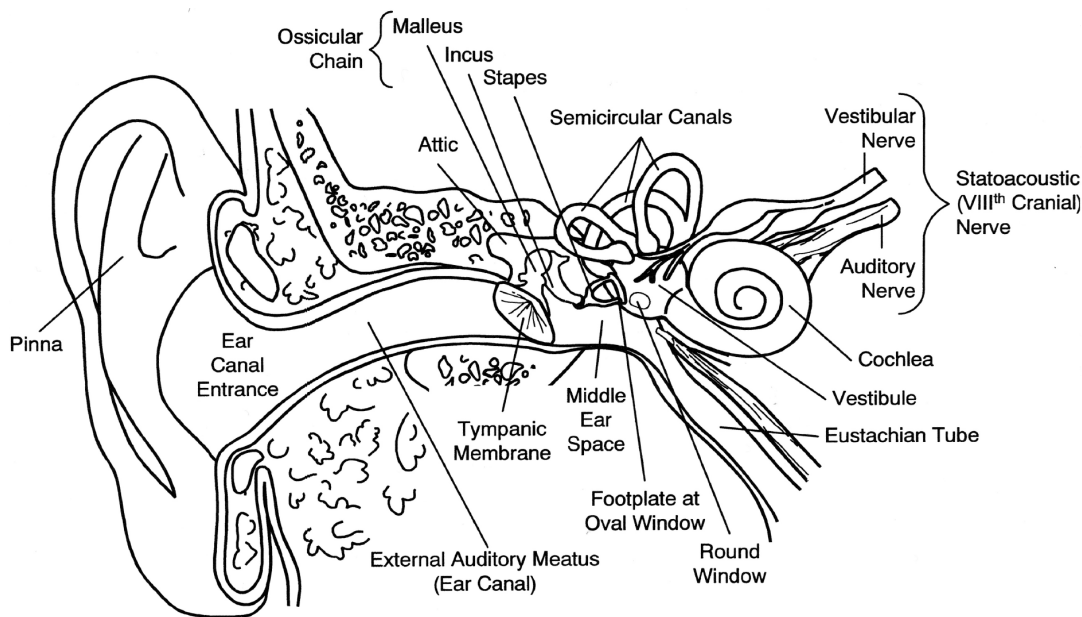


Abbildung 2.1: Peripheres Gehör, aus Gelfand (1997)

2.1.2 Innenohr

Das Innenohr (Abbildung 2.2) befindet sich, zusammen mit dem Gleichgewichtsorgan, im härtesten Knochen des Menschen, dem Felsenbein. Die Gehörknöchelchen (Cochlea) besitzt eine eingerollte, röhrenartige Struktur mit einer Länge von ca. 33 mm (Ketten et al., 1998) und besteht aus drei Kammern (Abbildung 2.3), der Scala Vestibuli, welche über eine Membran am ovalen Fenster (Basis) mit der Steigbügelplatte verbunden ist, der Scala Tympani welche über das Helikotrema (Apex) am Ende mit der Scala Vestibuli verbunden ist und über eine Membran zum Druckausgleich verfügt (rundes Fenster). Die dritte Kammer (Scala Media) liegt zwischen den beiden anderen, abgetrennt durch die Reißner- und die Basilmembran (BM) und enthält das Cortische Organ (OC, Abbildung 2.4). Die gedachte knöcherne Achse der Cochlea (Modiolus, Abbildung 2.2, 2.6) beinhaltet die

Anbindung des Hörnervs (HN) an das OC. Diese Verbindung erfolgt über einen synaptischen Kontakt des *ganglion spirale* (SG) mit der Basis der Haarzellen (Abbildung 2.3, 2.4).

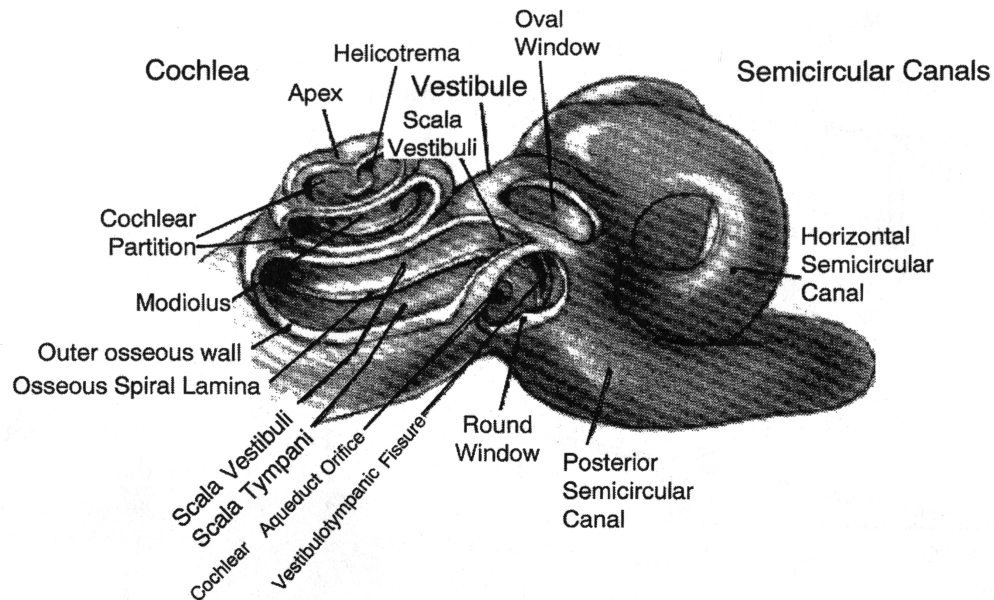


Abbildung 2.2: Skizzierte Darstellung von Innenohr und Schnitt durch die Röhrenstruktur der Cochlea, aus [Gelfand \(1997\)](#)

Die beiden äußeren Kammern (Scala Vestibuli, Scala Tympani) sind mit der Perilymphe gefüllt, welche einen niedrigen Kalium- und einen hohen Natriumgehalt aufweist. Im Gegensatz dazu enthält die Scala Media eine Lymphflüssigkeit mit einem hohen Kalium- und einem niedrigen Natriumgehalt (Endolymphe). Dadurch ergibt sich eine Spannungsdifferenz von ca. 40 mV als Basis für eine Umwandlung von mechanischer Information der Schallwelle in elektrische Impulse. Eine mechanische Schwingung am ovalen Fenster breitet sich in Form der sogenannten Wanderwelle ([von Bekesy, 1949](#)) entlang der BM aus, wobei sich eine Frequenz-Ort-Transformation (Abbildung 2.5, 2.7) ergibt ([Greenwood, 1990, 1961](#)). Es bilden sich Maxima zwischen Basis und Apex entlang der BM aus, denen eine Frequenz zugeordnet werden kann. Die Zuordnung der Frequenz über den Ort wird als tonotope Organisation bezeichnet. Hohe Frequenzen haben ihr Maximum in der Nähe des ovalen bzw. runden Fensters (Basis) und tiefe Frequenzen in der Nähe des Helicotremas (Apex). Die Ursache dafür liegt darin, dass von Basis zu Apex die Breite der BM zunimmt (Abbildung 2.6) und die Steifigkeit abnimmt (Abbildung 2.5).

Schwingungen der BM werden im OC an die Haarzellen übertragen (Abbildung 2.4). Diese sind in zwei Kategorien, die inneren Haarzellen (IHC), welche über die afferenten Nervenfasern sensorische Signale zum Gehirn weiterleiten, und die über den Hirnstamm aktiv gesteuerten ([Kemp, 2002](#)) äußeren Haarzellen (OHC), angeordnet. Das gesunde

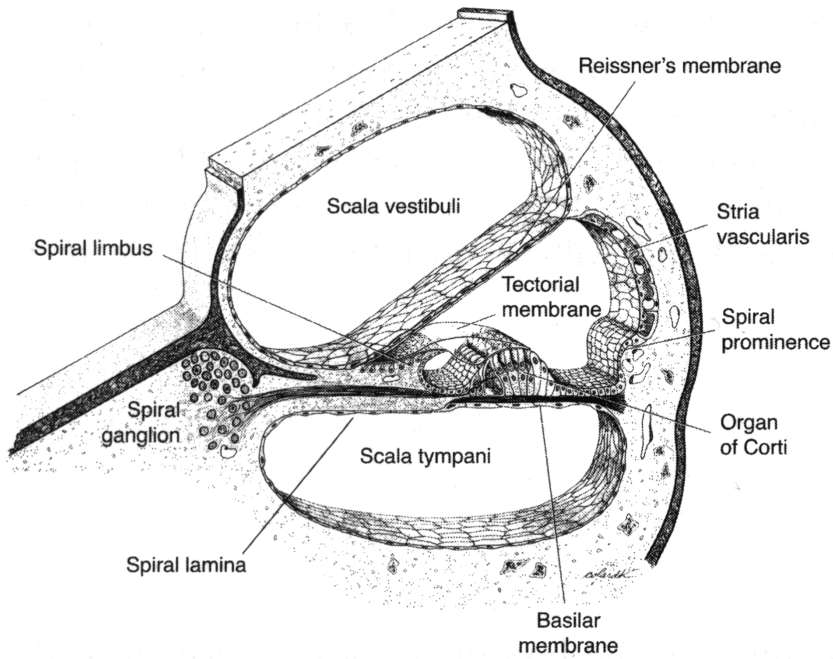


Abbildung 2.3: Skizzierter transversaler Schnitt durch die Kammern der Cochlea, aus (Pickles, 2008)

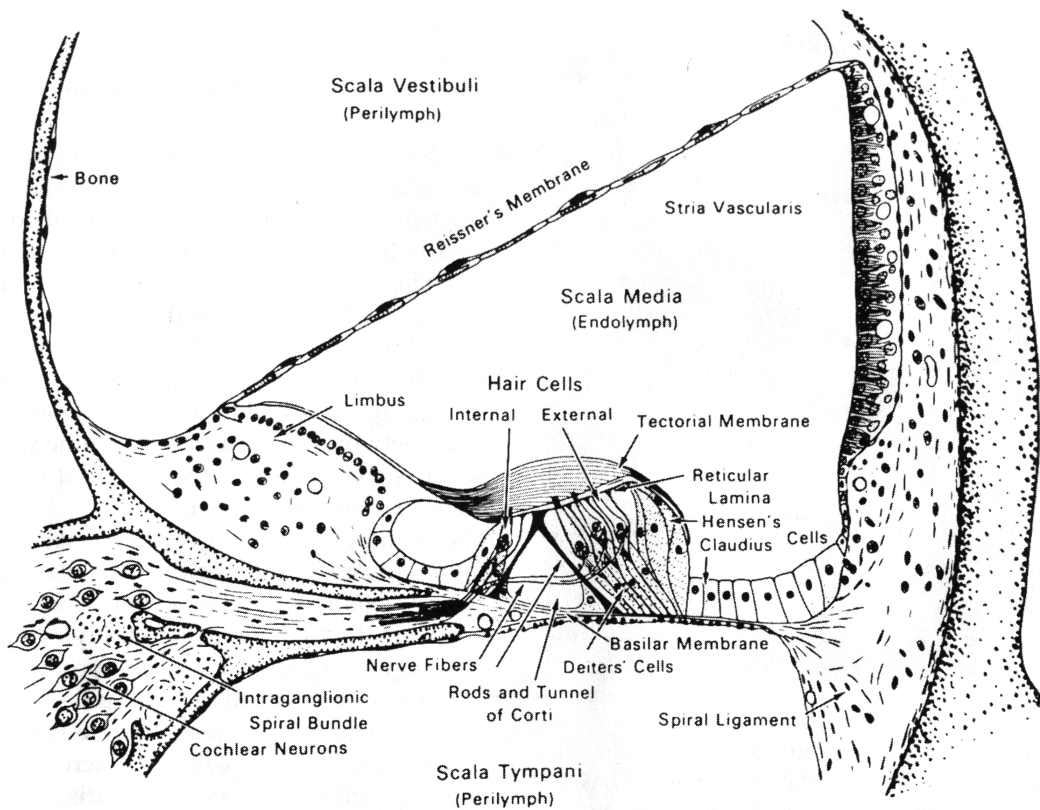


Abbildung 2.4: Skizze des Cortischen Organs, aus Gelfand (1997)

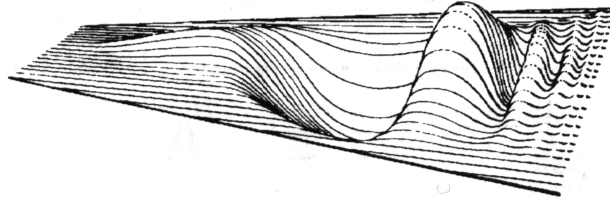


Abbildung 2.5: Wanderwelle, aus Gelfand (1997)

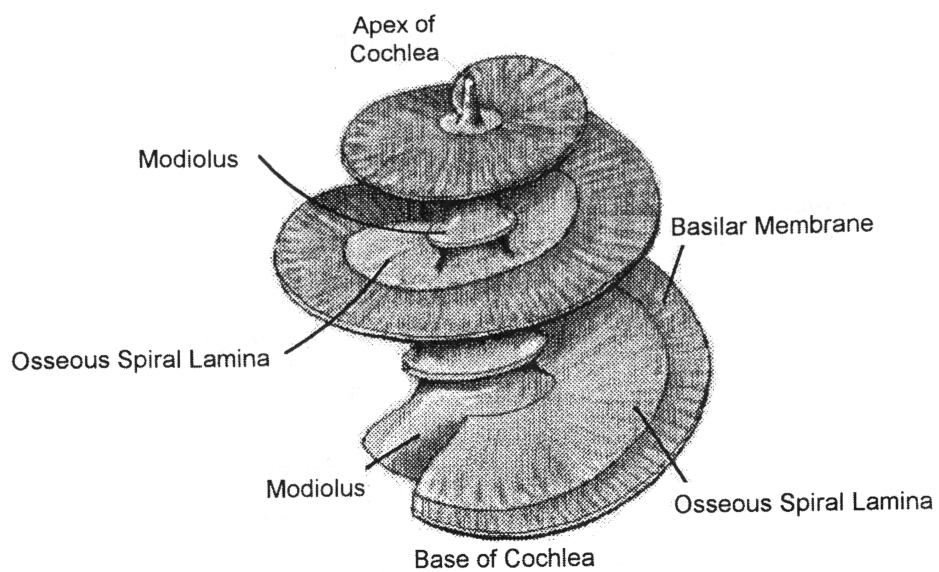


Abbildung 2.6: Skizzierte Darstellung von BM und Modiolus, aus Gelfand (1997)

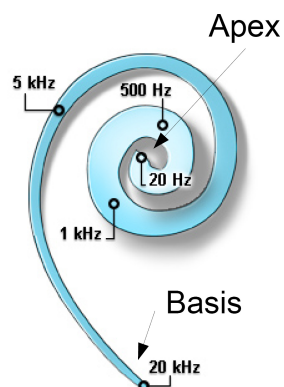
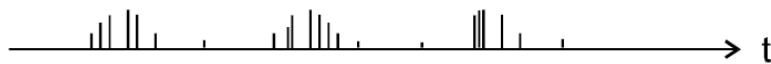


Abbildung 2.7: Tonotope Organisation der Basilarmembran, aus Wada Laboratory (2003)

Gehör enthält rund 3500 innere und 25000 äußere Haarzellen. Am oberen Ende der Haarzellen befinden sich 140 Sinneshärchen (Stereozilien) für jede OHC und 40 für jede IHC. Die Stereozilien sind mit der Tektorialmembran verbunden und werden aufgrund von Scherkräften zwischen der BM und der Tektorialmembran ausgelenkt. Dies führt zum Auslösen neuronaler Aktionspotentiale (Spikes) in nur einer Richtung, wodurch sich eine Halbwellengleichrichtung der Schwingung ergibt. Die Synchronisation der neuronalen Feuerung mit der Wellenfront des Signals wird als Phase-Locking bezeichnet (Abbildung 2.8). Da die Refraktärzeit der Nervenzellen 1 ms beträgt, ergibt sich eine maximale Feuerungsrate von ca. 1000 Spikes/sec. Somit nimmt das Phase-Locking oberhalb von 1 kHz stark ab. Bei höheren Frequenzen wirkt diese Art der neuronalen Kodierung nicht mehr. Im Fall von amplitudenmodulierten Signalen ergibt sich eine Synchronisation der neuronalen Feuerung mit der Hüllkurve des Signals.

Afferente Faser



Akust. Stimulus

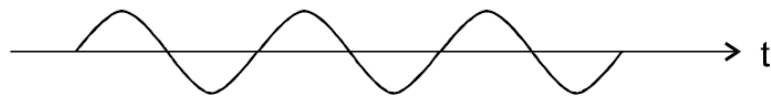


Abbildung 2.8: Halbwellengleichrichtung eines akustischen Stimulus, als Folge der neuronalen Kodierung durch die inneren Haarzellen, aus [Kollmeier \(2010\)](#).

Eine Zerstörung der Haarzellen ist irreparabel und kann verschiedene Ursachen haben, auf die hier aber nicht näher eingegangen wird. Im Fall einer hochgradigen Schwerhörigkeit (Abbildung 2.9, 2.10, rechte Bildhälfte) des Innenohres kann eine akustische Wahrnehmung nur mit Hilfe eines Innenohr-Implantates (Cochleaimplantates) erfolgen, unter der Voraussetzung, dass der auditorische Nerv noch intakt ist.

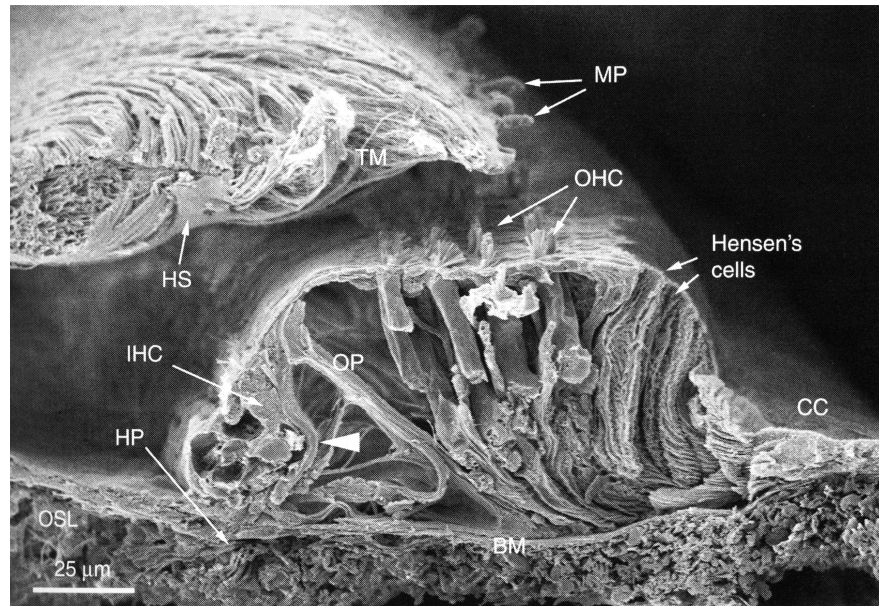


Abbildung 2.9: Elektronenmikroskopie eines degenerierten OCs bei 500 Hz. Die inneren Haarzellen (IHCs) sind teilweise kollabiert, die Tektorialmembran hat keine Verbindung mehr zu den äußeren Haarzellen (OHCs), aus Pickles (2008).

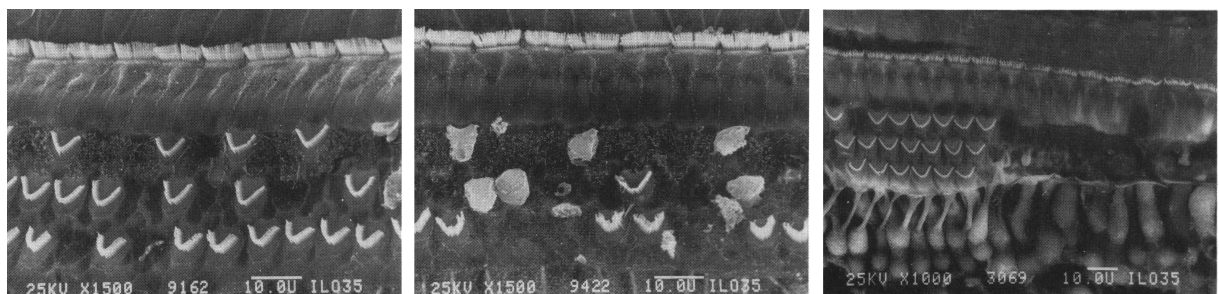


Abbildung 2.10: Elektronenmikroskopie: Innere und äußere Haarzellen mit steigendem Grad der Schädigung von links nach rechts, aus Moore (1995).

2.2 Cochleaimplantat (CI)

Alessandro Volta (1745-1827) entdeckte vor 200 Jahren erstmals die Möglichkeit der elektrischen Stimulation des Hörnervs (HN), in dem er die Enden einer 50 V-Batterie an sein Ohr hielt (Zeng et al., 2008; Djourno und Eyries, 1957). Die Forschung und Entwicklung in diesem Bereich ermöglicht tauben Menschen, akustische Information über elektrische Stimulation des HN wahrzunehmen. Mit Hilfe von Cochleaimplantaten ist die erreichbare Sprachverständlichkeit in Ruhe und die Fähigkeit zur Telefonkonversation weit fortgeschritten. Die Entwicklung wird unter anderem in den Bereichen der Sprachverständlichkeit in geräuschhafter Umgebung, der Klangqualität und der Richtungslokalisierung von Schallquellen weiter vorangetrieben (Zeng et al., 2008; Loizou, 1998). Der Stand der Forschung wird in diesem Abschnitt analysiert und auf die Thematik der Schallquellenlokalisierung fokussiert.

2.2.1 Aufbau von CI-Systemen

Cochleaimplantate setzen sich aus einer Sende- und einer Empfangseinheit zusammen (Abbildung 2.11). Üblicherweise wird die akustische Information über ein auf der Pinna sitzendes Mikrophon mit Hilfe eines Analog/Digital-Konverters an die Signalverarbeitungseinheit im Prozessor übertragen. Die anschließende elektromagnetische Kopplung stellt die Verbindung zum Empfangsteil des Implantates her, welches, eingebettet im Felsenbein, unter der Kopfhaut liegt. Da das Implantat aus Sicherheits- und Komfortgründen galvanisch von den außenliegenden Teilen (Sendespule, Prozessorgehäuse) getrennt ist, wird die Energieversorgung ebenfalls elektromagnetisch hergestellt. Die implantierte Elektronik dekodiert das modulierte Signal und generiert die notwendigen Pulse, welche über die Elektroden in das Innenohr übertragen werden. Das in die Cochlea eingeführte Elektrodenarray regt die neuronalen Strukturen an. Die Referenzelektrode liegt unter dem Temporalismuskel (*musculus temporalis*) und wird als Referenzmasse verwendet.

2.2.2 Elektroden

Platinum-Iridium-Elektroden (Abbildung 2.12) werden zur elektrischen Stimulation (monopolar oder bipolar) in der Cochlea verwendet. Üblicherweise wird die monopolare Methode mit nur einem globalen Massepunkt bevorzugt. Bei der monopolaren Stimulation kann eine größere Anzahl von Kanälen im Array untergebracht werden. Ein Nachteil ist hingegen, dass die elektrischen Streufelder breiter sind und somit breitere neuronale Bereiche angesteuert werden. Mit Strategien wie dem *continuous-interleaved sampling* (CIS,

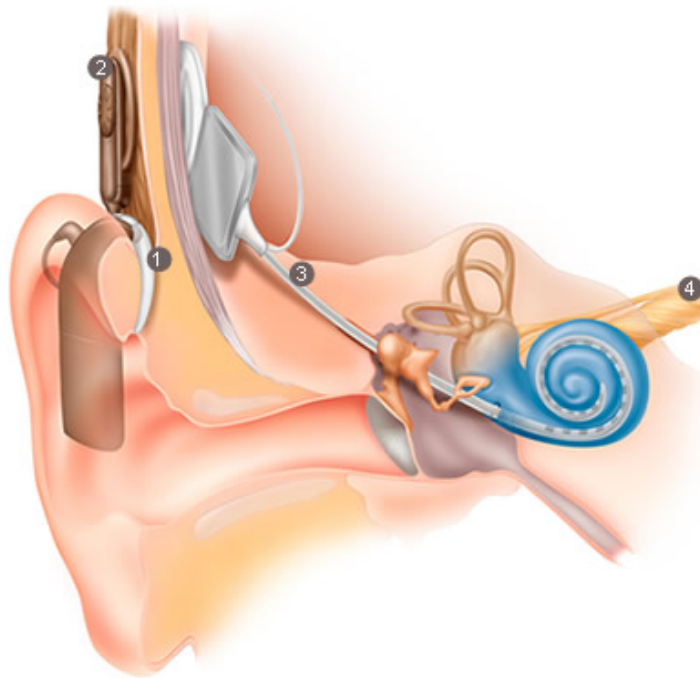


Abbildung 2.11: Aufbau eines CI-Systems. 1: Prozessor inklusive Mikrofon und Batteriefach, 2: Sendespule, 3: Implantat bestehend aus Empfangsspule und Dekodiereinheit, eingebettet in das Felsenbein; die Referenzelektrode führt zum Musculus Temporalis und das Elektrodenarray ist in die Cochlea eingeführt (www.cochlear.com).

Wilson et al. (1991)) wird versucht, die Anzahl der gleichzeitig angeregten Elektroden zu maximieren und zugleich die Interaktionen zwischen den Elektroden zu minimieren. Bipolare Stimulation hat hingegen den Nachteil, dass für jeden Kanal zwei Adern benötigt werden und der Durchmesser des Arrays daher schnell zunimmt. Jedoch bewirken sie geringere Streufelder, da die Elektroden nahe beieinander liegen. Dies hat aber auch einen erhöhten Stromverbrauch zu Folge. Um einen Kontakt mit dem umliegenden Gewebe zu vermeiden, wird das Elektrodenarray in einem Silikon-Elastomer (formfest und zugleich elastisch verformbar) eingehüllt. Aktuelle, auf dem Markt erhältliche CIs haben üblicherweise 12 bis 22 monopolare Elektroden (Zeng et al., 2008).

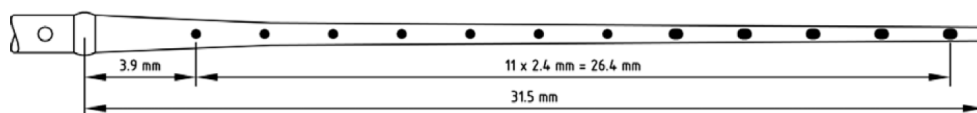


Abbildung 2.12: Beispiel eines Elektrodenarrays.
Typ: MED-EL, *Flex^{SOFT}*, aus Vermeire et al. (2008).

2.2.3 Insertion und Lage

Das Elektrodenarray wird entweder über das runde Fenster oder über eine chirurgische Öffnung, der Cochleostomy (Abbildung 2.13), in die Scala Tympani eingeführt. Bei monopolarer Anregung wird die als Massepunkt fungierende Referenzelektrode unter dem *musculus temporalis* platziert. Mit dem Ziel, möglichst tieffrequente, für die Sprachwahrnehmung relevante neuronale Bereiche anzuregen, wurden diverse Techniken entwickelt, um die Insertionstiefe zu erhöhen (Zeng et al., 2008). Dabei stellte sich heraus, dass Lage und Abstand der Elektroden zueinander von entscheidender Bedeutung sind (Ketten et al., 1998; Blamey et al., 1996; Baumann und Nobbe, 2006; Boëx et al., 2006; Stakhovskaya et al., 2007). Eine basale oder apikale Verschiebung führt zu spektralen Verzerrungen und zur Abnahme der Sprachverständlichkeit (Dorman et al., 2007; Baumann und Nobbe, 2004). Bei geringer Insertionstiefe kommt es vor, dass die basalsten Elektroden am Rand oder außerhalb der Cochlea liegen. Da diese dann Störungen produzieren können bzw. zur Irritation des Gesichtsnervs führen können, werden sie in solchen Fällen abgeschaltet.

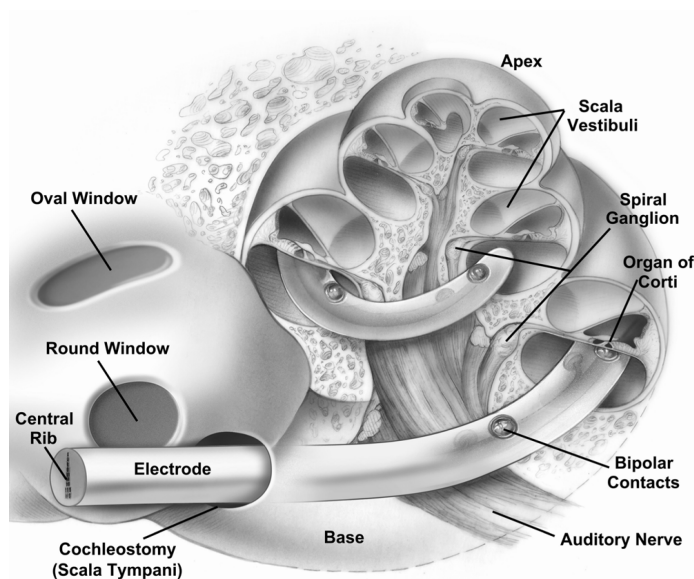


Abbildung 2.13: Schematische Darstellung einer in die Cochlea eingeführten Elektrode. Die Elektrode wurde in die chirurgische Öffnung (Cochleostomy) eingeführt, aus Leake und Rebscher (2004)

Untersuchungen haben gezeigt, dass die Nervenfasern schnell degenerieren, wenn das OC verletzt wird (Zeng et al., 2008). Um das so genannte Insertionstrauma möglichst zu vermeiden, kommen spezielle Strukturen und Formen der Arrays zur Anwendung. Die große Distanz zwischen dem OC und dem SG (Abbildung 2.16) führt über die verschiedenen Strategien des Elektrodendesigns zu großen Unterschieden in der Distanz zum

Modiolus (Zeng et al., 2008). Da noch nicht klar ist, ob die Stimulation entlang der radialen Nervenfasern, oder am Zellkörper des SG stattfindet (Stakhovskaya et al., 2007), orientieren sich die Hersteller entweder am OC oder am SG. Bemerkenswert ist, dass sich die Degeneration der Nervenfasern, ausgelöst durch ein Insertionstrauma oder sonstige Schädigungen, auf die Zellkörper des SG nur sehr langsam ausweitet. Ein Überleben dieser Zellen konnte oft nach jahrzehntelanger Taubheit und/oder vielen Jahren des Tragens eines CIs noch nachgewiesen werden, auch wenn die radialen Nervenfasern fehlen (Stakhovskaya et al., 2007).

2.2.4 Tonotopie und Bandbreite

Die so genannte Greenwood-Funktion (Gleichung 2.1) gibt den Zusammenhang zwischen der charakteristischen Frequenz (CF) und dem Ort der maximalen Auslenkung der BM an (Greenwood, 1961, 1990). Die charakteristische Frequenz eines bestimmten Ortes ergibt sich durch die maximale neuronale Impulsfeuerungsrate, hervorgerufen durch die Anregung mit einem Sinuston derselben Frequenz bei minimaler Amplitude.

$$f(x) = A(10^{ax} - k) \quad (2.1)$$

Die Frequenz f (Hz) kann entweder mit Hilfe der absoluten basilaren Länge x (mm), oder dem Verhältnis der Länge, bezogen auf den Apex, berechnet werden (Apex: $x = 0$, Stapes: $x = 1$). Die Skalierungsfaktoren A und a wurden empirisch für verschiedene Spezies ermittelt. Für Menschen gilt:

$$A = 165,4 \text{ Hz} \quad (2.2)$$

$$a = 2,1 \text{ (x als Verhältnis der basilaren Länge)} \quad (2.3)$$

$$a = 0,06 \text{ (x als absolute Länge (mm))} \quad (2.4)$$

$$k = 0,88 \text{ (Integrationskonstante)} \quad (2.5)$$

Da CI-Träger jedoch eine veränderte Tonhöhenwahrnehmung aufweisen, basiert die Schätzung der CF fast ausschließlich auf der experimentellen Untersuchung der wahrgenommenen Tonhöhe und der nachfolgenden Berechnung mittels der Greenwood-Funktion. Die absolute Tonhöhe wird dabei zwischen einem geschädigten und einem gesunden Ohr verglichen. Dies erwies sich in der Vergangenheit als schwierig, da CI-Träger nur bei bilateraler Taubheit bzw. bei hochgradiger Schwerhörigkeit mit Hörimplantaten versorgt wurden. Mittlerweile gibt es auch unilaterale CI-Träger, welche über ein gesundes kontralaterales Ohr verfügen. Als eine Ursache für die Unsicherheit in der Messung der CF,

stellt sich die große individuelle Variabilität der Länge der Cochlea von mehr als 6 mm (Stakhovskaya et al., 2007) heraus. Zur Anwendung der Greenwood-Funktion wird die absolute Länge der Cochlea benötigt, eine genaue Schätzung ist aber in den meisten Fällen nicht möglich (Stakhovskaya et al., 2007). Da aber die prozentuelle Länge $L_{Basis}(\phi)$ als Funktion des Winkels ϕ , ausgehend vom runden Fenster, weitgehend konstant über verschiedene Personen ist, wird die CF in neueren Studien in Zusammenhang mit dem Winkel zwischen den basalen Enden der einzelnen Elektroden und dem runden Fenster angegeben (0° als Referenz im Abstand von 1 mm zum basalen Ende des OC, Stakhovskaya et al. (2007), Abbildung 2.14). Die prozentuelle Länge $L_{Basis}(\phi)$ lässt sich über den Winkel ϕ berechnen :

$$L_{Basis}(\phi) = Ae^{-B\phi} + C. \quad (2.6)$$

Zu beachten ist, dass die Parameter von der Lage der Elektroden innerhalb der Scala Tympani abhängen (Abbildung 2.16). Entlang des SG ergeben sich folgende Parameter

$$A = -99,3 \quad (2.7)$$

$$B = 0,0040 \quad (2.8)$$

$$C = 105, \quad (2.9)$$

für eine Platzierung in der Nähe des OC ergibt sich:

$$A = -110 \quad (2.10)$$

$$B = 0,0040 \quad (2.11)$$

$$C = 115. \quad (2.12)$$

Stakhovskaya et al. (2007) stellten signifikante Unterschiede zwischen den Verteilungen der charakteristischen Frequenzen entlang des OC und SG fest. Dabei ließ sich eine Komprimierung (40% des apikalen Bereichs am OC entsprechen 20% am SG) der Ganglien im apikalen Bereich nachweisen (Abbildung 2.15). Dadurch verringert sich die absolute Länge am SG und es ergeben sich deutliche Unterschiede zwischen den maximalen Winkeln von OC (bis über 990°) und SG (bis 720°) (Abbildung 2.14). Für die Berechnung der charakteristischen Frequenz in der Cochlea eines CI-Trägers wird daher Information über die Lage der Elektroden innerhalb der Scala Tympani benötigt. Dieses a priori-Wissen ermöglicht mit den Parametern aus Gleichung 2.8 eine höhere Genauigkeit in der Berechnung mit Hilfe der Greenwood-Funktion.

Das im Rahmen dieser Arbeit durchgeführte Experiment orientiert sich an der

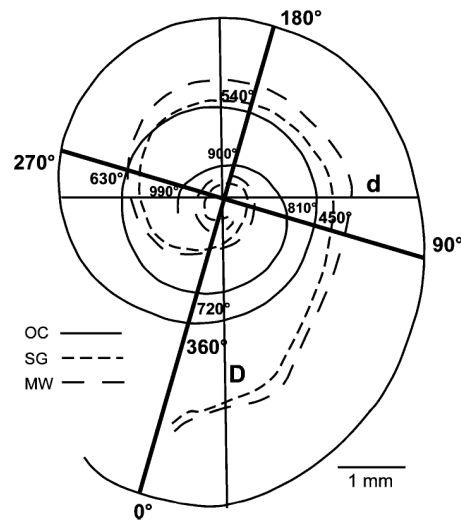


Abbildung 2.14: Verlauf von Coritschem Organ (OC), *ganglion spirale* (SG) und Modiolarer Wand (MW) entlang der Cochlea. 0° als Referenz im Abstand von 1 mm zum basalen Ende des OC, aus [Stakhovskaya et al. \(2007\)](#).

Tonhöhenwahrnehmung der CI-Träger, deshalb werden die Eckdaten der möglichen Bandbreite benötigt. Es stellt sich die Frage, welcher spektrale Bereich für die Sprachwahrnehmung notwendig ist. Auf die untere Grenzfrequenz (liegt mittlerweile unter 300 Hz) wird in dieser Arbeit nicht näher eingegangen. Die zur Sprachwahrnehmung notwendige Stimulationsbandbreite wurde in einem Experiment mit CI-Trägern, implantiert mit einem 12-Elektrodenarray, untersucht ([Goupell et al., 2008](#)). Für Sprache in Ruhe stellte sich für die VPn eine Sättigung der Wahrnehmungsleistung bei einer oberen Grenzfrequenz des Stimulationsbereiches zwischen der 8. und 9. Elektrode ein. Die entsprechende CF wurde mit 2,8 kHz festgelegt (Anhang B.1). Mit störrhafter Umgebung lag die obere Grenze

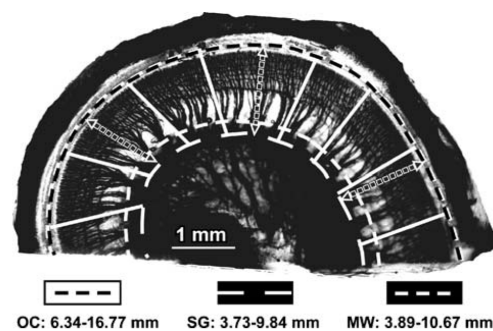


Abbildung 2.15: Schnitt durch eine Cochlea und Kennzeichnung von Coritschem Organ (OC), *Ganglion Spirale* (SG) und Modiolarer Wand (MW), aus [Stakhovskaya et al. \(2007\)](#).

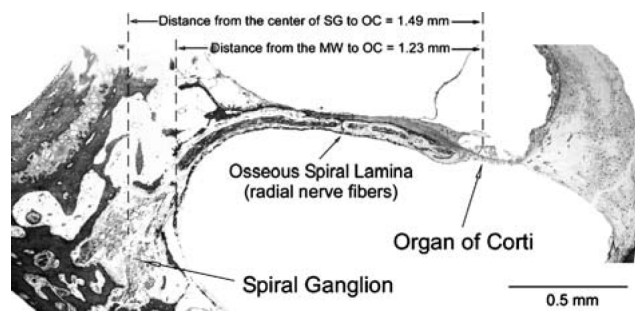


Abbildung 2.16: Schnitt durch das Cortische Organ und den *ganglion spirale*, aus [Stakhovskaya et al. \(2007\)](#)

zwischen der 10. und 11. Elektrode ($CF = 10\text{ kHz}$).

Die Bestimmung der CF der basalsten Elektrode bei CI-Trägern ist mit Hilfe der Greenwood-Funktion für Normalhörende möglich, wenn die Gültigkeit der Greenwood-Funktion auch beim Einsatz eines CIs nachgewiesen werden kann. Der Nachweis erfolgt dabei über einen Vergleich zwischen CI stimuliertem und normal hörendem Ohr. Das war in der Vergangenheit aber nur mit einseitig versorgten CI-Trägern möglich, deren kontralaterales Ohr auch einen hochgradigen Hörverlust aufwies. Daher variieren die Ergebnisse zwischen den Studien zum Teil erheblich. Aus einem Versuch mit Personen mit einem Hörvermögen bis 2 kHz war die wahrgenommene Tonhöhe bei elektrischer Stimulation um eine Oktave tiefer als mit der Greenwood-Funktion berechnet ([Blamey et al., 1996](#)).

[James et al. \(2001\)](#) fanden bei Personen mit geringem kontralateralen Restgehör eine Übereinstimmung mit der Greenwood-Funktion bis 4 kHz. Die Untersuchung von [Boëx et al. \(2006\)](#) ergab bei VPn mit signifikantem Restgehör im nicht-implantierten Ohr eine relativ zur Greenwood-Funktion um zwei Oktaven tiefer wahrgenommene Tonhöhe. Bei Anwendung der Berechnung mit Hilfe des Insertionswinkels lag die Abweichung hingegen nur bei einer Oktave. [Baumann und Nobbe \(2006\)](#) konnten bei einem Restgehör im Tieftonbereich keine Übereinstimmung mit Greenwood finden. [Dorman et al. \(2007\)](#) untersuchten eine Person mit geringem Hörverlust und stellten fest, dass die Greenwood-Funktion im apikalen Bereich um eine halbe und im basalen Bereich um eine Oktave unterschritten wurde.

[Vermeire et al. \(2008\)](#) konnten erstmals an 14 Personen mit intaktem kontralateralen Gehör eine Untersuchung der Tonhöhenwahrnehmung durchführen. Die unilaterale Versorgung wurde zur Reduzierung von Tinnitusbeschwerden, bei ipsilateraler, sensorineuraler Taubheit, eingesetzt. Monopolare Stimulation der Elektrodenarrays von MED-EL, ausgelegt für eine Positionierung nahe des OC, wurde verwendet. Die Ergebnisse der wahrgenommenen Tonhöhe wurden als Funktion des Insertionswinkels dargestellt (An-

hang B.4). Es zeigte sich kein signifikanter Unterschied zur Greenwood-Funktion. Für die vorliegende Studie wurde die benötigte prozentuelle Länge aus Gleichung 2.6, den Parametern aus Gleichung 2.10ff und dem mittleren Insetionswinkel der basalsten $FLEX^{SOFT}$ -Elektrode von 45° (Anhang B.2), berechnet (Vermeire et al., 2008). Es ergibt sich eine prozentuelle Länge am Cortischen Organ von $L_{Basis} = 14,47\%$ ($0\% \hat{=} 0^\circ$), das bedeutet vom Apex ausgehend:

$$L_{Apex} = 100\% - L_{Basis} = 85,53\% \quad (2.13)$$

Aus Gleichung 2.1 ergibt sich eine mittlere maximale Frequenz von

$$f_{max} = 9936 \text{ Hz} \quad (2.14)$$

Die Berechnung der Länge nach Kawano (Anhang B.3) würde zu einer höheren Frequenz führen. Da aber keine der VPn aus Vermeire et al. (2008) höhere Frequenzen als die nach Stakhovskaya berechneten (aus Gleichung 2.14) wahrnehmen konnten, wurde auf die Berechnung nach Kawano verzichtet. Schatzer et al. (2009) bestätigte in einer weiteren Studie mit MED-EL CI-Trägern die obere Grenzfrequenz von 8,5 kHz. Carlyon et al. (2009) fanden in einer Untersuchung mit Implantaten eines anderen Herstellers keine Wahrnehmung oberhalb von 8 kHz. In den vorherigen Studien dieses FWF-Projektes CI-HRTF (Laback, 2005) wurde die obere Grenzfrequenz über die mit 8,5 kHz festgelegte obere Grenzfrequenz der Filterbank der MED-EL-Cochleaimplantate definiert. Da zusätzliche Studien zeigten, dass die CF der basalsten Elektroden bei derzeitigen CIs diese Grenzfrequenz nicht übersteigt, wurde die obere Grenzfrequenz in dieser Arbeit auf 8,5 kHz festgesetzt. Das bedeutet, dass die Bandbreite zwischen 300 Hz und 8,5 kHz in eine für die Sprachwahrnehmung relevante Bandbreite (300 Hz-2,8 kHz) und in eine für die Schallquellenlokalisierung zur Verfügung stehende Bandbreite (2,8 kHz-8,5 kHz) aufgeteilt werden kann.

2.3 Lokalisation von Schallquellen

“Unsere Hörereignisse (Hörobjekte, Laute) existieren jeweils zu ihrer Zeit an ihrem Ort und sind mit jeweils spezifischen Eigenschaften ausgerüstet.” (Blauert und Braasch, 2008, S. 87). Da die Position einer Schallquelle durch die Entfernung und die Richtung bestimmt ist, lässt sich die Lokalisation von Schallquellen in die Entfernungslokalisation und in die Richtungslokalisation unterteilen. Hier werden die grundlegenden Lokalisationsmechanismen in Bezug auf die Richtung des akustischen Ereignisses mit dem Schwerpunkt auf spektrale Lokalisationsmerkmale beschrieben und der Stand der Forschung dargestellt. Die grundlegenden Ausführungen basieren auf dem Skriptum zur Vorlesung von Majdak (2003).

2.3.1 Raumebenen

In Abbildung 2.17 sind die Raumebenen dargestellt, wobei die Medianebene und deren parallele Verschiebungen (Sagittalebene) in dieser Arbeit von besonderer Bedeutung sind.

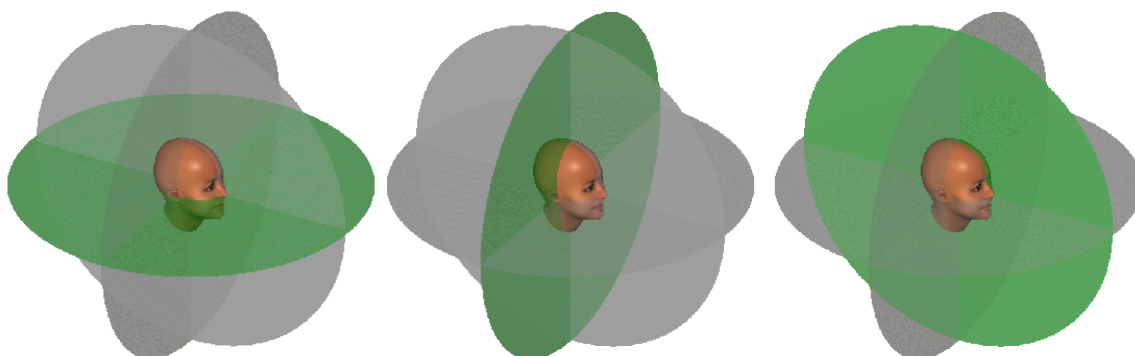


Abbildung 2.17: Raumebenen von links nach rechts: Horizontalebene, Frontalebene und Vertikalebene bzw. zentrale Sagittalebene (Medianebene), aus Majdak (2003).

2.3.2 Koordinatensysteme

2.3.2.1 Geodäsisches Koordinatensystem

Üblicherweise wird das geodäsische Koordinatensystem zur Bestimmung der kopfbezogenen Schallquellenposition verwendet. Die Richtung ist durch die beiden Dimensionen Azimut und Elevation bestimmt (Abbildung 2.18).

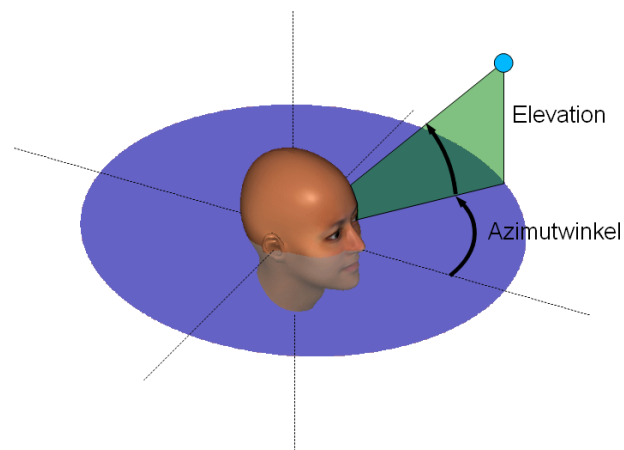


Abbildung 2.18: Geodäsisches Koordinatensystem, aus Majdak (2002)

2.3.2.2 Horizontal-Polar-Koordinatensystem

Das Horizontal-Polar-Koordinatensystem ist in Abbildung 2.19 dargestellt. Der Begriff horizontal bezieht sich dabei auf die gedachte Achse zwischen den beiden Ohren. Die binaurale Disparität bewirkt seitliche (laterale) Auslenkungen, die spektralen Merkmale (*spectral cues*) bewirken Lokalisation entsprechend des polaren Winkels, also entlang der Sagittalebene. Der Vorteil dieses Koordinatensystemes besteht darin, dass sich die Bestimmung der Position von Hörereignissen an der binauralen und monauralen Lokalisation von Säugetieren, im speziellen des Menschen, orientiert (Middlebrooks, 1999; Morimoto und Aokata, 1984).

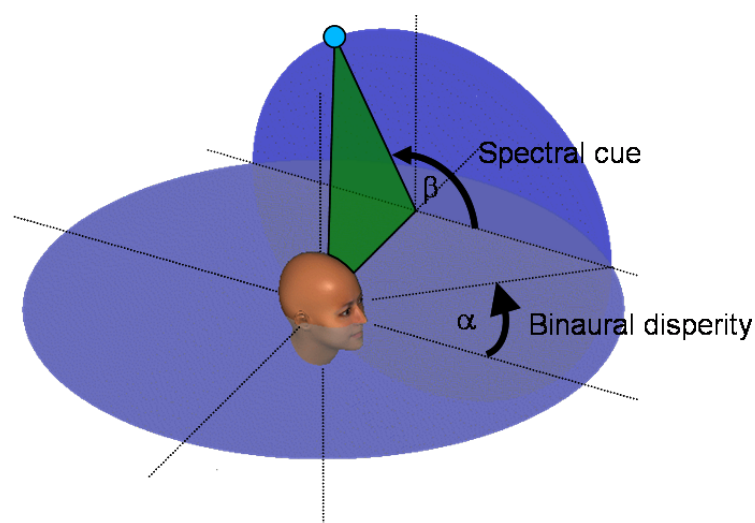


Abbildung 2.19: Horizontal-Polar-Koordinatensystem, aus Majdak (2002)

2.3.3 Binaurale Lokalisation

Aus der relativen Differenz den Wellenfronten zwischen den beiden Ohren lässt sich die laterale Position der akustischen Quelle rekonstruieren. Die Duplex-Theorie von John William Strutt (1907) definiert die beiden Informationsträger der binauralen Lokalisation, die interaurale Pegeldifferenz (*interaural level difference*, ILD) oder Intensitätsdifferenz (*interaural intensity difference*, IID) und die interaurale Zeitdifferenz (*interaural time difference*, ITD).

2.3.3.1 Interaurale Pegeldifferenz (ILD)

Für ausreichend kleine Wellenlängen (hohe Frequenzen) ergibt sich die auf Schallabschattung beruhende Pegeldifferenz, während große Wellenlängen um den Kopf gebeugt werden. Ab einer Frequenz von ca. 1,5 kHz (Blauert, 1997) wird die ILD wirksam, wobei die kleinste wahrnehmbare Schwelle (*just-noticeable difference*, JND) ca. bei 1 dB liegt (Blauert, 1997).

2.3.3.2 Interaurale Zeitdifferenz (ITD)

Aufgrund der Laufzeit der Schallwelle ergibt sich die ITD. Sie kann mit dem Kopfradius r , dem Einfallswinkel des Schalls Θ und der Schallgeschwindigkeit c_0 modelliert werden (Kuhn, 1977):

$$\Delta T = \frac{r}{c_0}(\Theta + \sin \Theta) \quad (2.15)$$

Ab einer Frequenz von ca. 1,6 kHz (Blauert, 1997) ist die ITD aufgrund der Refraktärzeit der Neuronen und aufgrund von Phasenambiguitäten nicht mehr auswertbar. Die kleinste wahrnehmbare ITD liegt bei ca. 10 μs (Bernstein, 2001). Die maximale laterale Auslenkung hängt vom Kopfradius ab und entspricht einer ITD von 600 – 800 μs . Mit Hilfe der ITD in der Einhüllenden des Signales kann überdies auch noch im höherfrequenten Bereich ITD-Information zur seitlichen Auslenkung beitragen (Henning, 1974; Laback et al., 2009).

Identische ITDs ergeben sich für Schallereignisorte, welche auf einer Hyperbel liegen und im dreidimensionalen Raum ein elliptisches Hyperboloid aufspannen (Wightman und Kistler, 1997a). Eine Vereinfachung für das Fernfeld führt zu dem sogenannten *cone of confusion* (Abbildung 2.20).

Widersprechen sich ITD und ILD bezüglich der Richtung des reproduzierten Schallergebnisses, so dominiert die ITD die Lokalisation (Wightman und Kistler, 1992). Werden die tiefen Frequenzen (unterhalb von 2,8 kHz) entfernt, dominiert die ILD gegenüber der

Einhüllenden-ITD die Lokalisation.

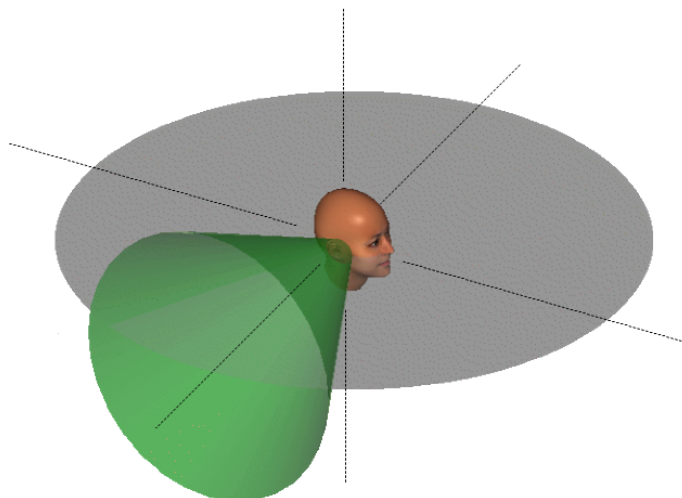


Abbildung 2.20: *cone of confusion*, aus Majdak (2002)

2.3.4 Monaurale Lokalisation

Die richtungsabhängige Filterwirkung von Pinna, Kopf und Torso ermöglicht die Lokalisation von Schallquellen in den Sagittalebene und wird mit der komplexwertigen Außenohrübertragungsfunktion, der sogenannten *head-related transfer function* (HRTF) beschrieben. Das Äquivalent in der Zeitdomäne ist die *head-related impulse response* (HRIR). Die sehr individuell ausgeprägte Charakteristik ist vergleichbar mit einem Fingerabdruck und wird auch als *earprint* bezeichnet (Wightman und Kistler (1998), Anhang A.2). Daher ist für die genaue Lokalisation in den Vertikalebene die Messung der individuellen HRTF bzw. HRIR notwendig (Kapitel 4.1.2.2).

Die HRTF besteht aus einem richtungsabhängigen und einem richtungsunabhängigen Teil. Der richtungsunabhängige Anteil (*common transfer function*, CTF) $C(f)$ ergibt sich vorwiegend aus der Resonanz des Gehörganges bei 2,5 kHz (Kistler und Wightman, 1992) und lässt sich über den Mittelwert des Effektivwertes der Übertragungsfunktion (HRTF in logarithmischer Skalierung) $\underline{H}_i(f)$ über eine Raumdimension $\underline{H}_{1\dots N}(f)$ bestimmen:

$$C(f) = \frac{20}{N} \sum_{i=1}^N \log |\underline{H}_i(f)| \quad (2.16)$$

Die richtungsabhängige Übertragungsfunktion (*directional transfer function*, DTF) $D(f)$ lässt sich mit

$$D(f) = 20 \log |\underline{H}_i(f)| - C(f) \quad (2.17)$$

berechnen. Dies entspricht einer Korrektur der systematischen spektralen Färbung (Equipment, Tiefpass-Filter-Effekt), dem sogenannten *spectral whitening*. Höherfrequente Bereiche bekommen somit wieder mehr Gewicht. Üblicherweise werden daher DTFs in virtueller Akustik mittels Kopfhörer verwendet (Middlebrooks und Green, 1990; Majdak et al., 2010).

Das Amplitudenspektrum einer HRTF beinhaltet die spektralen Merkmale, die Differenz der Gruppenlaufzeit eines HRTF-Paares (ipsi- und kontralaterale HRTF) ergibt die ITD. Daher ist es möglich, die ITD aus der HRTF bzw. aus der HRIR zu extrahieren (Kulkarni et al., 1999).

Durch die besprochene Filterwirkung ergeben sich Überhöhungen (*peaks*) und Absenkungen (*notches*) im Amplitudenspektrum, welche vom Gehör ausgewertet werden können (Moore et al., 1989). Moore wies auch Unterschiede in der Detektierbarkeit zwischen den beiden Ausprägungen nach. Peaks wurden im allgemeinen besser detektiert als Notches. Die tieffrequenten Merkmale der Filterung, hervorgerufen durch Reflexionen bzw. Abschattung am Torso, treten im Bereich zwischen 1 kHz und 3 kHz auf und dienen der monauralen Lokalisation, falls die HRTF über keine Energie in den höherfrequenten Bereichen verfügt (Algazi et al., 2002). Die wesentlich ausgeprägteren Pinna-Merkmale treten oberhalb von 5 kHz auf und können durch Abdeckung der Strukturen der Pinna verändert werden (Shaw und Teranishi, 1968; Hebrank und Wright, 1974). Dabei ändert sich die Abhängigkeit der spektralen Filterung von der Elevation. Die Lokalisationsfähigkeit nimmt stark ab, wenn im Bereich von 5 bis 10 kHz keine Merkmale vorhanden sind (Wightman und Kistler, 1997b). Hebrank und Wright (1974) wiesen den Merkmalen von 4-16 kHz eine räumliche Position zu und fanden folgende Zuordnungen: Ausprägung von frontalem Merkmal als 1-Oktave-breiter Notch mit einer unteren Grenzfrequenz im Bereich von 4 bis 10 kHz und steigender Energie oberhalb von 13 kHz. Ein $\frac{1}{4}$ -Oktave-Peak zwischen 7 und 9 kHz und einer oberen Grenzfrequenz von 10 kHz bildet das Merkmal für oben. Als Merkmal für hinten wird ein schmaler Peak zwischen 10 und 12 kHz festgelegt. Zahorik et al. (2006) fanden hingegen ein auf die Energie bezogenes, robustes Vorne/Hinten-Merkmal im Bereich 3 bis 7 kHz.

Kulkarni und Colburn (1998) konnten nachweisen, dass die vertikale Lokalisation auch ohne die Feinstruktur des HRTF-Spektrums möglich ist. In einem Experiment mit offenen Mikrofonen waren HRTFs mit und ohne Feinstruktur nicht unterscheidbar. Iida und andere (Iida et al., 2007) testeten ein parametrisches HRTF-Modell, in dem sie zuvor aus den individuellen HRTFs extrahierte Peaks und Notches modifizierten und die resultierende Lokalisation testeten. Gute Ergebnisse (mit Ausnahme bei 90°) wurden mit einem richtungsunabhängigen Peak P1 und zwei richtungsabhängigen Notches N1 und N2 er-

zielt. Sie vermuteten, dass P1 als richtungsunabhängige Referenz zur Auswertung von N1 und N2 und zusammen mit einem weiteren Peak zur ausreichenden Lokalisationsleistung führt.

Alves-Pinto und Lopez-Poveda (2008) fanden eine Pegelabhängigkeit in der Detektion von Peaks und Notches in der HRTF. Die Detektion war bei höheren Pegeln (70-90 dB) schlechter als bei geringeren Pegeln. Grund dafür dürfte die Kompressivität der Cochlea sein (Alves-Pinto und Lopez-Poveda, 2008).

2.3.5 Weitere Eigenschaften der Lokalisation

Kopfbewegungen führen zu einer tieffrequenten Variation der ITD und tragen dadurch zur Lokalisation in den Sagittalebene bei (dynamische Merkmale), wodurch auch die Anzahl der Vorne-Hinten-Verwechslungen geringer wird (Perrett und Noble, 1997; Wightman und Kistler, 1997a).

Auch der Raumeindruck wirkt sich auf den Lokalisationsfehler aus. Eine ausreichende Externalisation wird durch realistische, spektrale Merkmale in beiden Ohren erreicht (Hartmann und Wittenberg, 1996; Blauert, 1997). Eine ausreichende Externalisation steigert die vertikale Präzision (Begault et al., 2001).

In den ersten Lebensjahren steigt die binaurale Lokalisationsleistung rasch an, bis zur zweiten Lebensdekade ist die Ausbildung des binauralen Systems weitestgehend abgeschlossen (Wightman und Kistler, 1997a). Mit zunehmendem Alter nimmt die Lokalisationsfähigkeit nur wenig ab, da der altersbedingte Hörverlust symmetrisch auftritt (Blauert, 1997).

2.3.6 Auditorische Plastizität

Das auditorische System ist eher tonotop als räumlich angeordnet (Van Wanrooij und Van Opstal, 2005). Es wird im allgemeinen angenommen, dass unabhängige binaurale und monaurale Pfade die unterschiedlichen Merkmale verarbeiten (Oldfield und Parker, 1986; Van Wanrooij und Van Opstal, 2005), wobei eine korrekte Lokalisation in den Horizontalebene vorwiegend durch binaurales Hören erreicht werden kann (Wightman und Kistler, 1997a; Van Wanrooij und Van Opstal, 2005). Die wahrgenommene Elevation hingegen wird auch über binaurale Information gewichtet (Hofman und Van Opstal, 2003; Van Wanrooij und Van Opstal, 2005). Der Verschluss eines Ohres führt auch zu einem Defizit der Elevations-Wahrnehmung in der kontralateralen Hemisphäre. Einseitig taube Menschen können in den Vertikalebene lokalisieren (Van Wanrooij und Van Opstal, 2004).

Die komplexe Beziehung zwischen Pinna-Geometrie und den spektralen Merkmalen, zusammen mit der Tatsache, dass sich menschliche Ohren über das ganze Leben in Form und Größe verändern (Niemitz et al., 2007), erfordern einen adaptiven Mechanismus der Kalibration der Schallquellenlokalisierung (Van Wanrooij und Van Opstal, 2005). Diese Adaptation wird in der Entwicklungsphase innerhalb eines relativ kurzen Erfahrungszeitraumes aktiviert und scheint dann das restliche Leben an zu dauern. Die Aktivierung der Fähigkeit zur Anpassung an die individuellen HRTFs wurde von Knudsen et al. (1984a,b) an Schleiereulen getestet und erfolgte ausschließlich in der Entwicklungsphase. Für postlingual ertaubte Menschen, die diese notwendige Erfahrung hatten, würde das bedeuten, dass sie von der Fähigkeit zur HRTF-Adaptation Gebrauch machen könnten, auch wenn sie erst viel später wieder über elektrisch evozierte, auditorische Wahrnehmungen verfügen. In einer Langzeitstudie bestätigten Hofman et al. (1998) die Anpassung an neue Ohrformen. Die VPn konnten nach wenigen Wochen ihre ursprüngliche Genauigkeit in der Elevation annähernd wiedererwerben. Hofman und Van Opstal (2003) und Van Wanrooij und Van Opstal (2005) beschrieben das adaptive System mit der schematischen Darstellung in Abbildung 2.21. Es ergeben sich dabei die Stufen der Abbildung spektraler auf räumliche Information und der binauralen Gewichtung. Aus den Ergebnissen wurde auf die Fähigkeit einer spektralen Adaption für jedes Ohr geschlossen. Der Lernprozess erfolgt dabei in erster Linie in der spektral-räumlichen Verarbeitungsstufe (Van Wanrooij und Van Opstal, 2005). Bei einem hohen Grad der Korrelation der DTFs zwischen normalem und

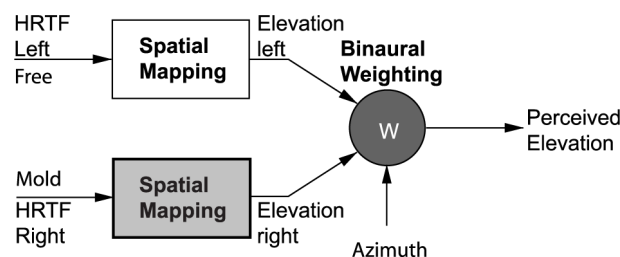


Abbildung 2.21: Schematische Darstellung des zweistufigen Elevationsprozesses, bestehend aus der spektral-räumlichen Abbildung und der binauralen Gewichtung, aus (Van Wanrooij und Van Opstal, 2005).

verändertem Ohr konnten die VPn keinen Lerneffekt erzielen, woraus Van Wanrooij und Van Opstal (2005) auf einen korrelativen Prozess zwischen dem sensorischen Input und der gespeicherten spektralen Richtungsinformation schlossen. Dabei wechselt das auditorische Lokalisationssystem zwischen den DTFs von normalem und verändertem Ohr und kann daher mit den entstandenen Ambiguitäten nicht umgehen (Van Wanrooij und Van Opstal, 2005). Auch in Kurzzeitstudien konnte ein Trainingseffekt nachgewiesen werden (Zahorik et al., 2006). Eine signifikante Verbesserung bei Vorne-Hinten-Verwechslungen konnte in einem propriozeptiven Training mit zwei mal 30 min dauernden Einheiten erreicht werden,

wobei der Lerneffekt mindestens 4 Monate anhielt (Zahorik et al., 2006). Die Anpassung an eine neue Ohrform hat somit Ähnlichkeit mit dem Erlernen einer zusätzlichen Sprache, denn nachher stehen beide Sprachen zur Verfügung (Hofman et al., 1998; Wightman und Kistler, 1998).

2.3.7 Lokalisation bei CI-Trägern

Majdak et al. (2009) testeten 2-D Lokalisation mit CI-Trägern und zeigten moderate Lokalisationsleistung. Bei der Lokalisation in den Horizontalebenen wiesen die VPn in der vorderen Hemisphäre eine höhere Präzision im Vergleich zur hinteren Hemisphäre auf. In den Vertikalebenen zeigte sich eine weit höhere Vorne-Hinten-Verwechslungsrate als bei Normalhörenden. Die Position innerhalb der korrekten Hemisphäre wurde geraten (Majdak et al., 2009). Bei Einführung von zufälligen Pegelvariationen trat eine weitere deutliche Verschlechterung der Lokalisationsleistung in den Vertikalebenen auf. Diese Ergebnisse sind konsistent mit den Ergebnissen von Goupell et al. (2008) zur Detektion und Diskrimination von spektralen Peaks und Notches bei CI-Trägern. Während Peaks detektiert wurden, konnten Notches wesentlich schlechter detektiert werden. Die Diskrimination der tonotopen Position von Peaks und Notches war mit einer JND von einer Elektrode möglich. Bei zufälliger Pegelvariation verschlechterte sich die Detektions- und Diskriminationsleistung, ähnlich wie bei der Lokalisation.

CI-Träger, ausgestattet mit aktuellen CI-Systemen, einem omnidirektionalen Mikrofon oberhalb der Pinna und der bei einer oberen Grenzfrequenz von etwa 8,5 kHz limitierten Bandbreite (Kapitel 2.2), verfügen nicht über die Pinna-Merkmale von Normalhörenden. Ein wesentliches Handikap ist dabei der stark eingeschränkte tonotope Bereich der elektrischen Stimulation. Zusätzlich sind die geringere Anzahl von Kanälen und die breite Anregung bei der elektrischen Stimulation (Cohen et al., 2003) limitierende Faktoren. Es konnte jedoch gezeigt werden, dass oberhalb des für die Sprachwahrnehmung notwendigen Bereichs (300 Hz bis 2,8 kHz) die verbleibende Bandbreite (2,8 - 8,5 kHz) zur Lokalisation in den Vertikalebenen zur Verfügung steht (Goupell et al., 2008). Für Normalhörende wurde gezeigt, dass die Lokalisation in den Vertikalebenen trotz Reduzierung (mittels *Channel-Vocoder*) auf wenige verbleibende Frequenzkanäle (Simulation eines MED-EL 12-Elektrodenarrays), logarithmisch verteilt zwischen 0,3 und 16 kHz, möglich ist (Goupell et al., 2010). Das bedeutet, dass die Lokalisation trotz Reduzierung der spektralen Information auf wenige Kanäle möglich ist.

Kapitel 3

Ziele der Arbeit

Das primäre Ziel dieser Arbeit besteht darin, grundlegende Erkenntnisse im Bereich der Plastizität des menschlichen, auditorischen Systems in Bezug auf die spektrale Lokalisation in den Vertikalebene zu gewinnen. Im Vordergrund steht dabei die Suche nach Möglichkeiten zur Verbesserung der vertikalen Lokalisationsfähigkeit von postlingual er-taubten CI-Trägern.

Das a priori-Wissen über den eingeschränkten tonotopen Bereich der elektrischen Stimulation führte zu der Frage, ob mit gezieltem audio-visuellem Training über einen ausreichend langen Zeitraum eine Kompensation der Begrenzung des Stimulationsbereiches bei CI-Trägern mittels Abbildung der notwendigen spektralen Information auf den elektrischen Stimulationsbereich möglich ist. Folgender, möglichst einfacher Ansatz wurde gewählt: Die individuelle HRTF bleibt in dem für die Sprachwahrnehmung wichtigen Frequenzbereich von 0,3 bis 2,8 kHz unangetastet, während höhere Frequenzen (oberhalb von 2,8 kHz, bis 16 kHz) mittels linearer Kompression (entlang der Frequenzachse) in den Bereich von 2,8 bis 8,5 kHz abgebildet werden (Frequenzbereich-Kompression, *frequency-warping*). Die Komprimierungskennlinie ist in Abbildung 3.1 dargestellt. Angewandt auf eine HRTF ergibt sich eine Frequenzbereich-komprimierte (*frequency-warped*) HRTF, welche bei 8,5 kHz bandbegrenzt ist (Abbildung 3.2b). Nachfolgend wird diese Frequenzbereich-Kompression vereinfachend auch als Frequenzkomprimierung bzw. Frequenzkompression bezeichnet und führt zum vereinfachten Ausdruck der komprimierten HRTF (*warped HRTF*).

Die aufwändige Langzeitstudie wurde mit Normalhörenden durchgeführt, um den Einfluß von bei CI-Trägern auftretenden individuellen Faktoren (z. B. Anzahl der überlebenden Ganglienzellen, Kanalinteraktionen) auf die Ergebnisse auszuschließen. Zusätzlich ist die Verfügbarkeit von bilateral versorgten CI-Trägern stark eingeschränkt, insbesondere auf-

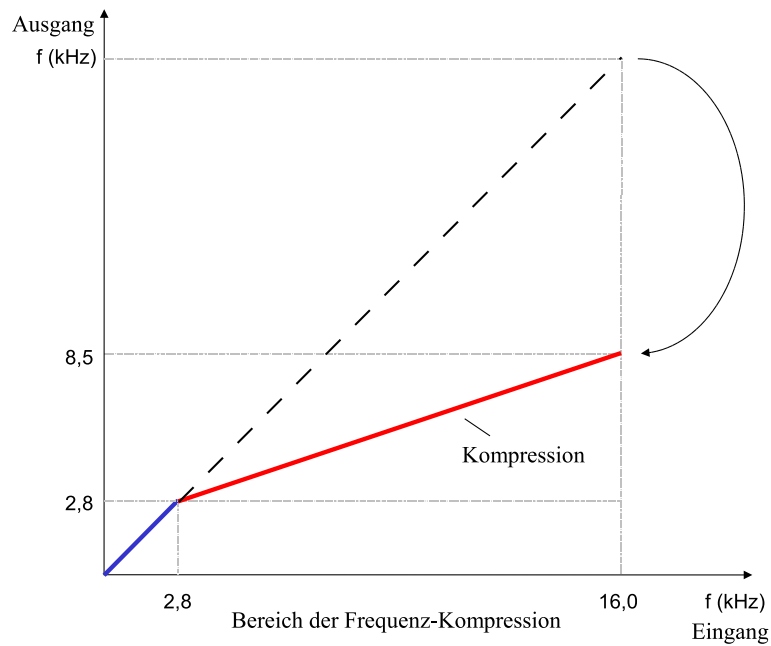


Abbildung 3.1: Schematische Darstellung der Komprimierungskennlinie. Der Frequenzbereich der originalen HRTF zwischen 2,8 und 16 kHz wird auf den Bereich zwischen 2,8 und 8,5 kHz abgebildet.

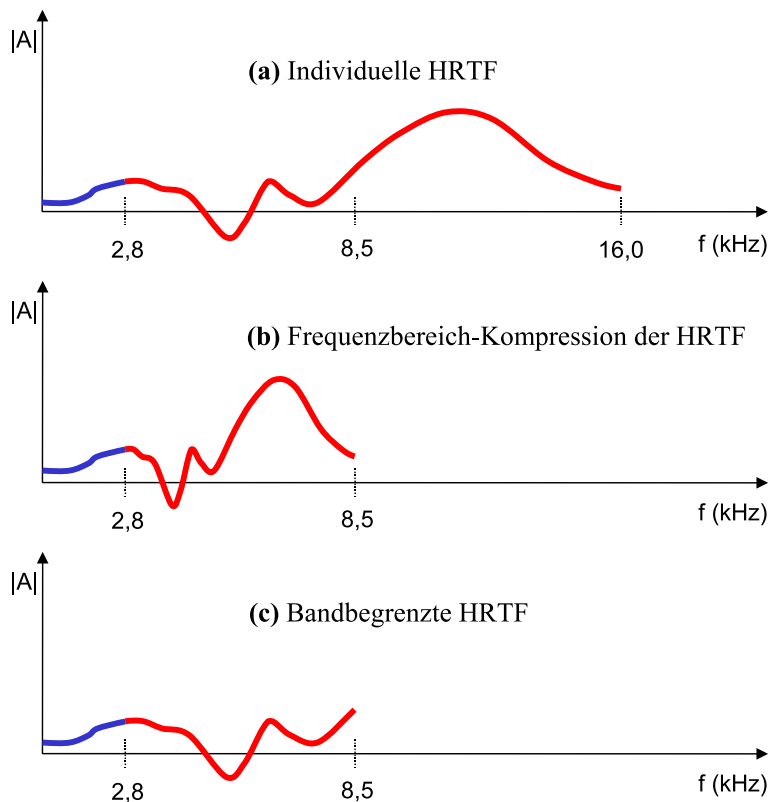


Abbildung 3.2: Schematische Darstellung der Modifikation einer HRTF im Frequenzbereich. Blau: unveränderter Frequenzbereich, rot: modifizierter Frequenzbereich; (a) originale HRTF, (b) Frequenzbereich-komprimierte HRTF, (c) bandbegrenzte HRTF.

grund der sehr langen Versuchsdauer. Auch die stark reduzierte Diskrimination von spektralen Unterschieden bei CI-Trägern würde das Ergebnis unkontrollierbar beeinflussen.

Die mehrwöchige experimentelle Phase bestand aus täglichen, audio-visuellen Trainingseinheiten mit den modifizierten HRTFs und visuellem Feedback über die Schallquellenposition (Trainingsbedingung). Da das intensive Training zu einer Steigerung der Präzision der auditorischen Auswertung der vorhandenen, tieffrequenten spektralen Information führen könnte, stellte sich die Frage, ob die mehrwöchige experimentelle Phase auch mit unkomprimierten, aber bei 8,5 kHz bandbegrenzten HRTFs zu einer verbesserten Lokalisationsleistung führen würde. Zur Überprüfung der Langzeitauswirkungen von bandbegrenzten und nicht frequenzkomprimierten HRTFs (Abbildung 3.2c) wurde daher zusätzlich die Kontrollgruppe (KG, *control-group*) eingeführt. Es ergeben sich somit zwei Trainingsbedingungen bzw. Trainingsgruppen. Zur einfacheren Unterscheidung wird hier für die mit den Frequenzbereich-komprimierten HRTFs trainierende Gruppe der Begriff Warped-Gruppe (WG, *warped-group*) eingeführt.

Die Modifikation der HRTFs der VPn lässt eine anfänglich erhebliche Verschlechterung der Lokalisationsleistung in den Vertikalebene erwarten. Um einen möglichen Lerneffekt zeigen zu können, wurde zur Überprüfung der Lokalisationsleistung vor und nach der experimentellen Phase ein Test mit den frequenzkomprimierten HRTFs ohne Feedback durchgeführt. Das Fehlen des Feedbacks könnte insbesondere nach der Trainingsphase zur Verwirrung der VPn führen, vor allem wenn zwischen den beiden Testbedingungen gewechselt wird.

Ein einführendes Lokalisationstraining mit audio-visuellem Feedback und den originalen HRTFs (Abbildung 3.2a) wurde von den VPn absolviert, um sie mit der Lokalisationsprozedur vertraut zu machen und den Trainingszustand untereinander anzugleichen. Effekte dieser Art, die nicht mit der Modifikation der DTFs in Verbindung gebracht werden können, werden in der vorliegenden Arbeit als prozedurale Lerneffekte bezeichnet. Diese Effekte könnten sich während der experimentellen Phase weiter fortsetzen, weshalb geklärt werden muss, ob der erwartete Lerneffekt aufgrund der experimentellen Phase nur auf prozedurale Lerneffekte beschränkt ist. Zur Kontrolle wurde deshalb das einführende Lokalisationstraining mit audio-visuellem Feedback und den unmodifizierten, breitbandigen HRTFs am Ende des Experiments wiederholt. Damit kann auch überprüft werden, ob die mehrwöchige experimentelle Phase negative Auswirkungen auf die ursprüngliche Lokalisationsleistung der VPn zur Folge hat.

Kapitel 4

Experimentelles Design

4.1 Versuchspersonen

4.1.1 Anzahl und Zuordnung

Es wurden 15 Personen getestet, die auf zwei Gruppen aufgeteilt wurden. Die Warped-Gruppe (WG) trainierte mit den Frequenzbereich-komprimierten, bandbegrenzten HRTFs (Abbildung 3.2b) und die Kontrollgruppe (KG) mit den bandbegrenzten HRTFs (Abbildung 3.2c). Die Aufteilung wurde mit 8 Personen in der WG und 7 Personen in der KG festgelegt (Tabelle 4.1). Die Zuordnung erfolgte nach der Eignungsüberprüfung (Kapitel 4.1.2.4, Tabelle A.1, Abbildungen siehe Anhang A.3) mit dem Ziel eines vergleichbaren mittleren Quadrantenfehlers (Kapitel 4.5.2) in beiden Gruppen und wurde im Doppelblind-Verfahren durchgeführt, d.h. weder die VPn noch die Versuchsleiter kannten die Zuordnung.

Warped-Gruppe	Kontrollgruppe
NH15	NH12
NH53	NH39
NH55	NH43
NH57	NH46
NH58	NH62
NH59	NH69
NH64	NH71
NH72	

Tabelle 4.1: Gruppenaufteilung der Versuchspersonen mittels Identifikationsnummern (ID)

4.1.2 Voraussetzungen

4.1.2.1 Hörschwellen

Die Studie wurde mit Personen im Alter von 19 bis 38 Jahren und mit normaler Hörfähigkeit durchgeführt. Mittels Audiogramm wurde die Hörschwelle in einer adaptiven Methode (*three-alternative-forced-choice*-Methode, 3AFC, *3-down/1-up-staircase* Prozedur Laback (2006)) in einem schallisolierenden Raum mittels Kopfhörer (HDA200, Sennheiser) gemessen. Die Frequenzpunkte üblicher klinischer Audiogramme (in Oktavschritten zwischen 125 Hz und 8 kHz) wurden um einen Punkt bei 12,5 kHz erweitert. Als normalhörend wurden jene Personen eingestuft, welche in beiden Ohren einen Hörverlust (HV) von 20 dB HL (*hearing level*) in höchstens einem Frequenzpunkt um wenige dB überschritten (Anhang A.1).

4.1.2.2 HRTF-Messung

Nach erfolgreicher Messung der Audiogramme wurden die HRTFs bzw. HRIRs der Normalhörenden bestimmt. Die Messung erfolgte dabei in einem semianechoischen Raum (Abbildung 4.1) am geschlossenen Ohrkanal (Møller et al., 1995) mittels der Systemidentifikationsmethode der multiplen exponentiellen Sweeps (Majdak et al., 2007, 2010) und wurde auf den Frequenzbereich von 200 Hz bis 16 kHz beschränkt (bei einer Abtastfrequenz von 48 kHz). Vertikal wurden die HRTFs bzw. HRIRs mit einer Elevation zwischen



Abbildung 4.1: HRTF-Messung in dem semianechoischen Raum der ÖAW

-30° und $+80^\circ$ gemessen. Die Horizontalebene wurde lateral bis $\pm 45^\circ$ mit $2,5^\circ$ aufgelöst, darüber hinaus mit 5° . Die Verteilung der HRTFs erfolgte mit konstanter räumlicher Bogenlänge, d.h. mit steigender Elevation wurden weniger HRTFs ausgewertet (Majdak et al., 2010). Daraus ergab sich ein Set von insgesamt 1550 HRTFs pro Person. Die Berechnung der DTFs erfolgte nach Gleichung 2.17 (Middlebrooks und Green, 1990; Midd-

lebrooks, 1999; Majdak, 2003; Majdak et al., 2010). Die inverse Fouriertransformation der DTF, $h(t)$, wurde energetisch in Form von *energy time curves* (ETCs) nach

$$ETC(t) = 10 \cdot \log h(t)^2 \quad (4.1)$$

analysiert. In Abbildung 4.3 sind Beispiele von DTF-Sets der Medianebene und der Horizontalebene bei einer Elevation von 0° inklusive der zugehörigen ETCs einer Person dargestellt. Die Darstellung der Pegel in dB erfolgt entsprechend einer Farbskala, wobei rot auf Peaks und blau auf Notches hindeutet.

In Anhang A.2 befinden sich die DTFs aller VPn für die Medianebene.

4.1.2.3 Virtuelle akustische und visuelle Umgebung

Die Stimuli wurden in einer virtuellen akustischen Umgebung im semianechoischen Raum der ÖAW (Abbildung 4.1) mittels Kopfhörer (HD 580, Sennheiser) präsentiert. Bei präziser HRTF-Messung ist die Diskrimination zwischen virtuellen und realen räumlichen Positionen nicht möglich (Hartmann und Wittenberg, 1996; Wightman und Kistler, 1997a; Kulkarni und Colburn, 1998). Die Darbietung einer virtuellen Welt erfolgte mittels eines am Kopf getragenen visuellen Ausgabegerätes (*head-mounted display*, HMD). Räumliche, zufällig ausgewählte Positionen entlang der simulierten Kugeloberfläche dienten als Ziel und wurden mit einem Zeigerinstrument (adaptierte Spielkonsolen-Pistole) angegeben (Majdak et al., 2010). Die Kopfbewegungen und Positionen des Handzeigers wurden mittels Tracking-System gemessen (Majdak et al., 2010). Damit sich die VPn mit dem Equipment und der Prozedur vertraut machen konnten, wurde zu Beginn eine visuelle Trainingseinheit absolviert (Majdak et al., 2010). Alle VPn konnten nach maximal 14 Blöcken mit je 100 Wiederholungen die geforderte Trefferquote von 95 % mit dem maximal erlaubten mittleren Fehler von 2° erreichen. Die akustischen, virtuellen, visuellen Positionen beschränkten sich auf einen polaren Bereich zwischen -30° und 210° sowie auf den lateralen Bereich von $\pm 60^\circ$.

4.1.2.4 Lokalisationsfähigkeitstest

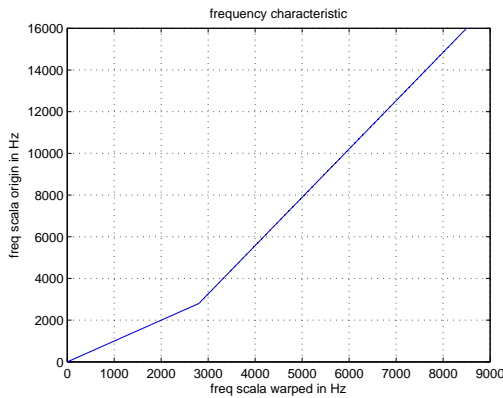
Die Eignung von Versuchsperson-Kandidaten zur Teilnahme an der Studie wurde überprüft. Der Stimulus war ein weißes Gaußsches Rauschen. Das Rauschen wurde vorher mit den DTFs von zufällig gewählten räumlichen Positionen gefiltert. Nach einer ausreichenden Trainingsperiode von 6 Blöcken mit je 50 Wiederholungen (Majdak et al., 2010) wurde der Quadrantenfehler (Kapitel 4.5.2) der VPn für die letzten 250 Wiederholungen nach Middlebrooks (1999) ausgewertet. Da die Qualität der Pinna-bezogenen Strukturen und

der daraus folgenden HRTFs sehr unterschiedlich ist und nicht immer genügend Merkmale zur Schallquellenlokalisierung in den Vertikalebene vorhanden sind (Laback, 2006), konnten nur VPn mit einem geringen Quadrantenfehler teilnehmen. Die Entscheidung orientierte sich an dem Quadrantenfehler von 15,7% aus Middlebrooks (1999). Etwa 50% der insgesamt eingeladenen Personen eigneten sich für diese Studie und wurden auch zum Experiment eingeladen. Die detaillierten Ergebnisse der Eignungstests (später auch als *Pre-Training* bezeichnet) der für die Studie ausgewählten VPn sind in Anhang A.3, A.4 ersichtlich.

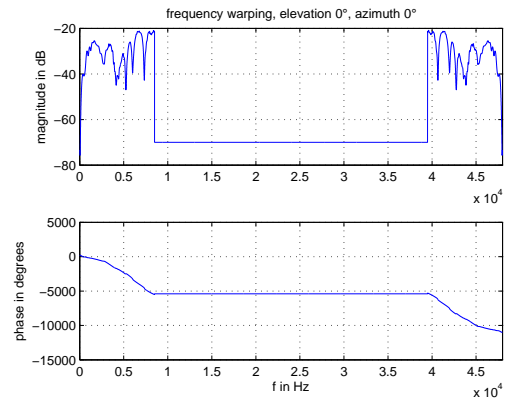
4.2 Stimuli

Die Stimuli hatten eine Dauer von 500 ms und wurden bei einem Wahrnehmungspegel (*sensation level*, SL) von 50 dB SL präsentiert. Die DTF der jeweiligen Position wurde mit weißem Gaußischem Rauschen gefaltet. Die Generierung der modifizierten DTFs erfolgte im Frequenzbereich mit einer Auflösung von 1 Hz ($f_s = 48000$ kHz). Bis 2,8 kHz (entspricht 2800 Frequenzpunkten) wurde der Frequenzbereich nicht verändert, oberhalb wurde die Kompression mittels der Eingangs/Ausgangskennlinie implementiert (Abbildung 4.2a). Die Frequenzpunkte oberhalb von 2,8 kHz ergaben sich aus der linearen Interpolation zwischen den diskret vorhandenen Frequenzpunkten der originalen DTF. Anschließend wurde ein symmetrisches Spektrum (gerades Amplitudenspektrum und ungerades Phasenspektrum) generiert und Frequenzpunkte oberhalb von 8,5 kHz auf einen Pegel von -70 dB und eine Phase von 0 rad gesetzt (Abbildung 4.2b). Für das symmetrische Spektrum ergab sich nach der inversen Fouriertransformation wieder die reelle Impulsantwort (Abbildung 4.2c). Nach Anwendung einer Fensterung ergab sich die frequenzbereichskomprimierte HRIR (Abbildung 4.2d), nach einer erneuten Fouriertransformation die frequenzbereichskomprimierte DTF (Abbildung 4.2e, 4.3 und 4.4). Die Kompression der Phase der DTF oberhalb von 2,8 kHz führt zu einer unerwünschten Veränderung der ITD bzw. zu einer zeitlichen Verschiebung innerhalb der Impulsantwort (vgl. Abbildung 4.3e, 4.3f). Falls sich ITD und ILD bezüglich der räumlichen Information widersprechen, dominiert die ITD gegenüber der ILD in der Lokalisation im tieffrequenten Bereich unterhalb von 2,8 kHz, oberhalb dominiert die ILD die binaurale Lokalisation (Wightman und Kistler, 1992).

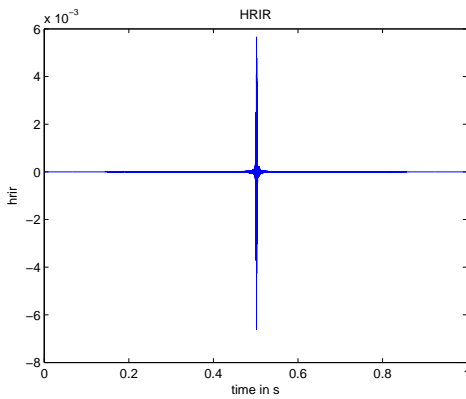
Die unmodifizierten, nicht frequenzkomprimierten, aber bandbegrenzten DTFs sollten zur gleichen Bandbegrenzung der Stimuli führen, wie dies mit der Frequenzkompression erreicht wurde. Dazu wurden aus Optimierungsgründen nicht die originalen, individuellen DTFs bandbegrenzt, sondern das weiße, Gaußische Rauschen mit dem die jeweiligen DTFs später gefaltet wurden (es sind keine zusätzlichen DTF-Sets pro Person erforderlich). Dazu wurde die Frequenzbereich-Kompression auf einen Dirac'schen Delta-Impuls



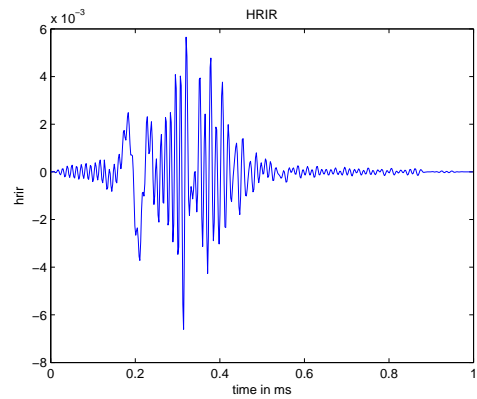
(a) Implementierung der Kompression im Frequenzbereich oberhalb 2,8 bis 16kHz



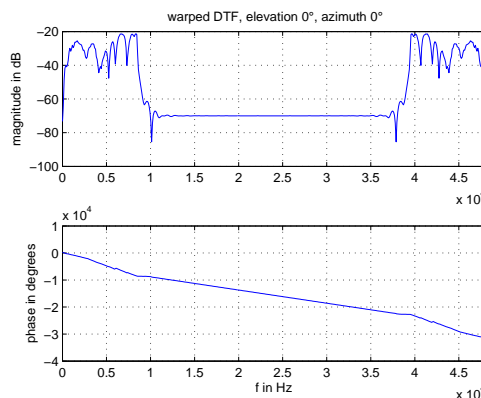
(b) Ergebnis der Kompression im Frequenzbereich



(c) Impulsantwort der komprimierten DTF, nach inverser FFT

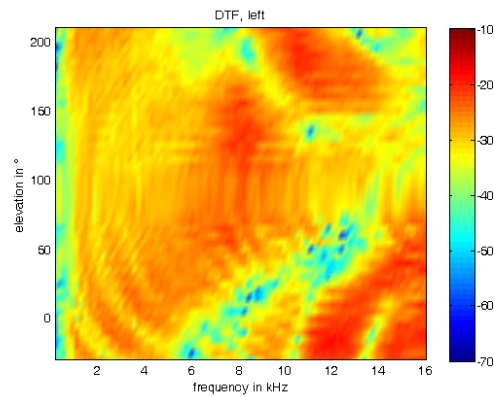


(d) 512-Punkte Fenster (Länge: 10,7ms, fade-in: 0,5ms, fade-out: 2ms) der IFFT der komprimierten DTF

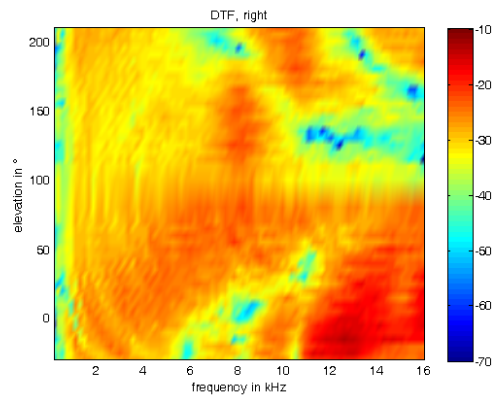


(e) Frequenzbereichskomprimierte DTF (FFT des 512-Punkte Fensters der Impulsantwort)

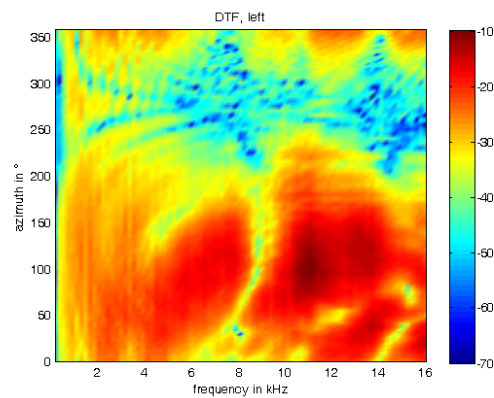
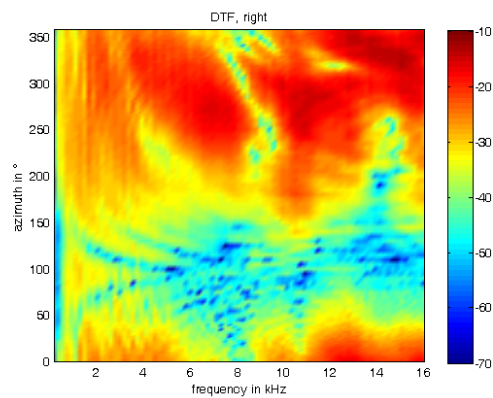
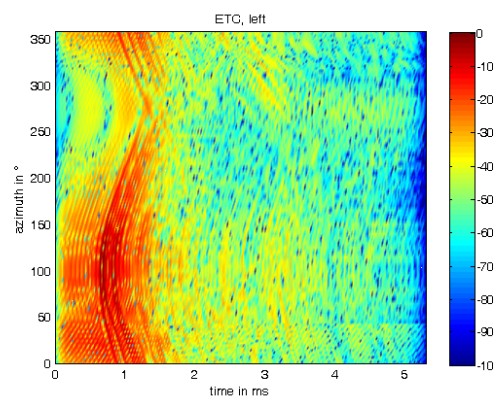
Abbildung 4.2: Implementierung der Frequenzbereich-Kompression



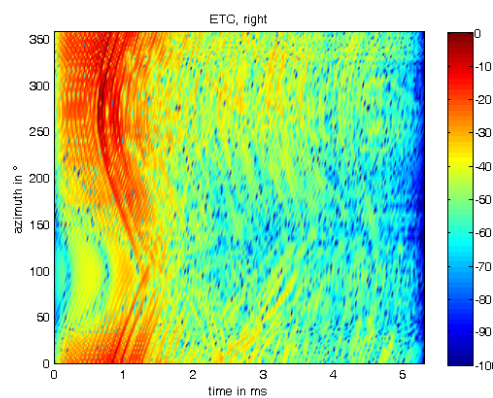
(a) linkes DTF-Set der Medianebene



(b) zugehöriges rechtes DTF-Set der Medianebene

(c) linkes DTF-Set der Horizontalebene bei einer Elevation von 0° (d) zugehöriges rechtes DTF-Sets der Horizontalebene bei einer Elevation von 0° 

(e) linkes ETC-Set der DTFs der Medianebene



(f) zugehöriges rechtes ETC-Set der Medianebene

Abbildung 4.3: Beispiel der Darstellung von DTF- und ETC-Sets der Median- und Horizontalebene, Pegel in dB.

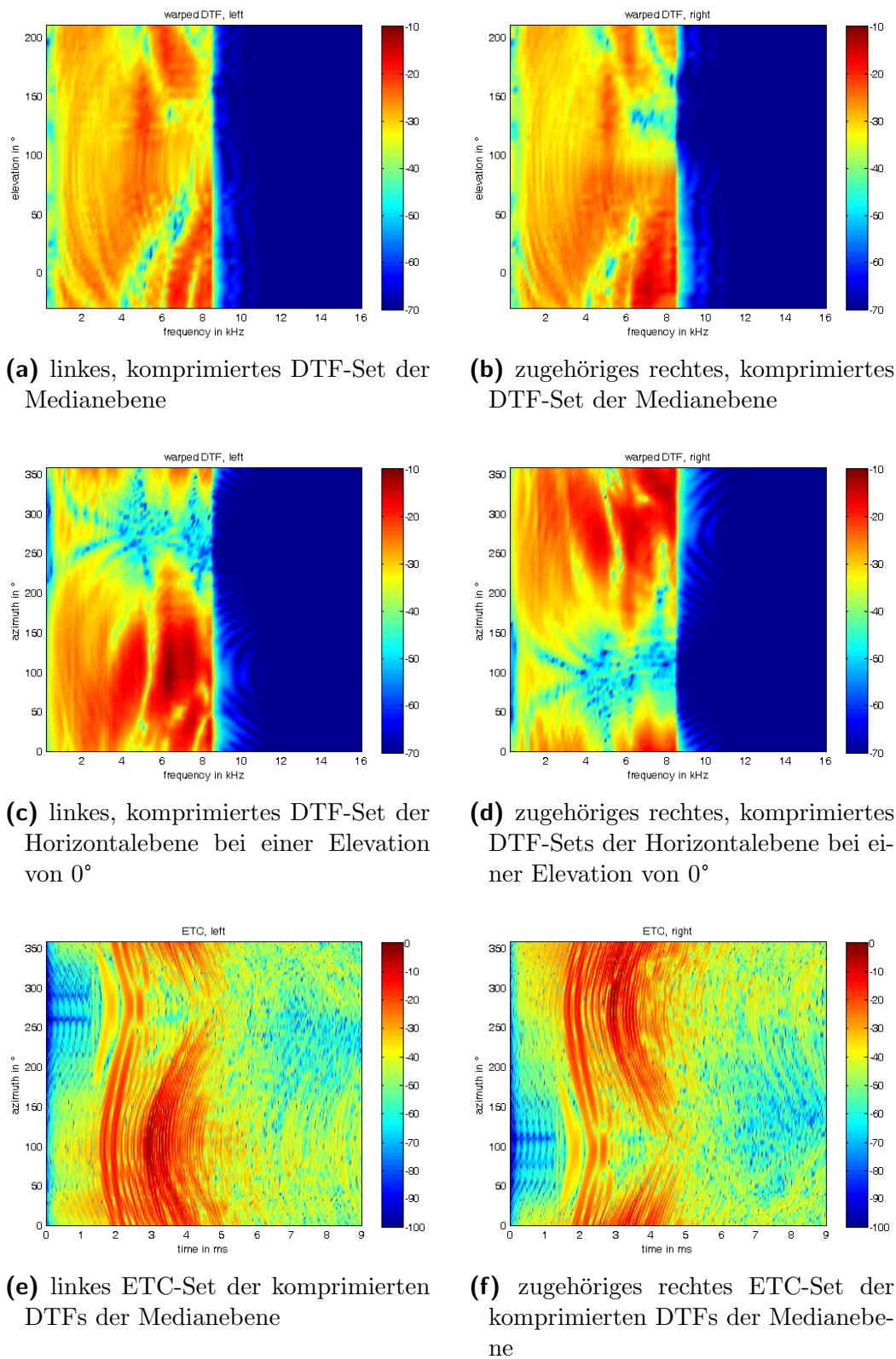


Abbildung 4.4: Beispiel der Darstellung von frequenzbereichskomprimierten DTF- und ETC-Sets der Median- und Horizontalebene, Pegel in dB.

angewandt (Abbildung 4.5b, 4.5c). Die Flankensteilheit des erforderlichen Tiefpassfilters (TP) wurde zur Kontrolle aus der frequenzkomprimierten DTF (0° Elevation, 0° Azimut) entnommen (Abbildung 4.5a, Gleichung 4.3) und mit dem generierten TP-Filter verglichen (Abbildung 4.5b).

$$\Delta f = 9570 \text{ Hz} - 8370 \text{ Hz} = 1200 \text{ Hz} \quad (4.2)$$

$$k_{Okt} = \frac{\Delta L}{\Delta f} \cdot \Delta f_{Okt} = \frac{-70 \text{ dB}}{1200 \text{ Hz}} \cdot 8370 \text{ Hz/Okt} = -488 \text{ dB/Okt} \quad (4.3)$$

In Abbildung 4.5c ist die frequenzkomprimierte und die unkomprimierte, bandbegrenzte DTF für eine Position dargestellt. Oberhalb von 2,8 kHz unterscheiden sich die Übertragungsfunktionen, ab 8,5 kHz setzt die Filterwirkung ein. Es ergibt sich für die TP-gefilterte, nicht frequenzkomprimierte DTF die gewünschte Dämpfung im hochfrequenten Bereich von ca. 70 dB.

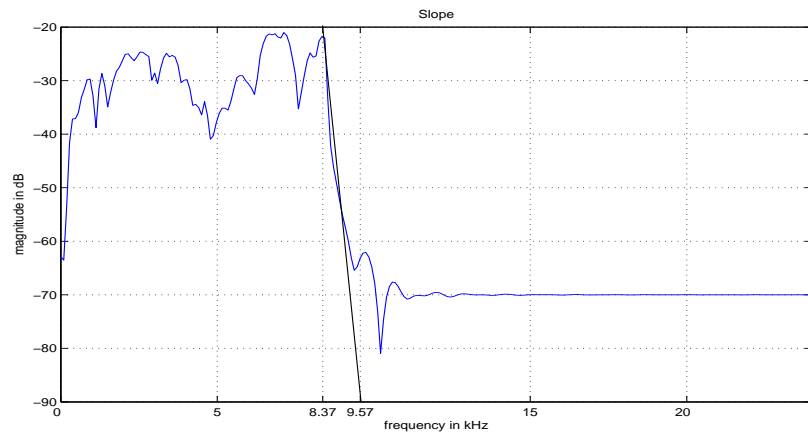
4.3 Experimentelle Bedingungen

4.3.1 Faktoren (Unabhängige Variablen)

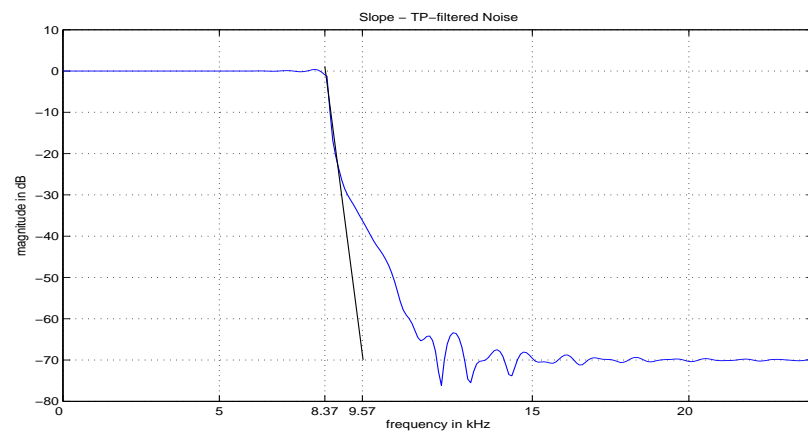
Die experimentellen Faktoren sind in Tabelle 4.2 aufgelistet. Das Training mit den modifizierten DTFs (frequenzkomprimiert bzw. nur bandbegrenzt) bestand aus täglichen (ohne Unterbrechung), 2-stündigen Trainingseinheiten (200 Wiederholungen in 4 Blöcken pro Tag) mit visuellem Feedback. Die Testbedingungen vor dem Training (*Pre-Test*) bzw. nach dem Training (*Post-Test*) wurden blockweise randomisiert und für beide Trainingsbedingungen (WG, KG) ohne Feedback durchgeführt (Abbildung 4.6). Jeder Block bestand dabei aus 100 zufälligen räumlichen Positionen einer Trainingsbedingung (WG oder KG). Der Eignungstest zur Überprüfung der Lokalisationsfähigkeit (*Pre-Training*) bestand aus 250 Wiederholungen in 5 Blöcken (Kapitel 4.1.2.4, Tabelle A.1, Abbildungen siehe Anhang A.3). Nach dem Post-Test erfolgte das *Post-Training*, welches sich vom Pre-Training nur in der Anzahl der Wiederholungen unterschied (200 Wiederholungen in 4 Blöcken).

Faktor	Trainingsbedingung (Gruppe)	Training (mod. DTF)	Test	Training (orig. DTF)
Faktorstufe	Warped-Gruppe (WG) Kontrollgruppe (KG)	21 Tage	Pre-Test Post-Test	Pre-Training Post-Training

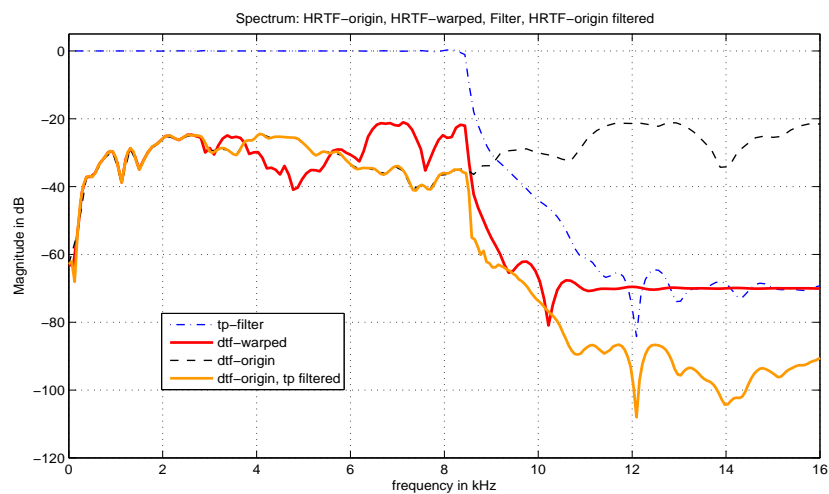
Tabelle 4.2: Experimentelle Faktoren und Faktorstufen



(a) Bestimmung der Kompressions-Filterflanke



(b) Kontrolle der TP-Filterflanke



(c) Vergleich von TP-Filter, originaler, frequenzbereichskomprimierter und bandbegrenzter DTF

Abbildung 4.5: Generierung eines bandbegrenzten nicht komprimierten Stimulus

4.3.2 Messvariablen (Abhängige Variablen)

Mit dem Zeigerinstrument wurde von den VPn die wahrgenommene räumliche Position des wiedergegebenen Stimulus (Ziel) angegeben (Majdak et al., 2010). Die Antwort der VPn konnte kontinuierlich in der gesamten Hemisphäre erfolgen und wurde lediglich durch die Auflösung des Tracking-Systems begrenzt. Die Messvariablen des lateralen und polaren Winkels dienten der nachfolgenden Berechnung der Fehlermaße (Kapitel 4.5.2).

4.3.3 Störvariablen

Zu Beginn jedes Trainings- bzw. Testblockes fand eine Prozedur zur Kalibrierung der Kopfhörerposition statt. Ein Verrutschen des Kopfhörers während eines Blockes konnte nicht registriert werden, falls die VPn nicht darauf hinwiesen. Die VPn wurden deshalb instruiert, ein Verrutschen sofort anzugeben. Die experimentellen Instruktionen sind in Anhang A.6 beschrieben. Unterschiedliche Trainingsgrade der VPn wurden mit der Vorausscheidung und dem Pre-Training gering gehalten. Die Trainingsphase wurde doppelblind durchgeführt, um den Versuchsleitereffekt zu vermeiden.

4.4 Prozedur

Der Ablauf der gesamten Studie ist in Abbildung 4.6 dargestellt. Pre- und Post-Training bzw. Pre- und Post-Test unterschieden sich nicht zwischen den beiden Gruppen. Die Trainingsphase dauerte 21 Tage und wurde von allen VPn (mit Ausnahme von NH53 und NH58) ohne Unterbrechung durchgeführt. Zwischen Pre-Test und Training bzw. zwischen Training und Post-Test war aus organisatorischen Gründen teilweise eine Pause von einem Tag notwendig. Das Pre-Training wurde einige Tage vor dem Pre-Test absolviert, das Post-Training folgte spätestens 2 Tage nach dem Post-Test.

4.5 Bestimmung der mit den Daten durchzuführenden statistischen Analyse

4.5.1 Verfahren

Die statistische Analyse erfolgte in erster Linie mit Hilfe der Varianzanalyse (einfaktorielle, mehrfaktorielle *Analysis of Variance*, ANOVA) bzw. der Varianzanalyse mit Messwiederholungen (*repeated-measures* ANOVA). Wenn die der ANOVA zugrundeliegenden Voraus-

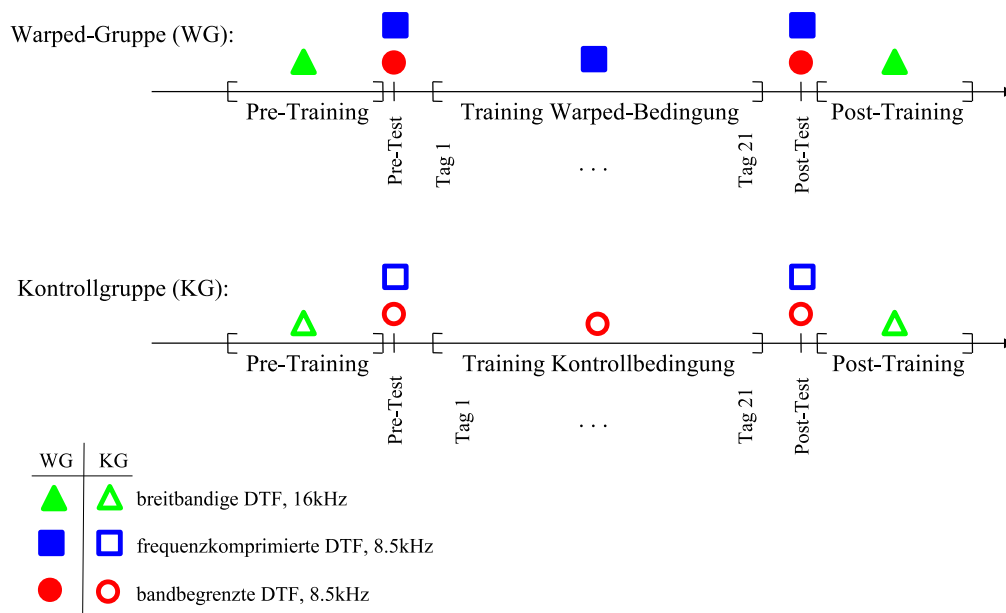


Abbildung 4.6: Ablauf der gesamten Studie

setzungen der Normalverteilung bzw. der Homogenität der Varianzen nicht erfüllt werden konnten, wurde die Analyse mit einem nicht-parametrischen Verfahren (Friedman-Test) durchgeführt. Der Levene-Test wurde zur Überprüfung der Homogenität der Varianzen (Homoskedastizität) verwendet. Zur Überprüfung der Messdaten auf Normalverteilung wurde unter anderem der Anderson-Darling-Test verwendet. Die Post Hoc Tests wurden mit dem 95%-Konfidenzintervall und der Methode nach Tukey-Kramer durchgeführt.

Der statistische Vergleich der Lerneffekte wurde zusätzlich anhand des Vergleichs der, mit Hilfe einer Linearisierung des Lerneffektes (Vernachlässigung eventuell auftretender Sättigungseffekte) berechneten, Regressionsgeraden (Methode der Minimierung der Fehlerquadrate) der beiden Gruppen (WG, KG) mit einem zweiseitigen t-Test durchgeführt. Die Antworten der VPn, y_i , das arithmetische Mittel der Antworten, \bar{y} , und die geschätzten Werte der Regression, \hat{y}_i , führen mit

$$R^2 = \frac{\sum (\hat{y}_i - \bar{y})^2}{\sum (\hat{y}_i - \bar{y})^2 + \sum (y_i - \hat{y}_i)^2} \quad (4.4)$$

und den Steigungen, k , und Standardfehlern, s , der beiden Geraden (k_w, s_w : Warped-Gruppe, k_c, s_c : Kontrollgruppe)

$$s_w = k_w \cdot \sqrt{\frac{1 - R^2}{n}} \quad (4.5)$$

zum t-Wert:

$$t = \frac{k_w - k_c}{\sqrt{s_w^2 + s_c^2}} \quad (4.6)$$

Mit dem Signifikanzniveau von 5% und der Verteilung mit $n_1 + n_2 - 4 = 42 - 4 = 38$ Freiheitsgraden ergibt sich ein kritischer Wert von $t_c = t(0,975; 38) = 2,0244$. Die Berechnungen wurden mit der *Statistics Toolbox* in Matlab durchgeführt.

4.5.2 Fehlermaße

Die Lokalisationsfehler wurden mittels Subtraktion der tatsächlichen Position von der Antwort der VPn berechnet. Aus [Heffner und Heffner \(2005\)](#) wurden die Bezeichnungen *bias* für den systematischen Fehler und *precision* für den statistischen Fehler übernommen. Der laterale Bias (LB) besteht aus dem arithmetischen Mittel der lateralen Fehler ([Middlebrooks, 1999](#)). Der *lateral precision error* (LPE) ist die Standardabweichung des lateralen Fehlers und wird auch als *localization blur* bezeichnet ([Majdak et al., 2010](#)). In den Vertikalebene wurde der Quadrantenfehler untersucht, der die prozentuellen Verwechslungen zwischen der vorderen und der hinteren Hemisphäre repräsentiert ([Majdak et al., 2010](#)). [Middlebrooks \(1999\)](#) behandelte absolute polare Fehler größer 90° als Quadrantenfehler (QE-MI). Um das Problem zu reduzieren, bei dem große laterale Winkel in Bezug auf polare Winkel zu einer Kompression der Bogenlänge führen, werden im QE-MI nur Ziele mit lateralen Positionen innerhalb $\pm 30^\circ$ herangezogen (Tabelle 4.3). Dadurch wird ein großer Teil der Daten ausgeschlossen, weshalb zusätzlich auch der Quadrantenfehler aus [Majdak et al. \(2010\)](#) zur Analyse verwendet wurde (QE-MA). Die Berechnung erfolgt dabei auf Basis aller lateralen Winkel α der Ziele innerhalb $\pm 60^\circ$ und einer Gewichtung mit einem Cosinus-Fenster $(0,5 \cdot \cos(2\alpha) + 0,5)$. Als Quadrantenfehler wird ein gewichteter polarer Fehler außerhalb von $\pm 45^\circ$ bezeichnet. Die statistische Analyse in den Vertikalebene basiert auf zirkulären statistischen Verfahren ([Batschelet, 1981](#)). Der systematische polare Fehler (*polar bias*, PB) folgt aus dem zirkulären Mittelwert der polaren Fehler ([Majdak et al., 2010](#)). Da der PB stark mit dem Quadrantenfehler korreliert, wurden die mit einem Quadrantenfehler behafteten Antworten entfernt (*local polar bias*, LPB). ([Majdak et al., 2010](#)). Der statistische polare Fehler (*polar precision error*, PPE) wurde mit Hilfe der zirkulären Standardabweichung der gewichteten polaren Fehler nach [Majdak et al. \(2010\)](#) berechnet. Da der Quadrantenfehler ebenfalls stark mit dem PPE korreliert, wurde auch hier der statistische lokale polare Fehler (*local polar precision error*, LPPE) verwendet, in dem die Quadrantenfehler vor der Berechnung entfernt wurden ([Majdak et al., 2010](#)).

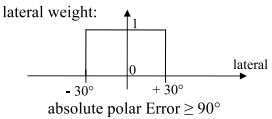
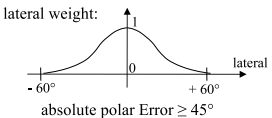
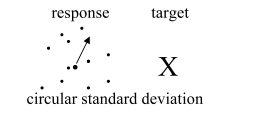
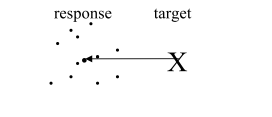
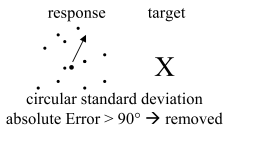
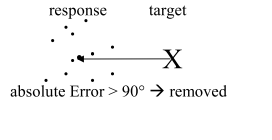
Fehlermaß	Definition
Quadrant error (QE-MI), Middlebrooks (1999)	
Quadrant error (QE-MA), Majdak et al. (2010)	
Lateral precision error (LPE), Heffner und Heffner (2005)	
Lateral bias (LB), Heffner und Heffner (2005) . Linke bzw. rechte Hemispäre: LB_{links} bzw. LB_{rechts}	
Local polar precision error (LPPE), Heffner und Heffner (2005)	
Local polar bias (LPB), Heffner und Heffner (2005)	

Tabelle 4.3: Definition der verwendeten Fehlermaße

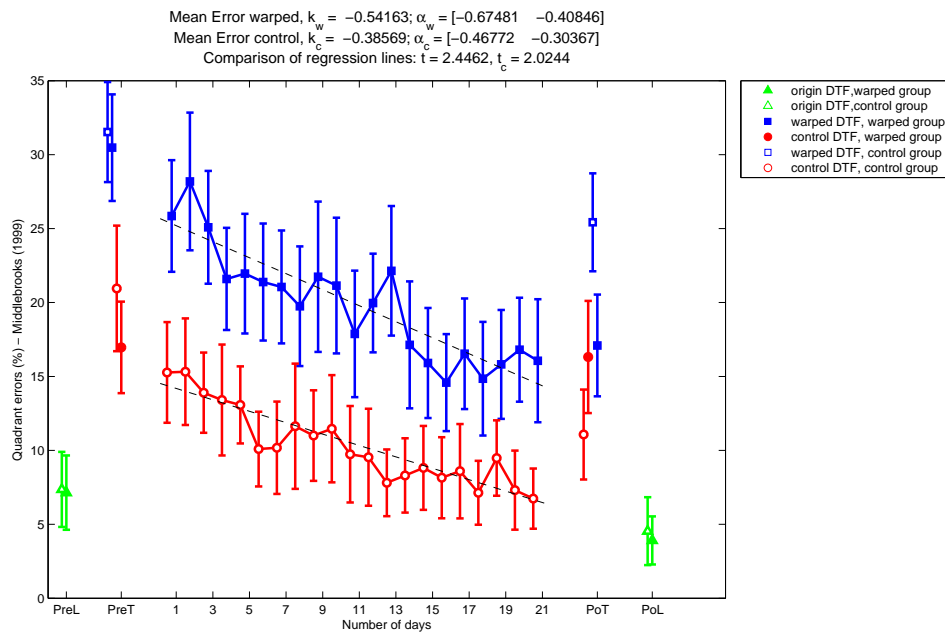
Kapitel 5

Ergebnisse

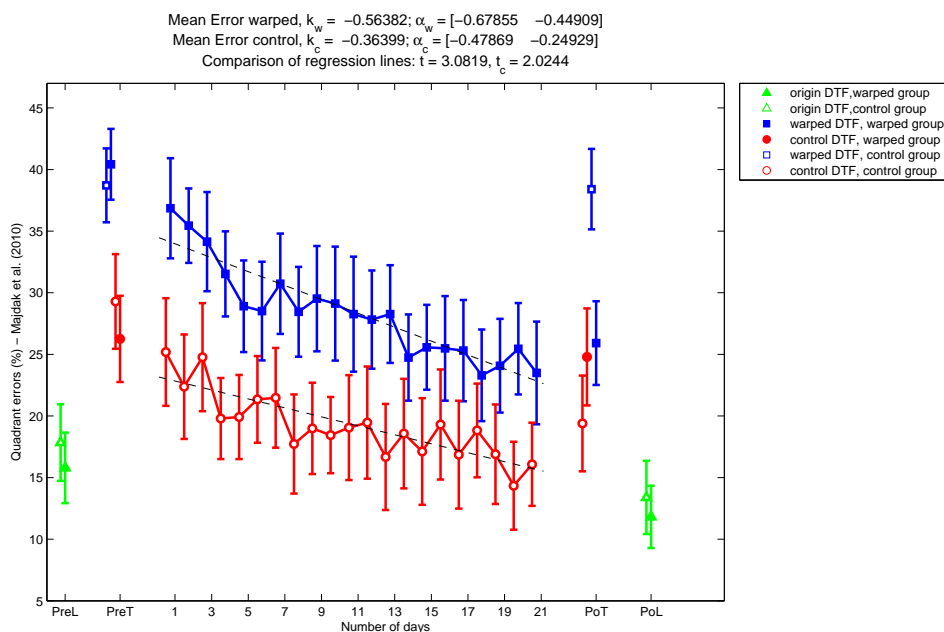
5.1 Darstellung der Ergebnisse

Die Antworten der VPn auf die vorgegebenen Positionen wurden mit Hilfe der Fehlermaße aus Kapitel 4.5.2 analysiert. Ein Block von 50 Antworten (Positionen) wurde pro Person zur Berechnung eines Fehlerwertes verwendet (Details aus Pre/Post-Training und Pre/Post-Test siehe Anhang A.3 und A.4). Zur Berechnung der Fehlermaße (QE-MI, QE-MA, LPPE, LPB, LB_{links} , LB_{rechts} aus Tabelle 4.3) der beiden Gruppen (WG, KG) wurden die verwendeten Fehlerwerte, basierend auf der Annahme normalverteilter Merkmale, über alle Blöcke einer VP und über alle VPn einer Gruppe arithmetisch gemittelt und die Vertrauensintervalle (95%-Konfidenzintervalle) bestimmt. Die Resultate für Pre/Post-Training (PreL/PoL), Pre/Post-Test (PreT/PoT) und Training (Tag 1 bis 21) sind in Abbildung 5.1-5.4 dargestellt. Die WG ist durch ausgefüllte Symbole, die KG durch leere Symbole gekennzeichnet. Die verschiedenen Bedingungen sind mit verschiedenen Symbolen (Farben) gekennzeichnet; Dreieck (grün): breitbandige, originale DTF; Quadrat (blau): frequenzkomprimierte DTF; Kreis (rot): bandbegrenzte unkomprimierte DTF. Unter der vereinfachten Annahme eines linearen Modells des Lerneffektes über die 21 Trainingstage wurden Regressionsgeraden mit Hilfe der Minimierung der Fehlerquadrate der beiden Gruppen berechnet. Der statistische Vergleich der Regressionsgeraden wurde mit einem zweiseitigen t-Test durchgeführt (Berechnung siehe Kapitel 4.5.1) und ist in Abbildung 5.1-5.4 angegeben.

Die individuellen Fehlerplots der einzelnen VPn sind in Anhang A.5 dargestellt, wobei diesbezüglich Bootstrapping zur Berechnung der Fehlerbalken (Standardabweichung) angewandt wurde.

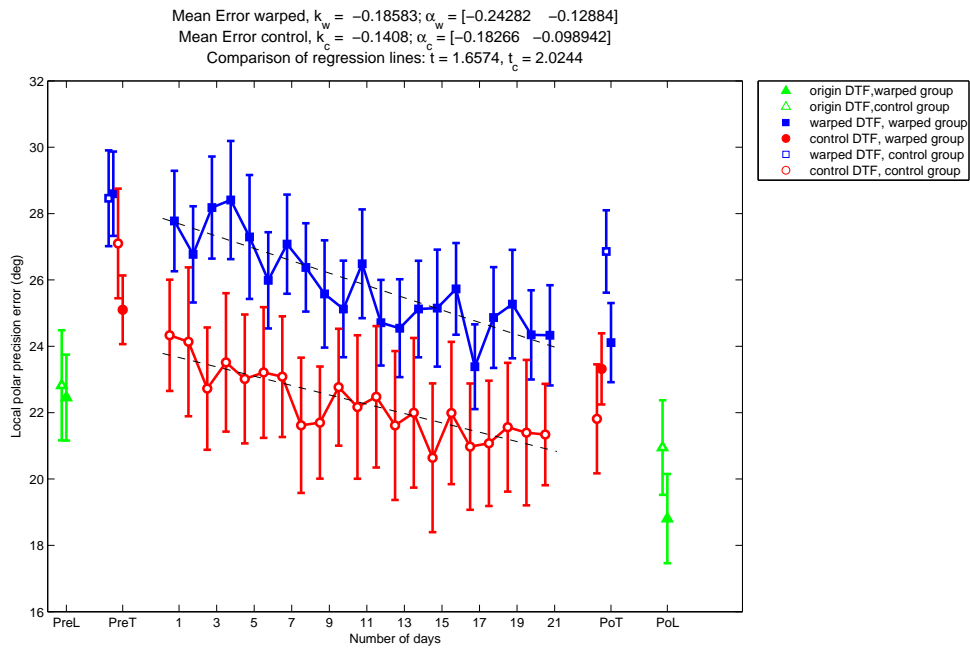


(a) Quadrantenfehler (QE-MI) nach Middlebrooks (1999)

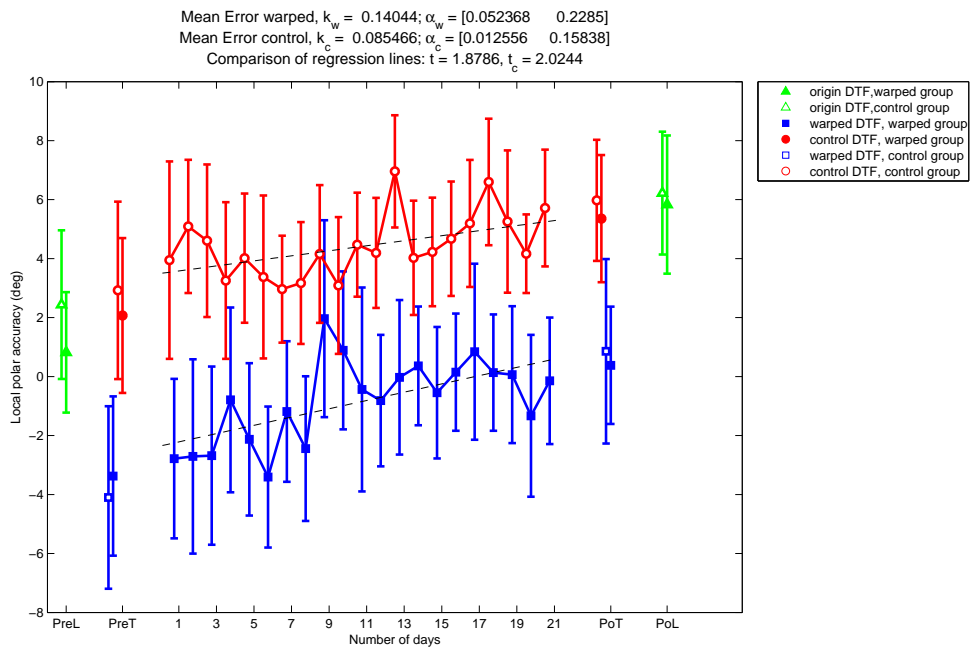


(b) Quadrantenfehler (QE-MA) nach Majdak et al. (2010)

Abbildung 5.1: Darstellung der mittleren Quadrantenfehler (aus Tabelle 4.3), des 21-tätigen Trainings, des Pre/Post-Tests (PreT/PoT) und des Pre/Post-Trainings (PreL/PoL) für beide Trainingsgruppen (WG und KG). Balken: 95%-Konfidenzintervall. Rot (Kreis): bandbegrenzte unkomprimierte DTF, blau (Quadrat): frequenzkomprimierte DTF, grün (Dreieck): breitbandige, originale DTF. Ausgefüllt: Warped-Gruppe (WG), nicht ausgefüllt: Kontrollgruppe (KG). Strichlierte Gerade: mittels linearer Regression bestimmte Regressionsgerade und deren Steigung k inklusive des 95%-Konfidenzintervalles α .



(a) Statistischer lokaler polarer Fehler (LPPE)



(b) Systematischer lokaler polarer Fehler (LPB)

Abbildung 5.2: Darstellung der mittleren polaren Fehler LPPE, LPB (aus Tabelle 4.3).
 Erklärung siehe Abbildung 5.1.

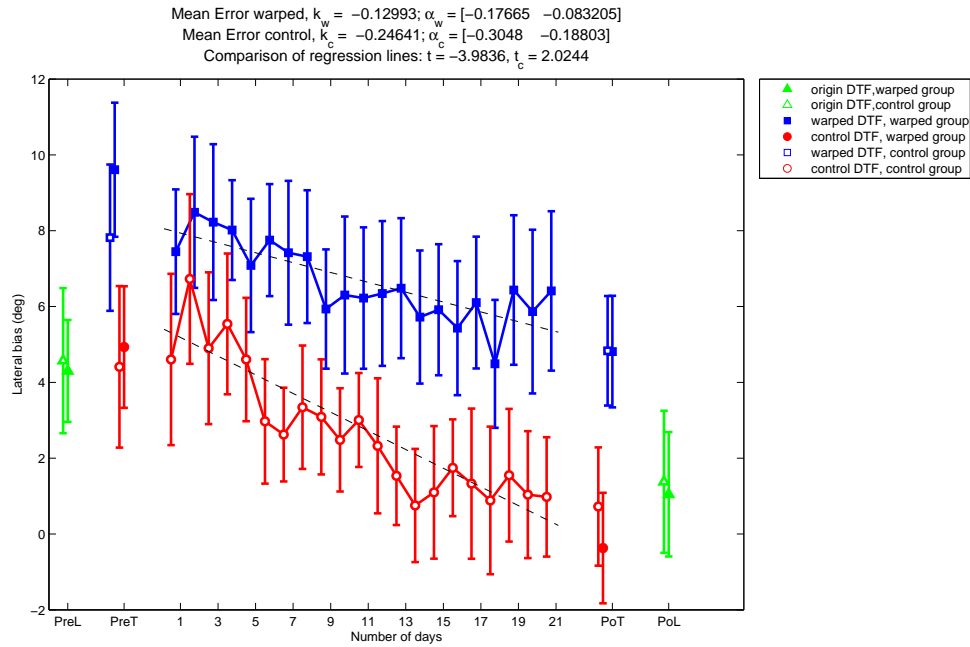
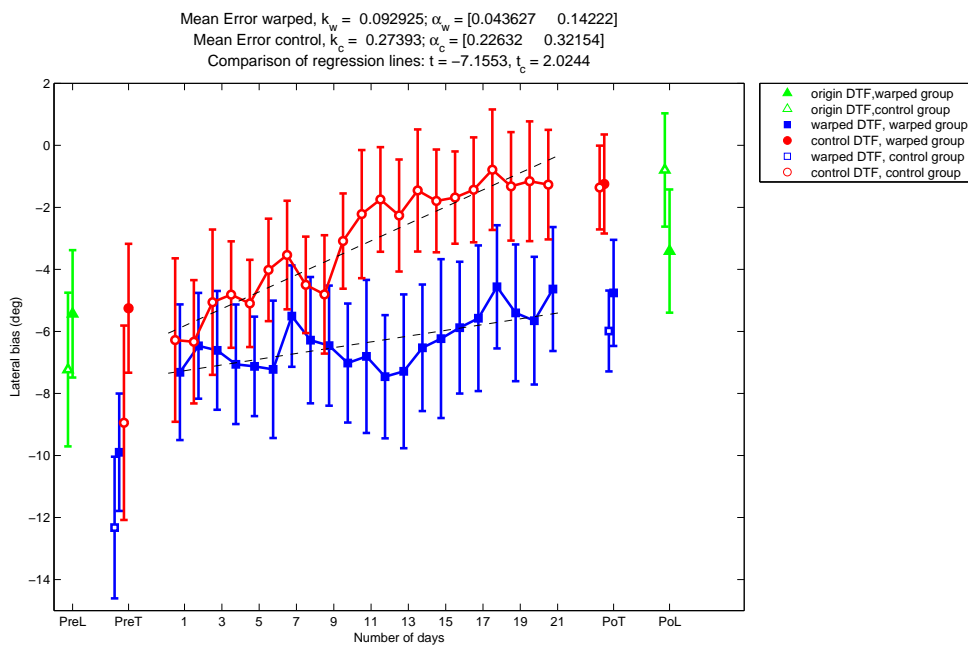
(a) Systematischer lokaler lateraler Fehler (linke Hemisphäre, LB_{links})(b) Systematischer lokaler lateraler Fehler (rechte Hemisphäre, LB_{rechts})

Abbildung 5.3: Darstellung des mittleren lateralen Bias LB_{links}, LB_{rechts} (aus Tabelle 4.3).
 Erklärung siehe Abbildung 5.1.

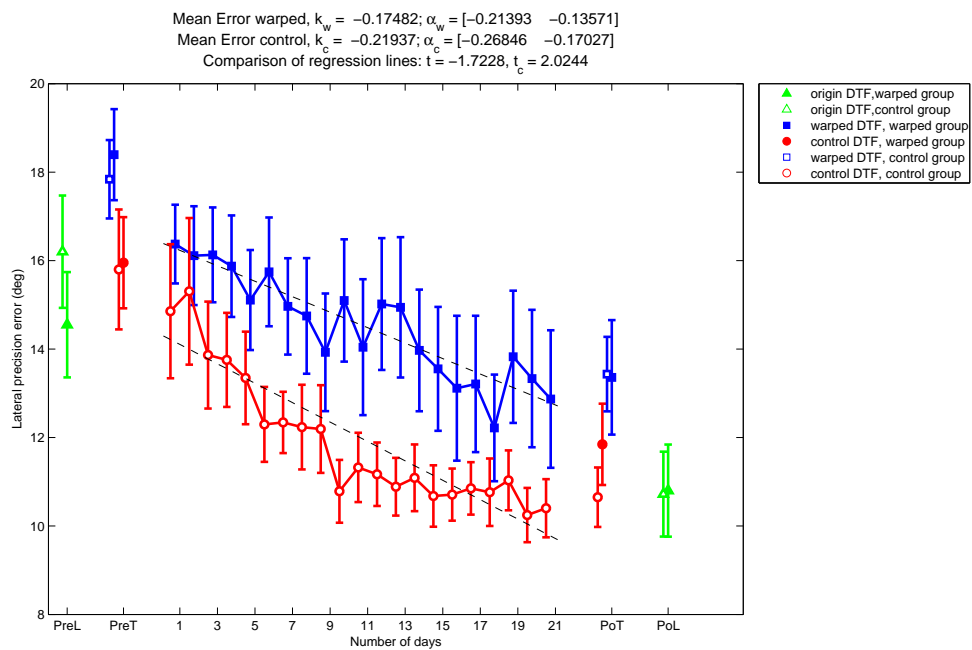


Abbildung 5.4: Darstellung des mittleren statistischen lateralen Fehlers LPE (aus Tabelle 4.3). Erklärung siehe Abbildung 5.1.

5.2 Hypothesentests

Die aufgestellten Hypothesen wurden mit Hilfe der bereits besprochenen Fehlermaße (Kapitel 4.5.2) in Matlab (*Statistics Toolbox*) überprüft. Aus den Zielen der Arbeit (Kapitel 3) ergaben sich die folgende Hypothesen.

5.2.1 Hypothese 1

Der polare Lokalisationsfehler ist beim Pre-Test größer als beim Pre-Training und beim Pre-Test in der WG größer als in der KG.

Aufgrund der Veränderung der DTFs wird ein größerer polarer Lokalisationsfehler erwartet. Die frequenzkomprimierte DTF (*warped DTF*) weist gegenüber der bandbegrenzten DTF (*control DTF*), zusätzlich zur Bandbegrenzung, Veränderungen im Frequenzbereich von 2,8 bis 8,5 kHz auf. Daher wird beim Pre-Test mit der frequenzkomprimierten Testbedingung ein größerer polarer Lokalisationsfehler als bei der ausschließlich bandbegrenzten Testbedingung erwartet. Für jedes Fehlermaß wurde mittels mehrfaktorieller repeated-measures ANOVA auf signifikante Unterschiede geprüft, die Faktoren und Faktorstufen sind in Tabelle 5.1 ersichtlich. Es zeigte sich für die Fehlermaße QE-MI, QE-MA, LPPE und LPB ein signifikanter Effekt (Tabelle 5.2). Der anschließende Post Hoc Test ergab signifikante Unterschiede zwischen der frequenzkomprimierten und der bandbegrenzten Testbedingung (QE-MI, QE-MA, LPPE und LPB), die Hypothese wird daher nicht verworfen. Beim LPB ergab sich kein signifikanter Unterschied zwischen Pre-Training (originale DTF) und der bandbegrenzten Pre-Test-Bedingung (Kontrollbedingung), jedoch ein signifikanter Unterschied zwischen Pre-Training und der frequenzkomprimierten Pre-Test-Bedingung (Warped-Bedingung).

Faktor	TestBedingung	VP
Faktorstufe	Pre-Training, Pre-Test-Warped, Pre-Test-Kontroll	VP1 ,..., VP15

Tabelle 5.1: Parameter zu Hypothese 1

Fehlermaß	p
QE-MI	< 0.0001
QE-MA	< 0.0001
LPPE	< 0.0001
LPB	< 0.0001

Tabelle 5.2: Ergebnisse der repeated measures ANOVA zu Hypothese 1

5.2.2 Hypothese 2

Der Post-Test der Warped-Gruppe mit Warped-Bedingung ist aussagekräftig.

Im Gegensatz zum Pre-Test hatten die VPn der Warped-Gruppe beim Post-Test mit der Warped-Bedingung vorher ein intensives Training inklusive Feedback absolviert. Da beim Post-Test mit beiden Testbedingungen (ohne Feedback) in zufälliger, blockweiser Abfolge lokalisiert wurde und nicht klar war, wie die VPn auf die unterschiedlichen Testbedingungen reagieren, wurde für die Warped-Bedingung überprüft, ob sich der Post-Test vom Ende des Trainings signifikant unterscheidet. Die Auswertung der Daten wurde mittels mehrfaktorieller repeated-measures ANOVA vorgenommen (Tabelle 5.5, 5.6). Die zugrundeliegenden Voraussetzungen der Homoskedastizität und Normalverteilung wurden mittels Levene-Test (Tabelle 5.3) und Anderson-Darling-Test (Tabelle 5.4) überprüft. Für den Fall nicht normalverteilter Merkmale kam ein nicht-parametrischer Test (Friedman-Test) zur Anwendung (Tabelle 5.6).

Es konnte kein signifikanter Unterschied nachgewiesen und Hypothese 2 somit nicht verworfen werden.

Fehlermaß	H	p
QE-MI	0	0.60
QE-MA	0	0.28
LPPE	0	0.99
LPB	0	0.81
LPE	0	0.84
LB _{links}	0	0.15
LB _{rechts}	0	0.97

Tabelle 5.3: Levene-Test zu Hypothese 2. $H = 0$: Die Merkmale weisen keine heterogenen Varianzen auf.

Fehlermaß	Test-Bedingung	H	p
QE-MI	Training	1	0.024
QE-MA	Training	0	0.70
LPPE	Training	0	0.44
LPB	Training	0	0.53
LPE	Training	0	0.057
LB _{links}	Training	0	0.71
LB _{rechts}	Training	0	0.080
QE-MI	Post-Test	0	0.25
QE-MA	Post-Test	0	0.31
LPPE	Post-Test	0	0.22
LPB	Post-Test	1	0.022
LPE	Post-Test	0	0.20
LB _{links}	Post-Test	0	0.59
LB _{rechts}	Post-Test	0	0.29

Tabelle 5.4: Anderson-Darling-Test zu Hypothese 2. $H = 0$: Die Merkmale weisen keine heterogenen Varianzen auf.

Faktor	TestBedingung	VP
Faktorstufe	Training, Post-Test (Warped-Bedingung)	VP1 ,..., VP8

Tabelle 5.5: Parameter zu Hypothese 2

Fehlermaß	statistischer Test	p
QE-MI	Friedman	0.73
QE-MA	ANOVA	0.17
LPPE	ANOVA	0.42
LPB	Friedman	0.42
LPE	ANOVA	0.62
LB _{links}	ANOVA	0.077
LB _{rechts}	ANOVA	0.27

Tabelle 5.6: Ergebnisse der statistischen Tests zu Hypothese 2

5.2.3 Hypothese 3

Es gibt einen Lerneffekt in der Warped-Gruppe in Bezug auf die vertikale Lokalisation.

Ein Rückgang des Lokalisationsfehlers in den Vertikalebene wurde während der Trainingsphase in der WG erwartet, wobei prozedurales Lernen berücksichtigt werden sollte.

Zum Einen wurde mittels mehrfaktorieller repeated-measures ANOVA (Tabelle 5.8, 5.9) die Analyse der Unterschiede zwischen Beginn und Ende des Trainings (Tag 1 und Tag 21) durchgeführt, wobei die prozedurellen Lerneffekte mit dem Pre/Post-Training und einer Prüfung auf Interaktion zwischen Bedingung und Zeitpunkt einbezogen wurden. Es konnte keine Heterogenität der Varianzen nachgewiesen werden (Tabelle 5.7). Auf eine Prüfung der Normalverteilung wurde aufgrund der wenigen Datenpunkte (4 Fehlerwerte aus 200 Wiederholungen pro Tag und Person) verzichtet. Unter Berücksichtigung des prozedurellen Lernens (Interaktion zwischen den Faktoren Bedingung und Zeitpunkt) ergab sich ein signifikanter Trainingseffekt für QE-MI und QE-MA, jedoch kein signifikanter Effekt für LPPE und LPB.

Zum Anderen wurde mittels mehrfaktorieller repeated-measures ANOVA die Analyse der Daten des Trainings von Tag 1 bis 21 ohne Berücksichtigung der prozedurellen Lerneffekte durchgeführt (Tabelle 5.10, 5.11). Signifikante Unterschiede konnten für QE-MI, QE-MA und LPPE nachgewiesen werden, während die Unterschiede für den LPB nicht signifikant waren.

Fehlermaß	H	p
QE-MI	0	0.083
QE-MA	0	0.082
LPPE	0	0.80
LPB	0	0.83

Tabelle 5.7: Levene-Test zu Hypothese 3 (Beginn/Ende des Trainings inklusive Pre/Post-Training). $H = 0$: Die Merkmale weisen keine heterogenen Varianzen auf.

Faktor	VP	Bedingung	Zeitpunkt
Faktorstufe	VP1 ,..., VP8	Training, Pre/Post-Training	Beginn (Pre), Ende (Post)

Tabelle 5.8: Parameter zu Hypothese 3 (Beginn/Ende des Trainings inklusive Pre/Post-Training).

Fehlermaß	$p_{Interaktion}$
QE-MI	0.0087
QE-MA	0.0001
LPPE	0.70
LPB	0.39

Tabelle 5.9: Ergebnisse der statistischen Tests zu Hypothese 3 (Beginn/Ende des Trainings inklusive Pre/Post-Training).

Faktor	VP	Trainingstag
Faktorstufe	VP1 ,..., VP8	Tag 1 ,..., Tag 21

Tabelle 5.10: Parameter zu Hypothese 3 (21 Trainingstage)

Fehlermaß	p
QE-MI	< 0.0001
QE-MA	< 0.0001
LPPE	< 0.0001
LPB	0.067

Tabelle 5.11: Ergebnisse der statistischen Tests zu Hypothese 3 (21 Trainingstage).

5.2.4 Hypothese 4

Es gibt einen Lerneffekt in der Kontrollgruppe in Bezug auf die vertikale Lokalisation.

Ein Rückgang des Lokalisationsfehlers in den Vertikalebene während der Trainingsphase wurde, analog zu Hypothese 3, in der KG überprüft, wobei prozedurales Lernen berücksichtigt werden sollte (Tabelle 5.12, 5.13, 5.14). Zu diesem Zweck wurde die Interaktion zwischen den Faktoren Bedingung und Zeitpunkt untersucht. Es ergab sich ein signifikanter Lerneffekt für QE-MI, jedoch kein signifikanter Effekt für QE-MA, LPPE und LPB.

Die Analyse der Daten des Trainings von Tag 1 bis 21 ohne Berücksichtigung der prozeduralen Lerneffekte (Tabelle 5.15, 5.16) ergab signifikante Unterschiede für QE-MI, QE-MA und LPPE, während die Unterschiede für den LPB nicht signifikant waren.

Fehlermaß	H	p
QE-MI	0	0.84
QE-MA	0	0.61
LPPE	0	0.98
LPB	0	0.54

Tabelle 5.12: Levene-Test zu Hypothese 4 (Beginn/Ende des Trainings inklusive Pre/Post-Training). Die Merkmale weisen keine heterogenen Varianzen auf ($H = 0$).

Faktor	VP	Bedingung	Zeitpunkt
Faktorstufe	VP1 ,..., VP7	Training, Pre/Post-Training	Beginn (Pre), Ende (Post)

Tabelle 5.13: Parameter zu Hypothese 4 (Beginn/Ende des Trainings inklusive Pre/Post-Training).

Fehlermaß	$p_{Interaktion}$
QE-MI	0.040
QE-MA	0.093
LPPE	0.44
LPB	0.50

Tabelle 5.14: Ergebnisse der statistischen Tests zu Hypothese 4 (Beginn/Ende des Trainings inklusive Pre/Post-Training)

Faktor	VP	Trainingstag
Faktorstufe	VP1 ,..., VP7	Tag 1 ,..., Tag 21

Tabelle 5.15: Parameter zu Hypothese 4 (21 Trainingstage)

Fehlermaß	p
QE-MI	< 0.0001
QE-MA	< 0.0001
LPPE	< 0.0001
LPB	0.30

Tabelle 5.16: Ergebnisse der statistischen Tests zu Hypothese 4 (21 Trainingstage).

5.2.5 Hypothese 5

Die prozedurellen Lerneffekte zwischen den beiden Gruppen sind nicht unterschiedlich.

Mittels mehrfaktorieller ANOVA wurden die Daten aus Pre- und Post-Training beider Gruppen (WG, KG) hinsichtlich eines Unterschiedes des prozedurellen Lerneffektes untersucht (Tabelle 5.18, 5.19). Es konnte keine Heterogenität der Varianzen nachgewiesen werden (Tabelle 5.17). Der Vergleich zwischen den beiden Gruppen erfolgte mit Hilfe der Prüfung auf Interaktion.

Es konnte kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Gruppen (WG und KG) festgestellt werden. Der prozedurale Lerneffekt (Unterschied zwischen Pre- und Post-Training) war jedoch signifikant. Eine signifikante Interaktion zwischen Bedingung und Zeitpunkt konnte nicht gefunden werden, weshalb die Hypothese nicht verworfen wurde.

Fehlermaß	H	p
QE-MI	0	0.76
QE-MA	0	0.69
LPPE	0	0.78
LPB	0	0.44
LPE	0	0.81
LB _{links}	0	0.12
LB _{rechts}	0	0.99

Tabelle 5.17: Levene-Test zu Hypothese 5. Die Merkmale weisen keine heterogenen Varianzen auf ($H = 0$).

Faktor	Bedingung	Zeitpunkt
Faktorstufe	WG, KG	Beginn (Pre), Ende (Post)

Tabelle 5.18: Parameter zu Hypothese 5

Fehlermaß	p _{Bedingung}	p _{Zeitpunkt}	p _{Interaktion}
QE-MI	0.72	0.010	0.86
QE-MA	0.21	0.0041	0.87
LPPE	0.082	0.0002	0.22
LPB	0.37	0.0002	0.59
LPE	0.17	< 0.0001	0.13
LB _{links}	0.72	0.0002	0.97
LB _{rechts}	0.70	0.0001	0.040

Tabelle 5.19: Ergebnisse der statistischen Tests zu Hypothese 5 (Beginn/Ende des Trainings inklusive Pre/Post-Training).

5.2.6 Hypothese 6

Der Lerneffekt in Bezug auf die vertikale Lokalisation ist in der WG größer als in der KG.

Aufgrund der Bandbegrenzung in der Kontrollbedingung geht Information im höherfrequenten Bereich verloren. Mittels Frequenzbereich-Kompression wurde diese Information in komprimierter Version in einen anderen Frequenzbereich verschoben (Warped-Bedingung). Es wurde daher in der WG ein größerer Lerneffekt als in der KG erwartet. Der qualitative Vergleich der beiden Lernkurven und Regressionsgeraden zeigt einen steileren Abfall in der WG.

Mittels mehrfaktorieller ANOVA wurden die Trainingsdaten der beiden Gruppen (WG, KG) hinsichtlich einer Interaktion des Lerneffektes untersucht (Tabelle 5.22, 5.23). Homoskedastizität und Normalverteilung der Merkmale wurde geprüft (Tabelle 5.20, 5.21). Es konnte mittels mehrfaktorieller ANOVA keine signifikante Interaktion, also kein Unterschied im Lerneffekt zwischen den beiden Gruppen, festgestellt werden. Da pro Person und Tag nur 4 Fehlerwerte zur Verfügung standen, die Güte und Aussagekraft der ANOVA daher beschränkt ist, wurden zusätzlich die, mittels der bereits beschriebenen (Kapitel 4.5.1) linearen Regression berechneten, Regressionsgeraden in einem zweiseitigen t-Test verglichen (Tabelle 5.24, Kapitel 5.1). Es zeigte sich ein signifikanter Unterschied in der Steigung der Regressionsgeraden für die Fehlermaße QE-MI und QE-MA, jedoch kein signifikanter Unterschied für den LPPE und LPB (Abbildung 5.1-5.4).

Fehlermaß	H	p
QE-MI	1	< 0.0001
QE-MA	0	0.24
LPPE	1	< 0.0001
LPB	1	< 0.0001

Tabelle 5.20: Levene-Test zu Hypothese 6. Die Merkmale weisen für die Fehlermaße QE-MI, LPPE und LPB keine homogenen Varianzen auf ($H = 1$).

Fehlermaß	Bedingung (Gruppe)	H	p
QE-MI	WG	1	< 0.0001
QE-MA	WG	0	0.22
LPPE	WG	0	0.76
LPB	WG	0	0.21
QE-MI	KG	1	< 0.0001
QE-MA	KG	1	< 0.0001
LPPE	KG	1	< 0.0001
LPB	KG	0	0.067

Tabelle 5.21: Anderson-Darling-Test zu Hypothese 6. $H = 1$: Es kann keine Normalverteilung nachgewiesen werden.

Faktor	Zeit	Bedingung (Gruppe)
Faktorstufe	Tag 1, ..., Tag 21	WG, KG

Tabelle 5.22: Parameter zu Hypothese 6

Fehlermaß	p
QE-MI	0.86
QE-MA	0.88
LPPE	0.94
LPB	0.72

Tabelle 5.23: Ergebnisse der statistischen Tests zu Hypothese 6

Fehlermaß	H	t
QE-MI	1	2.4462
QE-MA	1	3.0819
LPPE	0	1.6574
LPB	0	1.8786

Tabelle 5.24: Ergebnisse des zweiseitigen t-Tests zu Hypothese 6. Kritischer t-Wert: $t_c = t(0,975; 42 - 4) = 2,0244$. $H = 1$: die Steigungen der Regressionsgeraden sind signifikant unterschiedlich.

5.2.7 Hypothese 7

Der Lokalisationsfehler nach der Trainingsphase ist in der WG geringer als in der KG.

Durch die Frequenzkompression ergab sich anfänglich ein größerer polarer Fehler. Es wurde erwartet, dass der polare Lokalisationsfehler mit Hilfe der zusätzlichen Information und einem Training von 21 Tagen am Ende des Trainings in der WG geringer als in der KG ist. Im qualitativen Vergleich (Abbildung 5.1, 5.2) konnte diese Hypothese nicht bestätigt werden. Homoskedastizität und Normalverteilung der Merkmale wurden untersucht (Tabelle 5.25, 5.26), wobei darauf hingewiesen werden muss, dass pro Person und Tag nur 4 Fehlerwerte zur Verfügung standen und die Aussagekraft daher beschränkt ist. Mittels mehrfaktorieller ANOVA wurden die Daten des letzten Trainingstages der beiden Gruppen (WG, KG) hinsichtlich eines signifikanten Unterschiedes untersucht (Tabelle 5.27, 5.28). Der Lokalisationsfehler war für den QE-MI, QE-MA und LPPE in der KG signifikant geringer als in der WG. Der LPB war hingegen in der WG signifikant geringer als in der KG.

Fehlermaß	H	p
QE-MI	1	0.0049
QE-MA	0	0.10
LPPE	0	0.99
LPB	0	0.38

Tabelle 5.25: Levene-Test zu Hypothese 7. Die Merkmale weisen für die Fehlermaße QE-MI keine homogenen Varianzen auf ($H = 1$).

Fehlermaß	Bedingung (Gruppe)	H	p
QE-MI	WG	1	0.038
QE-MA	WG	0	0.66
LPPE	WG	0	0.45
LPB	WG	0	0.10
QE-MI	KG	0	0.12
QE-MA	KG	0	0.60
LPPE	KG	0	0.19
LPB	KG	0	0.94

Tabelle 5.26: Anderson-Darling-Test zu Hypothese 7. $H = 1$: Es kann keine Normalverteilung nachgewiesen werden.

Faktor	VP	Bedingung (Gruppe)
Faktorstufe	VP1, ..., VP8 (VP7)	WG, KG

Tabelle 5.27: Parameter zu Hypothese 7

Fehlermaß	p
QE-MI	0.0002
QE-MA	0.0074
LPPE	0.0063
LPB	0.0001

Tabelle 5.28: Ergebnisse der statistischen Tests zu Hypothese 7

5.2.8 Hypothese 8

Der polare Lokalisationsfehler in der WG ist am Ende des Trainings nicht größer als im Post-Training.

Die Daten wurden auf Homoskedastizität und Normalverteilung geprüft (Tabelle 5.29, 5.30), wobei darauf hingewiesen werden muss, dass pro Person und Tag nur 4 Fehlerwerte zur Verfügung standen und die Aussagekraft daher beschränkt ist. Mittels mehrfaktorieller repeated-measures ANOVA bzw. Friedman-Test wurden die Daten des letzten Trainingstages und des Post-Trainings der WG hinsichtlich eines signifikanten Unterschiedes untersucht (Tabelle 5.31, 5.32). Es wurden signifikante Unterschiede zwischen den beiden Bedingungen für alle getesteten Fehlermaße festgestellt. Die Lokalisationsfehler des letzten Trainingstages waren signifikant größer als im Post-Training (der LPB am Ende des Trainings war kleiner als im Post-Training).

Fehlermaß	H	p
QE-MI	1	0.0003
QE-MA	1	0.0112
LPPE	0	0.4069
LPB	0	0.7877

Tabelle 5.29: Levene-Test zu Hypothese 8. $H = 1$: Merkmale weisen keine homogenen Varianzen auf.

Fehlermaß	Bedingung (Gruppe)	H	p
QE-MI	WG	1	0.038
QE-MA	WG	0	0.66
LPPE	WG	0	0.45
LPB	WG	0	0.10
QE-MI	KG	1	< 0.0001
QE-MA	KG	0	0.088
LPPE	KG	0	0.85
LPB	KG	0	0.052

Tabelle 5.30: Anderson-Darling-Test zu Hypothese 8. $H = 1$: Es kann keine Normalverteilung nachgewiesen werden.

Faktor	VP	Bedingung (Gruppe)
Faktorstufe	VP1, ..., VP8	Training (Tag 21), Post-Training

Tabelle 5.31: Parameter zu Hypothese 8

Fehlermaß	p_{ANOVA}	$p_{Friedman}$
QE-MI	0.0000	< 0.0001
QE-MA	0.0000	< 0.0001
LPPE	0.0000	< 0.0001
LPB	0.0003	0.0002

Tabelle 5.32: Ergebnisse der statistischen Tests zu Hypothese 8

5.2.9 Hypothese 9

Das Training mit den warped-DTFs hat keinen negativen Einfluss auf die Lokalisationsfähigkeit mit den originalen DTFs.

Die Merkmale wurden auf Homoskedastizität geprüft (Tabelle 5.33). Mittels mehrfaktorieller repeated-measures ANOVA (Parameter siehe Tabelle 5.35) bzw. Friedman-Test wurden die Daten des Pre- Post-Trainings der WG hinsichtlich eines signifikanten Unterschiedes untersucht.

Es wurden signifikante Unterschiede zwischen Pre- und Post-Training festgestellt (Tabelle 5.34): die Lokalisationsfehler im Post-Training waren geringer als im Pre-Training (Ausnahme: der LPB war im Post-Training größer).

Fehlermaß	H	p
QE-MI	1	0.0077
QE-MA	0	0.056
LPPE	0	0.51
LPB	0	0.70
LPE	0	0.30
LB _{links}	0	0.89
LB _{rechts}	0	0.62

Tabelle 5.33: Levene-Test zu Hypothese 9. $H = 1$: Merkmale weisen keine homogenen Varianzen auf.

Faktor	VP	Bedingung (Gruppe)
Faktorstufe	VP1, ..., VP8	Pre-Training, Post-Training

Tabelle 5.34: Parameter zu Hypothese 9

Fehlermaß	statistischer Test	p
QE-MI	Friedman	0.068
QE-MA	ANOVA	0.0063
LPPE	ANOVA	< 0.0001
LPB	ANOVA	0.0006
LPE	ANOVA	< 0.0001
LB _{links}	ANOVA	0.0065
LB _{rechts}	ANOVA	0.023

Tabelle 5.35: Ergebnisse der statistischen Tests zu Hypothese 9

5.2.10 Hypothese 10

Die Frequenzbereich-Kompression führt zu keiner Erhöhung der Lokalisationsfehler in den Horizontalebene.

Die Merkmale wurden auf Homoskedastizität untersucht (Tabelle 5.36). Mittels mehrfaktorieller repeated-measures ANOVA wurden die lateralen Daten der WG aus Pre- und Post-Training bzw. erstem und letztem Trainingstag hinsichtlich signifikanter Unterschiede untersucht (Tabelle 5.37, 5.38). Es wurden signifikante Unterschiede zwischen Beginn (Pre) und Ende (Post) festgestellt. Aus den Abbildungen 5.3 und 5.4 geht hervor, dass die lateralen Lokalisationsfehler im Post-Training bzw. am letzten Trainingstag geringer als im Pre-Training bzw. am ersten Trainingstag waren. Die Bedingung Training zeigte für die lateralen Fehlermaße signifikant höhere laterale Lokalisationsfehler als die Bedingung Pre/Post-Training (Tabelle 5.38, Abbildungen 5.3, 5.4). Daher wurde die Hypothese verworfen. Obwohl die Anwendung der Warped-DTF zu größeren lateralen Fehlern führte, ergab sich kein signifikanter, negativer Lerneffekt unter Berücksichtigung des prozedurellen Lerneffektes (Interaktion zwischen Bedingung und Zeitpunkt).

Fehlermaß	H	p
LPE	0	0.7430
LB _{links}	0	0.4234
LB _{rechts}	0	0.9798

Tabelle 5.36: Levene-Test zu Hypothese 10. $H = 1$: Merkmale weisen keine homogenen Varianzen auf.

Faktor	VP	Bedingung	Zeitpunkt
Faktorstufe	VP1, ..., VP8	Pre/Post-Training, Training	Beginn (Pre), Ende (Post)

Tabelle 5.37: Parameter zu Hypothese 10

Fehlermaß	p _{Bedingung}	p _{Zeitpunkt}	p _{Interaktion}
LPE	0.0001	0.0000	0.5832
LB _{links}	0.0000	0.0058	0.1630
LB _{rechts}	0.0482	0.0014	0.7283

Tabelle 5.38: Ergebnisse der statistischen Tests zu Hypothese 10

Kapitel 6

Diskussion

In **Hypothese 1** (Ergebnisse siehe Kapitel 5.2.1) wurde die Veränderung der vertikalen Lokalisationsfähigkeit durch die Modifikation der DTFs, im Mittel über alle VPn, untersucht. Der akute Wechsel der DTFs (von originaler zu modifizierter DTF) hatte einen signifikanten Effekt zu Folge. Es ergab sich eine signifikante Veränderung in der Lokalisationsfähigkeit, wobei die Veränderung unter Verwendung der frequenzkomprimierten DTFs (Warped-Bedingung) größer war als unter Verwendung der bandbegrenzten DTFs (Kontrollbedingung). Die Vorne-Hinten-Verwechslungen verdoppelten sich beispielsweise beim Fehlermaß QE-MI in der Kontrollbedingung und verdreifachten sich in der Warped-Bedingung. Auch die polare Streuung (LPPE) erhöhte sich signifikant. Die Manipulation der DTFs war demnach stark genug, um eine perzeptive Veränderung hervorzurufen. Eine Erhöhung des systematischen polaren Fehlers (LPB) konnte nur in der Warped-Bedingung nachgewiesen werden, ausschließliches Bandbegrenzen der DTFs (Kontrollbedingung) hatte hier keinen signifikanten Effekt zwischen Pre-Training und Pre-Test. Im spektralen Bereich bis 8,5 kHz befanden sich demnach entweder ausreichende Lokalisationsmerkmale, oder der Bias ergab sich nur lokal, d.h. das globale Fehlermaß zeigt nicht den lokalen Bias. Die detaillierte Betrachtung der Ergebnisse der einzelnen VPn (Anhang A.5) zeigte starke interindividuelle Unterschiede. Für die bandbegrenzte Bedingung ergab sich zum Beispiel für VP NH72 in keinem polaren Fehlermaß eine signifikante Veränderung von Pre-Training zu Pre-Test, was darauf hindeutet, dass für diese Person die wesentliche spektrale Information in den bandbegrenzten DTFs vorhanden war.

In **Hypothese 2** (Ergebnisse siehe Kapitel 5.2.2) wurde die Aussagekraft des Post-Tests der WG überprüft. Es konnte keine Evidenz gefunden werden, dass der letzte Trainingstag und der Post-Test unterschiedliche Effekte testeten. Dies deutet darauf hin, dass die VPn der WG ohne visuellem Feedback auch zwischen den originalen und modifi-

zierten DTFs wechseln konnten. Da die Bedingungen im Post-Test in Blöcken zu je 50 Wiederholungen paarweise randomisiert präsentiert wurden, musste der Wechsel zwischen den beiden Typen von modifizierten DTFs innerhalb von nur wenigen Stimuli stattfinden, vergleichbar mit dem Wechsel in eine andere Sprache. Erstaunlich bei dieser Beobachtung ist, dass nur der akustische Stimulus als Informationsträger zur Verfügung steht. Generelle spektrale Unterschiede (Breite und Höhe bzw. Tiefe der Features) in den Übertragungsfunktionen zwischen den beiden Bedingungen könnten dabei eine Rolle spielen.

Der Lerneffekt in der WG in Bezug auf die vertikale Lokalisation wurde in **Hypothese 3** (Ergebnisse siehe Kapitel 5.2.3) untersucht. Qualitativ lässt sich eindeutig ein Lerneffekt erkennen. Da auch prozedurale Lerneffekte (Lerneffekte, die nicht mit der Modifizierung der DTFs in Verbindung gebracht werden können, wie zum Beispiel das Vertrautwerden mit der virtuellen Umgebung) berücksichtigt werden sollten, wurde die Untersuchung mit einer Prüfung auf Interaktion zwischen dem Training (erster/letzter Trainingstag) und dem Pre/Post-Training durchgeführt. Die Interaktion konnte für die Vorne-Hinten-Verwechslungen (QE-MI, QE-MA) nachgewiesen werden. Der durch das 21-tägige Training verursachte Lerneffekt ist signifikant größer, als der Lerneffekt zwischen Pre- und Post-Training, d.h. der Effekt des Trainings beruht nicht nur auf prozedurellem Lernen. Dabei wird angenommen, dass der Lerneffekt zwischen Pre- und Post-Training auf prozedurale Effekte zurückzuführen ist. Die Rekalibrierung der spektralen Auswertung im Sinne von Hofman et al. (1998) wurde daher bestätigt.

Bei der polaren Streuung (LPPE) und dem systematischen polaren Fehler (LPB) konnte hingegen kein über den prozedurellen Lerneffekt hinausgehender Effekt nachgewiesen werden. Bei näherer Betrachtung des LPBs fällt auf, dass der Fehler im Mittel über alle VPn in allen Bedingungen zunimmt. Dieses Ergebnis deutet auf einen systematischen Fehler in der Prozedur hin. Zusätzlich zeigen einzelne VPn von den Mittelwerten der Trainingsgruppe abweichende, teilweise stark ausgeprägte individuelle Effekte (z.B. NH69, Anhang A.5). Ein Grund dafür könnte sein, dass der von der VP getragene Kopfhörer mit dem am Kopfhörer montierten Tracking-Sensor bei Positionen über der VP nach hinten verrutscht. Wenn der Versuchsleiter bei einem Verrutschen von der VP nicht informiert wird, bleibt ein erneutes Kalibrieren der Messeinrichtung aus und es könnte ein systematischer Fehler entstehen, der der VP eine höhere Position suggeriert als tatsächlich vorhanden. Zusätzlich erschwert die globale Mittelwertbildung in der Berechnung des LPB die Interpretierbarkeit, da nur globale Verschiebungen im Antwortverhalten ersichtlicht sind. Deshalb kann keine Aussage über den verschwindend geringen LPB am Ende des Trainings (im Vergleich zu Pre- und Post-Training) und über ein mögliches zufälliges Entstehen getroffen werden. Aufgrund der zweifelhaften Aussagekraft wird auf den LPB

später in der Diskussion nicht mehr eingegangen. Im zweiten Teil der Hypothesenprüfung wurden die 21 Trainingstage ohne Berücksichtigung der prozedurellen Lerneffekte zur statistischen Untersuchung herangezogen. Ein signifikanter Lerneffekt konnte in den Fehlermaßen QE-MI, QE-MA und LPPE nachgewiesen werden. Einige VPn wiesen einen sehr stark ausgeprägten Lerneffekt auf (z.B. NH58, NH72, Anhang A.5), der Quadrantenfehler QE-MI entsprach hier am Ende des Trainings annähernd dem des Post-Trainings. In anderen Fällen fiel der Lerneffekt geringer aus (z.B. NH59, Anhang A.5), jedoch wiesen alle VPn einen Lerneffekt auf. Obwohl die komplette spektrale, zur vertikalen Lokalisation notwendige, Information verändert wurde, nahmen die Quadrantenfehler (QE-MI, QE-MA) dennoch signifikant ab. Die Anpassung an „neue Ohren“ war somit erfolgreich und konsistent mit Hofman et al. (1998) und Van Wanrooij und Van Opstal (2005). Dabei sollte erwähnt werden, dass die VPn aus Hofman et al. (1998) und Van Wanrooij und Van Opstal (2005) während der Trainingsphase durchgehend im täglichen Leben mit veränderten Pinnae lokalisierten. In der vorliegenden Studie absolvierten die VPn hingegen ein fokussiertes Training innerhalb von 2 Stunden pro Tag, während sie den restlichen Tag mit ihren unveränderten Pinnae lokalisierten. Die vorliegenden Ergebnisse zeigen (ohne einen quantitativen Vergleich vorgenommen zu haben), dass mit gezieltem Training die Anpassungszeit effektiv genutzt werden kann. Aufgrund des absolut großen LPPE in der unmodifizierten Bedingung könnte dessen relative Vergrößerung aufgrund der spektralen Modifikation und daher ein potentieller Trainingseffekt schwer nachweisbar sein. Zusätzlich könnte sich die in Van Wanrooij und Van Opstal (2005) postulierte Verarbeitungsstufe der binauralen Gewichtung in der spektralen Lokalisation durch die Kompression der Phase oberhalb von 2,8 kHz über die ITD in der Einhüllenden (Trägerfrequenz oberhalb von 2,8 kHz) auf die vertikale Lokalisation auswirken und den LPPE vergrößern. Dies sollte zukünftig in Betracht gezogen werden.

In **Hypothese 4** (Ergebnisse siehe Kapitel 5.2.4) wurde der Lerneffekt in Bezug auf die vertikale Lokalisation in der KG untersucht. Unter Berücksichtigung des prozedurellen Lernens (analog zu Hypothese 3) ergab sich ein signifikanter Effekt für den QE-MI, jedoch nicht für den QE-MA. Unter Berücksichtigung der Steigung k der Regressionsgerade ($k_{QE-MI} = -0,386$, $k_{QE-MA} = -0,364$) deuten die Ergebnisse darauf hin, dass im lateralen Bereich zwischen $\pm 30^\circ$ mehr gelernt wurde. Für die polare Streuung (LPPE) konnte kein signifikanter Lerneffekt nachgewiesen werden, es konnte demnach nicht signifikant stärker als prozedurell gelernt werden. Aus den Abbildungen 5.1 und 5.2 geht hervor, dass sich die Fehler am Ende des Trainings nur noch gering von denen im Post-Training unterscheiden. Für einzelne VPn ergaben sich am Ende des Trainings mit der Kontrollbedingung sogar geringere Fehler, als im Post-Training (z.B. NH12, NH46, Anhang A.5). Daher kann nicht ausgeschlossen werden, dass hier bereits eine Sättigung der Lokalisa-

tionsleistung eingetreten ist. Erstaunlich ist, dass die VPn nach der Reduktion auf die halbe Bandbreite und ausreichendem Training in der Lage waren, die Auswertung der verbleibenden Information zu optimieren und die polaren Lokalisationsfehler in die Nähe des Niveaus mit den originalen DTFs zu senken.

In **Hypothese 5** (Ergebnisse siehe Kapitel 5.2.5) wurde das prozedurale Lernen hinsichtlich signifikanter Unterschiede zwischen den beiden Gruppen getestet. Da keine signifikanten Effekte gefunden werden konnten, besteht keine Evidenz, dass sich die Ausgangs-Lokalisationsleistung zwischen den Gruppen signifikant unterscheidet. Das bedeutet, dass die VPn nach ihren Lokalisationsfähigkeiten gleichmäßig in beiden Gruppen aufgeteilt waren und beide Gruppen leistungsmäßig vergleichbar sind. Die Ergebnisse deuten weiters darauf hin, dass der prozedurale Lerneffekt unabhängig von der Trainingsbedingung ist.

In **Hypothese 6** (Ergebnisse siehe Kapitel 5.2.6) wurden die Lerneffekte auf signifikante Unterschiede zwischen den beiden Gruppen überprüft. Es konnte mit Hilfe der ANOVA keine Signifikanz nachgewiesen werden. Da die Güte der ANOVA und dadurch auch die Sensitivität möglicherweise zu gering war, wurde der Vergleich mit Hilfe der linearen Regressionsanalyse durchgeführt. Dabei sollte jedoch erwähnt werden, dass natürlich auftretende, asymptotische Sättigungseffekte aufgrund der qualitativen Beurteilung der Ergebnisse vernachlässigt wurden. Für die Vorne-Hinten-Verwechslungen konnte demnach ein signifikant stärkerer Lerneffekt in der WG nachgewiesen werden, in der polaren Streuung (LPPE) konnte hingegen kein Nachweis erbracht werden. Es ist jedoch möglich, dass die VPn in weiterführenden Trainings den LPPE weiter senken könnten und der Lerneffekt dann signifikant stärker in der WG als in der KG ausgeprägt sein könnte.

Hypothese 7 (Ergebnisse siehe Kapitel 5.2.7) leitete sich aus der Erwartung ab, dass die Darbietung zusätzlicher Information im Vergleich zur Darbietung ohne zusätzlicher Information zu einer verbesserten polaren Lokalisation führt. Beim Vergleich der beiden Trainingsgruppen am Ende des Trainings stellten sich jedoch signifikant geringere polare Lokalisationsfehler in der KG heraus. Die Hypothese musste daher verworfen werden. Es scheint, dass die Darbietung bekannter Information zu besserer Leistung als die Darbietung von zusätzlicher aber unbekannter Information führt.

Daher wurde auch die Erwartung aus **Hypothese 8** (Ergebnisse siehe Kapitel 5.2.8), mit dem verwendeten Kompressionsmodell innerhalb der vorgegebenen Zeit die ursprüngliche Lokalisationsgenauigkeit (Verwendung der originalen DTFs) zu erreichen, nicht erfüllt. Es stellt sich die Frage, ob eine Optimierung des linearen Kompressionsmodells den Lerneffekt steigern könnte. Vorstellbar ist, dass in der frequenzkomprimierten DTF die spektrale Auflösung die Auswertung der spektralen Information limitiert, wenn z. B. die Peaks und Notches zu nahe beieinander liegen und damit die Merkmale in der „in-

ternen“ (neuronalen) spektralen Repräsentation zu wenig stark ausgeprägt sind. Aus den DTFs der Medianebene aller VPn (Warped-DTF in der WG, Kontroll-DTF in der KG) ist qualitativ erkennbar, dass VPn, bei denen wenige, aber deutlich richtungsabhängige, stark in der Frequenz variierende Merkmale in einem verhältnismäßig tiefen Frequenzbereich beginnen, geringere Vorne-Hinten-Verwechslungsraten aufweisen (HRTFs siehe Anhang A.2). Eine Möglichkeit wäre, generische DTFs auf Basis besonders erfolgreicher VPn (aus der WG: NH58, aus der KG: NH12) zu verwenden.

In **Hypothese 9** (Ergebnisse siehe Kapitel 5.2.9) wurde auf mögliche negative Auswirkungen des Trainings mit den frequenzkomprimierten DTFs auf die Lokalisationsfähigkeit mit den originalen DTFs getestet. Dazu wurden die Daten des Pre-Trainings mit denen des Post-Trainings verglichen. Die Fehlermaße sind signifikant gesunken, was bedeutet, dass keine negativen Auswirkungen des Trainings mit der Warped-Bedingung auf die Lokalisationsfähigkeiten der VPn auftraten. Das deutet darauf hin, dass die VPn ihre ursprünglichen DTFs nicht verlernt haben. Gleichzeitig konnte damit ein Nachweis für den signifikanten prozedurellen Lerneffekt erbracht werden.

Die Untersuchung der Auswirkungen der Frequenzbereichs-Kompression auf die Lokalisationsfehler in den Horizontalebene wurde in **Hypothese 10** (Ergebnisse siehe Kapitel 5.2.10) untersucht. Aufgrund der Ergebnisse wurde die Hypothese verworfen. Die lateralen Fehler waren in der Warped-Bedingung deutlich größer als in der Kontrollbedingung, die verwendete Frequenzkompression wirkte sich demnach negativ auf die horizontale Lokalisation aus. Im Post-Training unterschieden sich die lateralen Fehler der WG jedoch nicht signifikant von den Fehlern der KG. Das deutet wiederum darauf hin, dass die VPn ihre ursprünglichen DTFs nicht verlernt haben. Während des Trainings wurden die lateralen Fehler geringer, jedoch wurden bei näherer Betrachtung der Ergebnisse einzelner VPn deutliche interindividuelle Unterschiede festgestellt. Beispielsweise erreichte NH58 im Post-Test in der Warped-Bedingung annähernd gleich große laterale Fehler wie in der Kontrollbedingung, obwohl die Warped-DTFs im Pre-Test dieser VP zu deutlich höheren Fehlern führten. Durch die Frequenzkompression wurde die ITD oberhalb von 2,8 kHz erhöht, die ITD unterhalb von 2,8 kHz wurde nicht verändert. Dadurch entsteht möglicherweise eine inkonsistente Gesamt-ITD. In [Macpherson und Middlebrooks \(2002\)](#) dominierte in diesem Fall die tieffrequente ITD in der horizontalen Lokalisation mit der Gewichtung von 0,88 für die tieffrequente ITD (0,5 - 2 kHz) und 0,24 für die hochfrequente ITD (4 - 16 kHz). Die Ergebnisse der vorliegenden Studie deuten darauf hin, dass die ITD in der Einhüllenden (Trägerfrequenzen oberhalb von 2,8 kHz) zu einer Überhöhung des lateralen Fehlers führte. Demnach sind die Ergebnisse nicht inkonsistent mit [Macpherson und Middlebrooks \(2002\)](#).

Um eine potentielle Erhöhung der lateralen Fehler zu vermeiden, sollte daher in zukünftigen Studien, welche die spektrale Information manipulieren, nicht nur das Amplitudenspektrum, sondern auch das Phasenspektrum korrekt abgebildet werden. Eine alternative Erklärung für die Erhöhung des lateralen Lokalisationsfehlers in der WG findet sich in Oldfield und Parker (1984), wonach die laterale Lokalisationsgenauigkeit hinten (polar $> 90^\circ$) von der polaren Lokalisationsgenauigkeit abhängt. Da die polaren Lokalisationsfehler in der WG höher sind, könnten sich damit die erhöhten lateralen Lokalisationsfehler erklären lassen.

Die Ergebnisse scheinen darauf hinzudeuten, dass Normalhörende die zusätzliche Information oberhalb von 8,5 kHz nicht benötigen, wenn sie ein geführtes audio-visuelles Training absolvieren, obwohl dieser Schluss nicht für jede individuelle VP verallgemeinert werden kann (siehe NH39, Anhang A.5). Die auf 8,5 kHz reduzierte Bandbreite reicht offensichtlich aus, um die polaren Fehler in der Lokalisation für NHs nach ausreichendem, fokussiertem Training an die polaren Lokalisationsfehler mit den unmodifizierten DTFs anzugleichen.

Das bedeutet, dass für CI-Träger die prinzipielle Möglichkeit besteht, insbesondere die Vorne-Hinten-Verwechslungen deutlich zu senken, falls eindeutige spektrale richtungsabhängige Merkmale mit genügend starker Ausprägung vorhanden sind. In einem ersten Schritt könnte ein Lokalisationstraining mit generisch erstellten DTFs bzw. mit einer Kombination aus Bandbegrenzung und Optimierung selektierter DTFs (z.B. bandbegrenzte DTFs von NH12; frequenzkomprimierte DTFs von NH58) durchgeführt werden. Ein weiterer Schritt könnte die Anpassung optimierter DTFs mittels Channel-Vocoder an die Gegebenheiten aktueller CI-Systeme sein.

Kapitel 7

Zusammenfassung und Schlussfolgerungen

In dieser Studie wurden die individuellen hochfrequenten spektralen Lokalisationsmerkmale mit Hilfe einer linearen Frequenzbereich-Kompression in den begrenzten, für Träger von derzeitigen CI-Systemen wahrnehmbaren, spektralen Bereich bis 8,5 kHz transformiert. 15 normalhörende Testpersonen wurden in 2-stündigen, audio-visuellen Trainingseinheiten über einen Zeitraum von 21 Tagen trainiert. Die VPn wurden aufgeteilt in zwei Gruppen, die Testgruppe (Warped-Gruppe, WG) und in die Kontrollgruppe (KG). In der WG kam die Frequenzbereich-Kompression, in der KG eine Bandbegrenzung zur Anwendung. Durchgeführt wurde das Training im Doppelblindverfahren. Im Anschluss an ein einführendes Lokalisationstraining lokalisierten beide Gruppen in Tests vor und nach dem 21-tägigen Training mit beiden Typen von modifizierten DTFs. Beim Wechsel von den individuellen unmodifizierten auf die modifizierten DTFs ergab sich zunächst eine starke Zunahme der Lokalisationsfehler. Dieser Effekt trat, wie erwartet, besonders stark in der WG auf. Nach der 21-tägigen Trainingsphase konnte ein signifikanter Lerneffekt in der WG in Bezug auf die Vorne-Hinten-Verwechslungen und die polare Streuung nachgewiesen werden.

Für die Vorne-Hinten-Verwechslungen war der Lerneffekt in der WG signifikant stärker als in der KG. Für die polare Streuung konnte kein signifikanter Unterschied im Lerneffekt zwischen den beiden Gruppen nachgewiesen werden. Nach der Trainingsphase waren die Fehler in der WG signifikant größer als in der KG und trotz des Lerneffektes signifikant größer als mit den originalen DTFs. Dieses Ergebnis könnte auf eine ungenügend lange Trainingsdauer zurückzuführen sein und weist auf das Potential zur Optimierung des Verfahrens zur Komprimierung der DTFs hin. Erstaunlicherweise waren nach der

Trainingsphase die polaren Lokalisationsfehler in der KG unerwartet gering und unterschieden sich am Ende der Trainingsphase nicht mehr signifikant von den Fehlern mit den originalen DTFs.

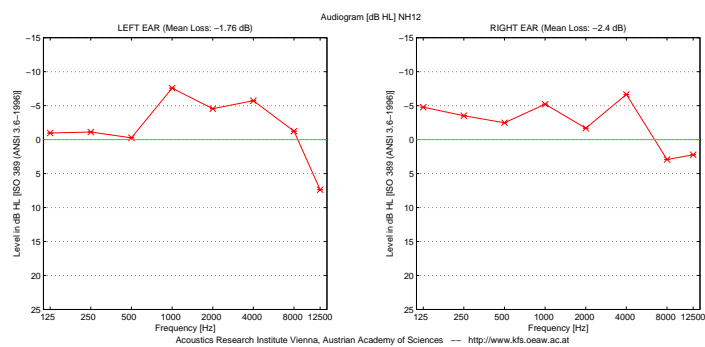
Die lateralen Lokalisationsfehler in der WG waren in der Trainingsphase größer als mit den originalen DTFs. Dies scheint auf die Auswertung der ITD der Einhüllenden, die durch die Frequenzbereich-Kompression modifiziert wurde, zurückführbar zu sein. Zukünftig sollte daher die ITD der Einhüllenden bei der spektralen Manipulation berücksichtigt werden. Es konnten jedoch keine negativen Auswirkungen auf die polare und laterale Lokalisationsfähigkeit mit den originalen DTFs nach der Trainingsphase nachgewiesen werden.

Insgesamt zeigen die Ergebnisse eine starke Plastizität in der vertikalen Lokalisationsfähigkeit. Für CI- und Hörgeräte-Systeme mit eingeschränktem Frequenzbereich eröffnen sich dadurch neue Möglichkeiten für die vertikale Lokalisation von Schallquellen. Ein möglicher Ansatz wäre die Optimierung der Frequenzbereich-Kompression unter Berücksichtigung der spektralen Auflösung bei CI-Systemen. Die Optimierung der einfachen Bandbegrenzung könnte einen alternativen Ansatz darstellen. Die extrem hohe Lokalisationsleistung mit modifizierten DTFs am Ende des Trainings bei einzelnen VPn zeigt das Potential zur Optimierung der Außenohrübertragungsfunktion mit Hilfe eines Lokalisationsmodelles.

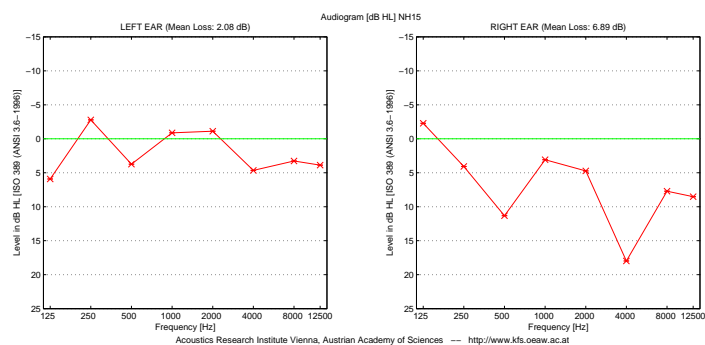
Anhang A

Detaillierte individuelle und experimentelle Daten

A.1 Audiogramme aller Versuchspersonen

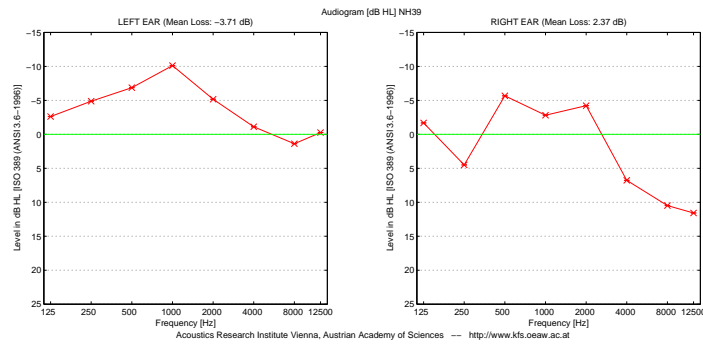


NH12: linkes, rechtes Ohr

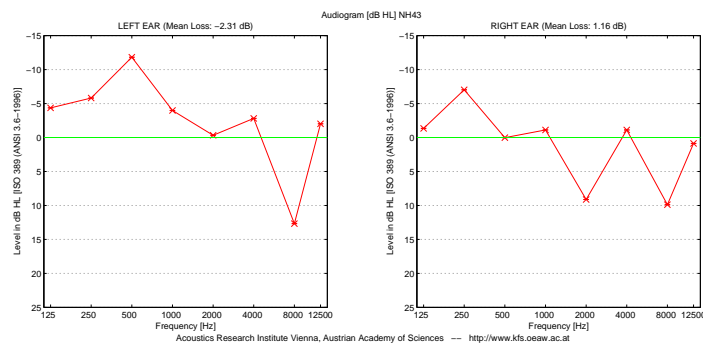


NH15: linkes, rechtes Ohr

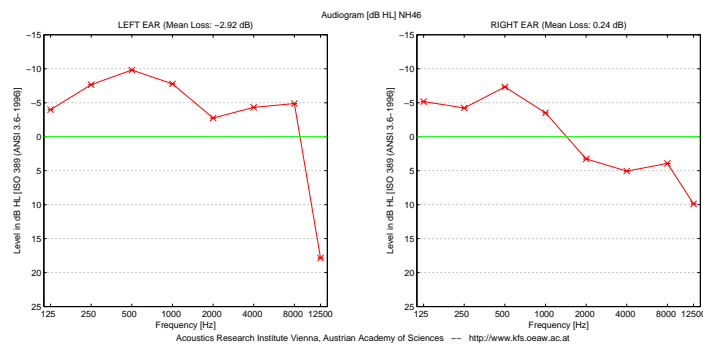
Abbildung A.1: Audiogramme der Versuchspersonen NH12, NH15



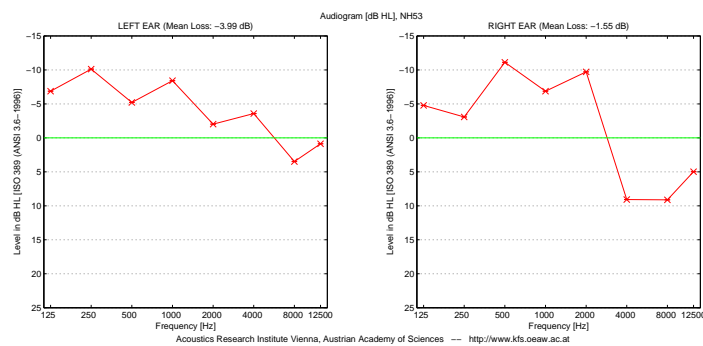
NH39: linkes, rechtes Ohr



NH43: linkes, rechtes Ohr

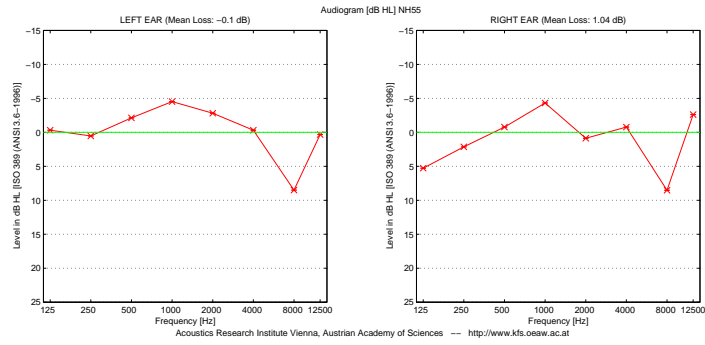


NH46: linkes, rechtes Ohr

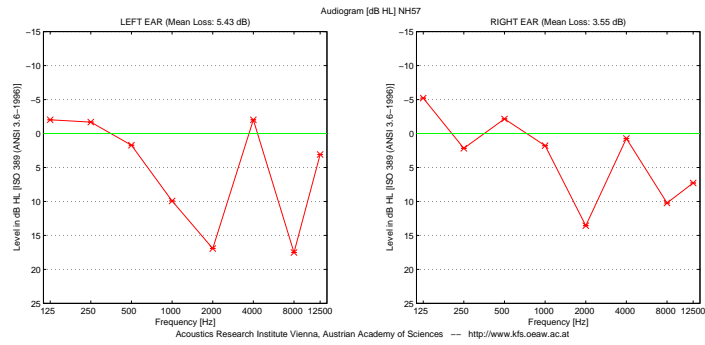


NH53: linkes, rechtes Ohr

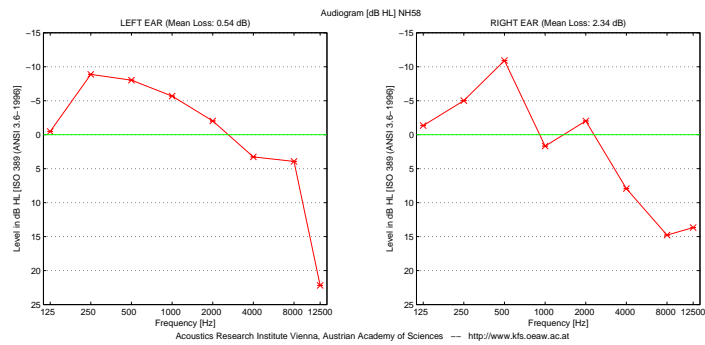
Audiogramme der Versuchspersonen NH39-NH53



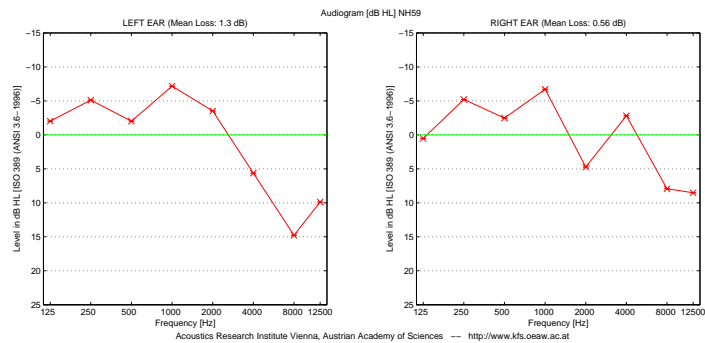
NH55: linkes, rechtes Ohr



NH57: linkes, rechtes Ohr

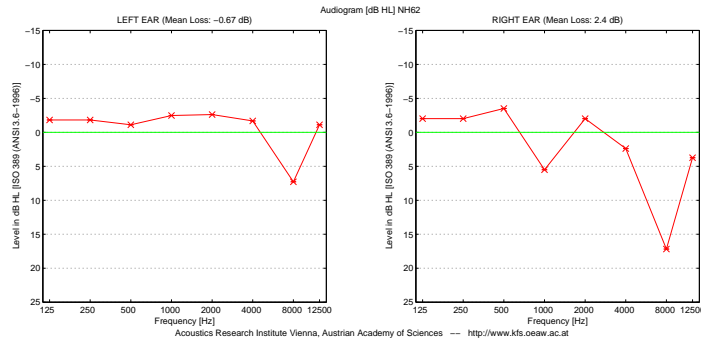


NH58: linkes, rechtes Ohr

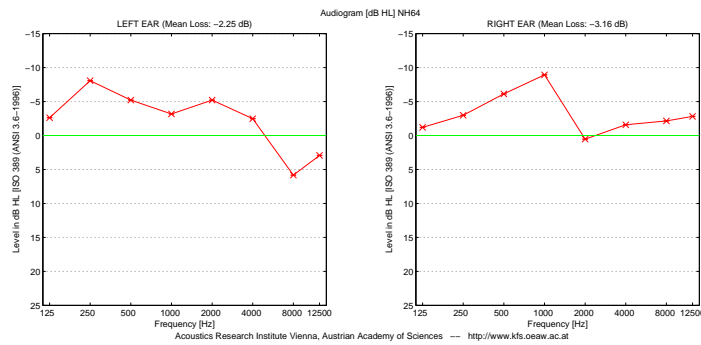


NH59: linkes, rechtes Ohr

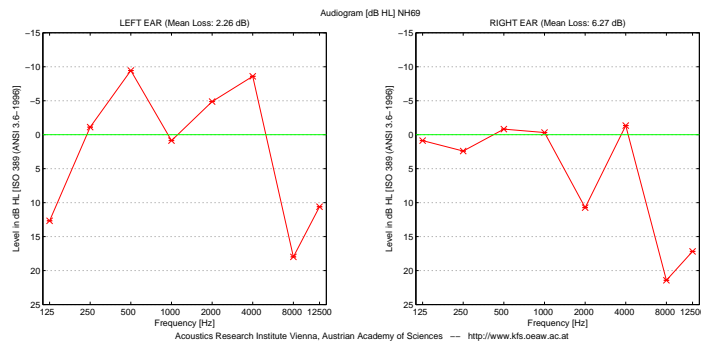
Audiogramme der Versuchspersonen NH55-NH59



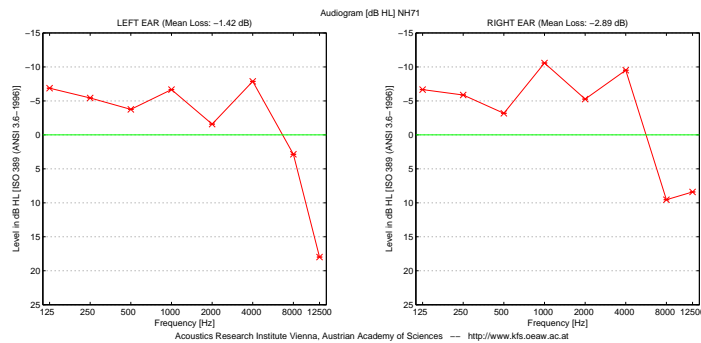
NH62: linkes, rechtes Ohr



NH64: linkes, rechtes Ohr

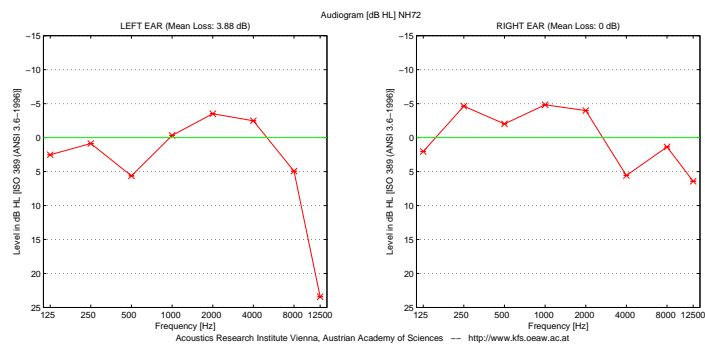


NH69: linkes, rechtes Ohr



NH71: linkes, rechtes Ohr

Audiogramme der Versuchspersonen NH62-NH71



NH72: linkes, rechtes Ohr

Audiogramme der Versuchsperson NH72

A.2 HRTFs aller Versuchspersonen

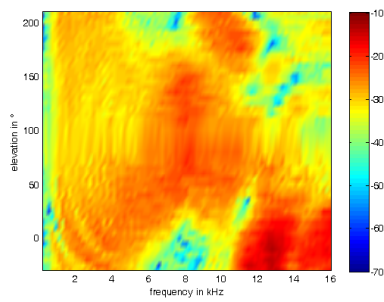
Abkürzungen:

o ... original (breitbandig)

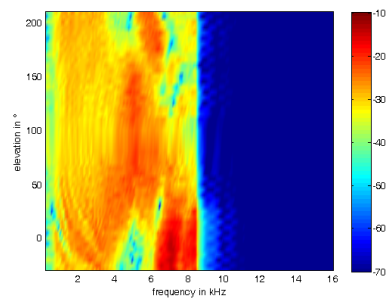
w ... Frequenzbereich-komprimiert (*frequency-warped*)

l ... links

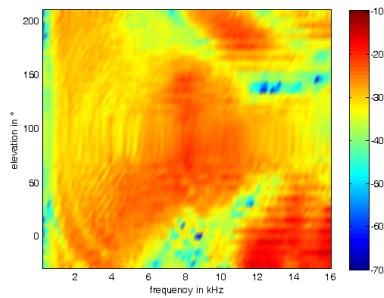
r ... rechts



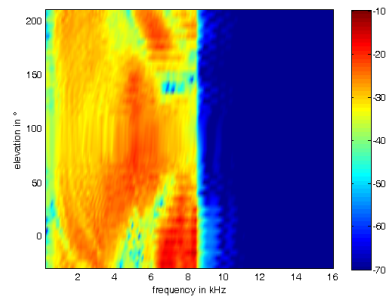
NH12,o.,l.



NH12,w.,l.

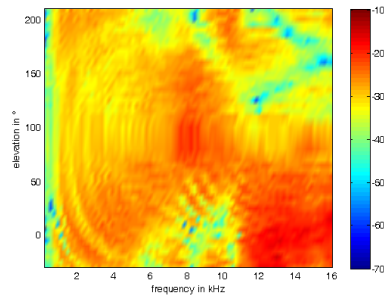


NH12,o.,r.

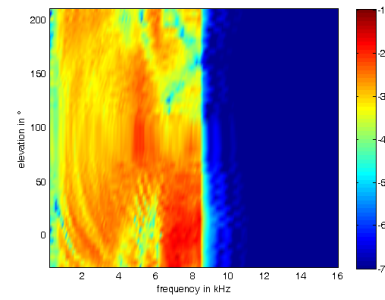


NH12,w.,r.

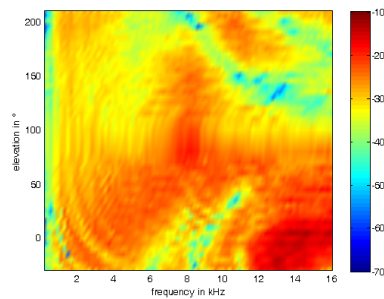
Unmodifizierte (o) und Frequenzbereich-komprimierte (w) HRTFs (Medianebene) des linken (l) und rechten (r) Ohres der Versuchsperson NH12



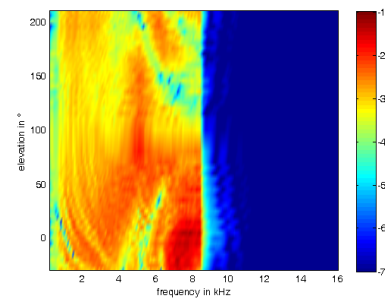
NH15,o.,l.



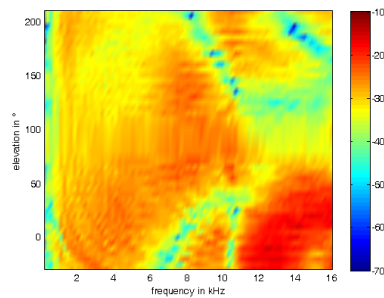
NH15,w.,l.



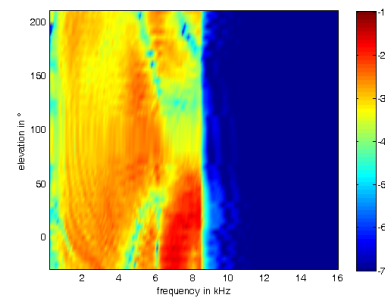
NH15,o.,r.



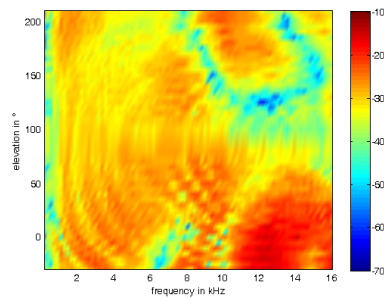
NH15,w.,r.



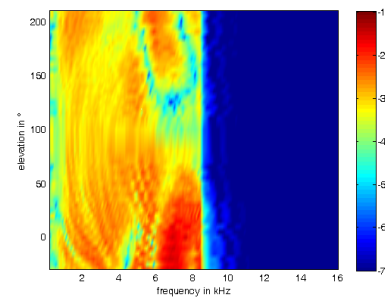
NH39,o.,l.



NH39,w.,l.

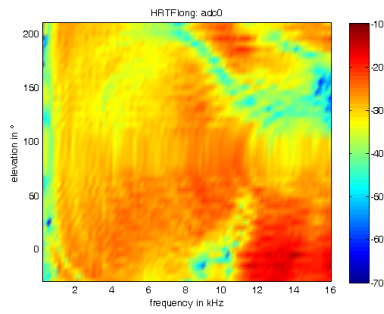


NH39,o.,r.

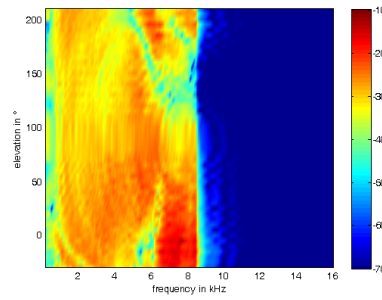


NH39,w.,r.

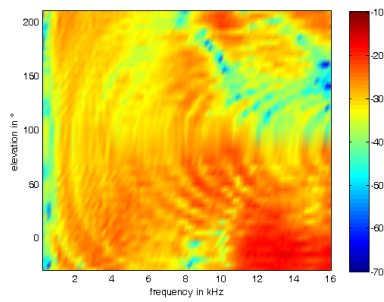
Unmodifizierte (o) und Frequenzbereich-komprimierte (w) HRTFs (Medianebene) des linken (l) und rechten (r) Ohres der Versuchspersonen NH15, NH39



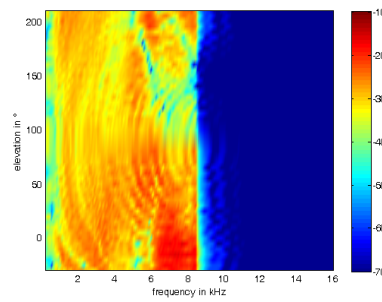
NH43,o.,l.



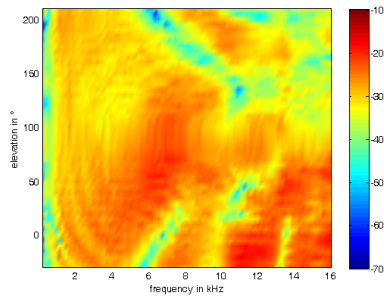
NH43,w.,l.



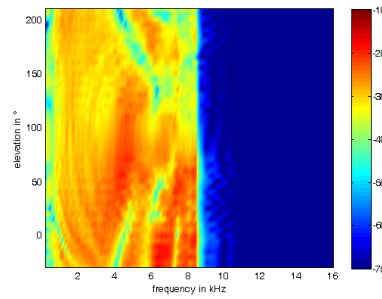
NH43,o.,r.



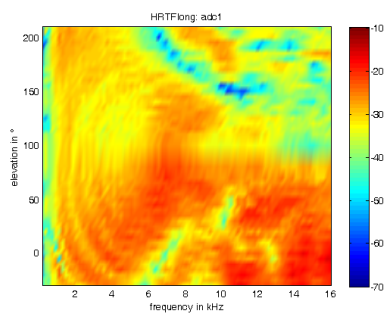
NH43,w.,r.



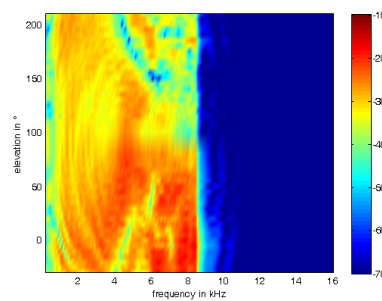
NH46,o.,l.



NH46,w.,l.

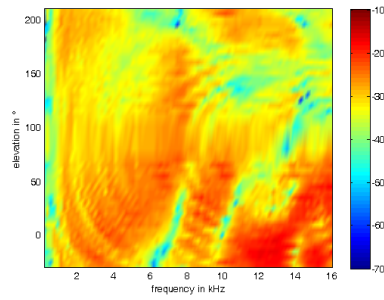


NH46,o.,r.

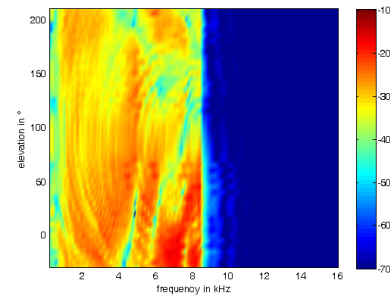


NH46,w.,r.

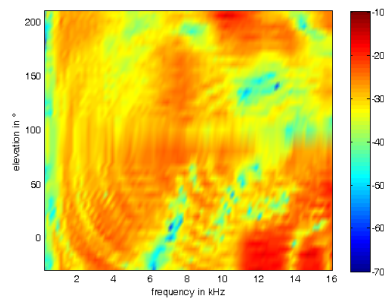
Unmodifizierte (o) und Frequenzbereich-komprimierte (w) HRTFs (Medianebene) des linken (l) und rechten (r) Ohres der Versuchspersonen NH43, NH46



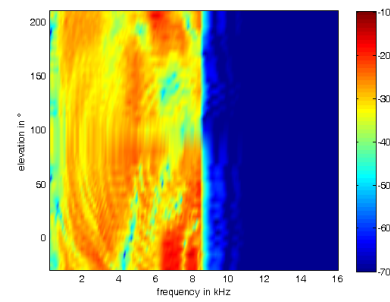
NH53,o.,l.



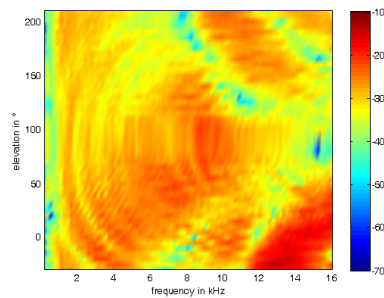
NH53,w.,l.



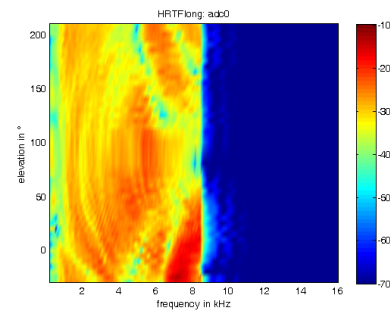
NH53,o.,r.



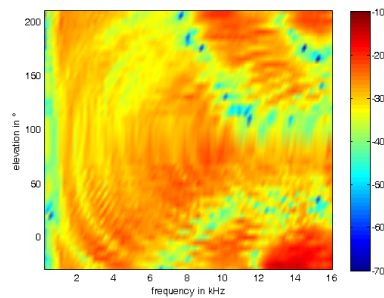
NH53,w.,r.



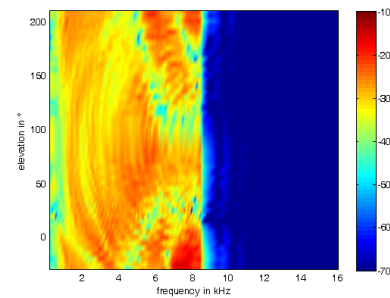
NH55,o.,l.



NH55,w.,l.

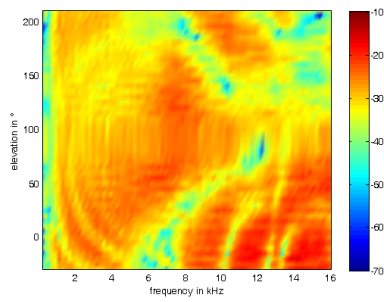


NH55,o.,r.

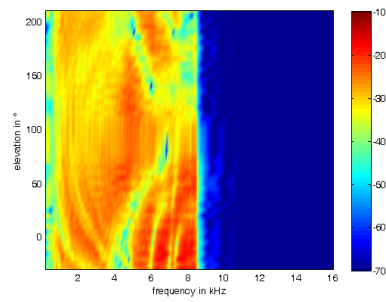


NH55,w.,r.

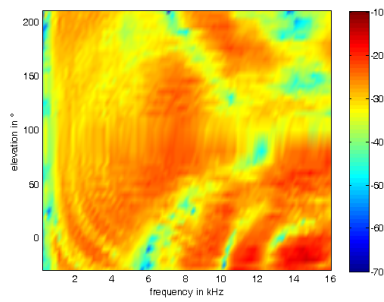
Unmodifizierte (o) und Frequenzbereich-komprimierte (w) HRTFs (Medianebene) des linken (l) und rechten (r) Ohres der Versuchspersonen NH53, NH55



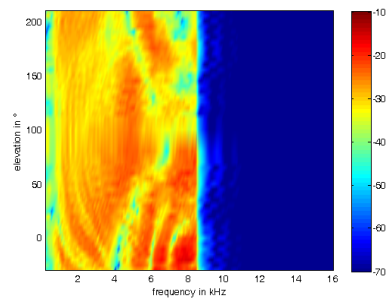
NH57,o.,l.



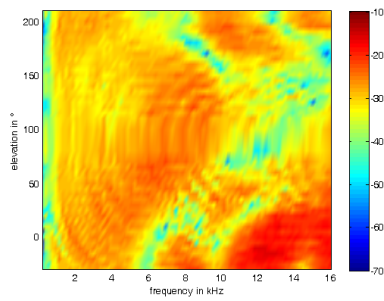
NH57,w.,l.



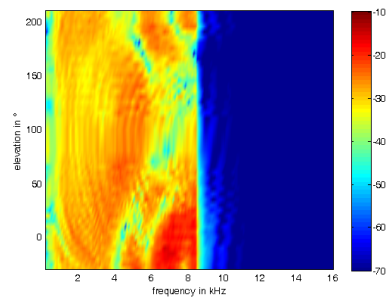
NH57,o.,r.



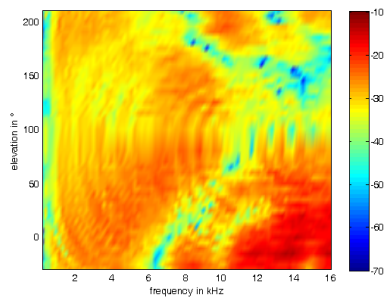
NH57,w.,r.



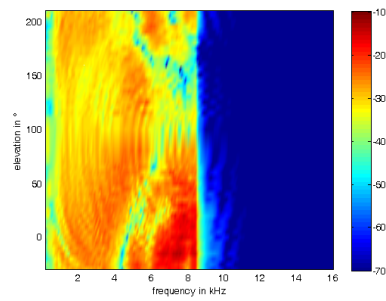
NH58,o.,l.



NH58,w.,l.

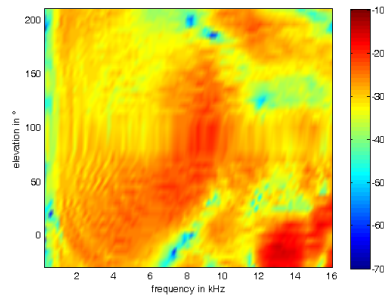


NH58,o.,r.

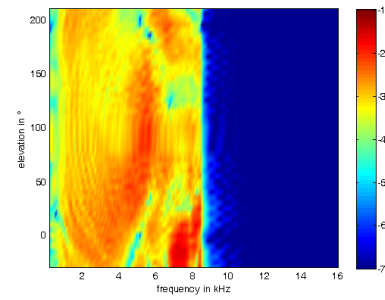


NH58,w.,r.

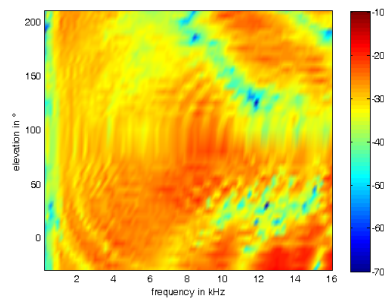
Unmodifizierte (o) und Frequenzbereich-komprimierte (w) HRTFs (Medianebene) des linken (l) und rechten (r) Ohres der Versuchspersonen NH57, NH58



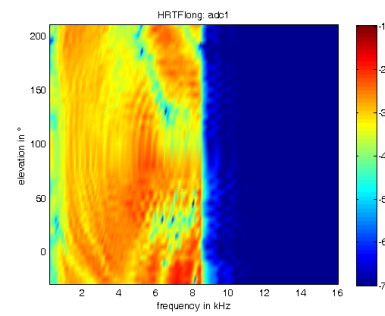
NH59,o.,l.



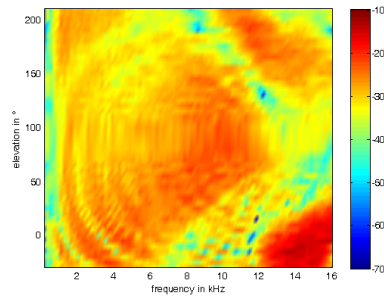
NH59,w.,l.



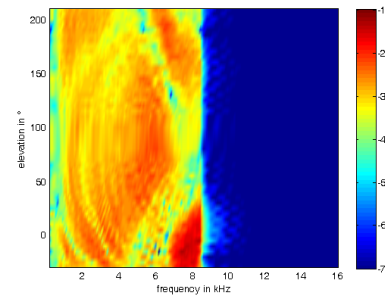
NH59,o.,r.



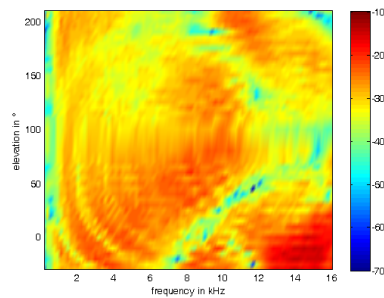
NH59,w.,r.



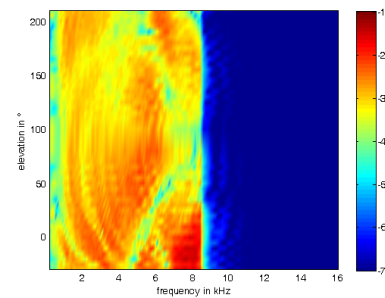
NH62,o.,l.



NH62,w.,l.

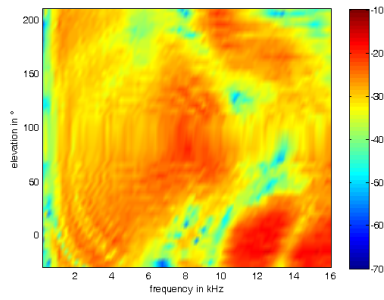


NH62,o.,r.

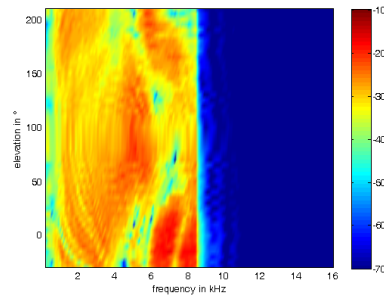


NH62,w.,r.

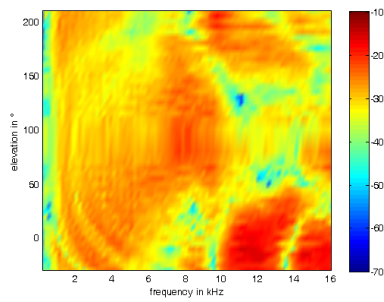
Unmodifizierte (o) und Frequenzbereich-komprimierte (w) HRTFs (Medianebene) des linken (l) und rechten (r) Ohrs der Versuchspersonen NH59, NH62



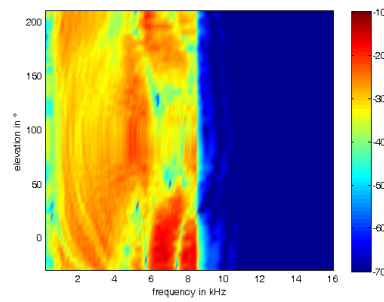
NH64,o.,l.



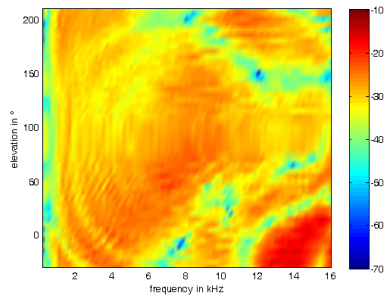
NH64,w.,l.



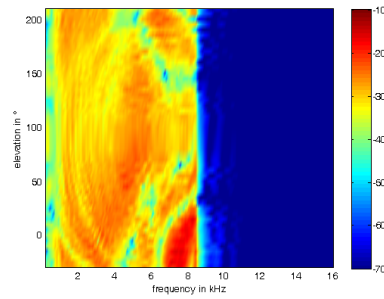
NH64,o.,r.



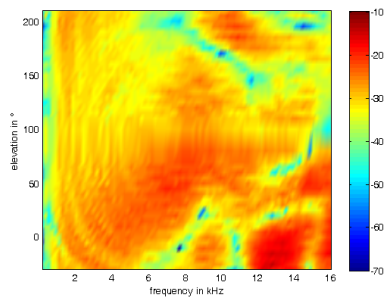
NH64,w.,r.



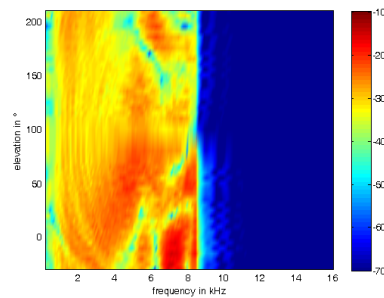
NH69,o.,l.



NH69,w.,l.

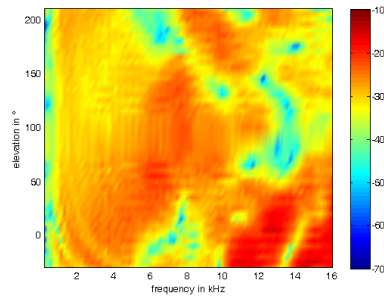


NH69,o.,r.

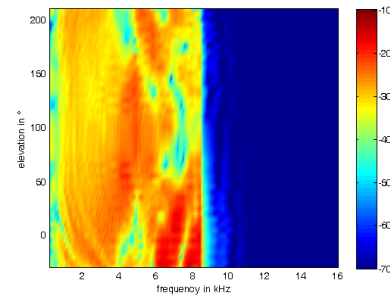


NH69,w.,r.

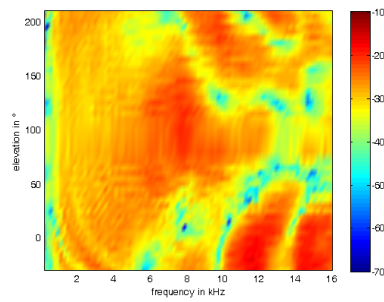
Unmodifizierte (o) und Frequenzbereich-komprimierte (w) HRTFs (Medianebene) des linken (l) und rechten (r) Ohrs der Versuchspersonen NH64, NH69



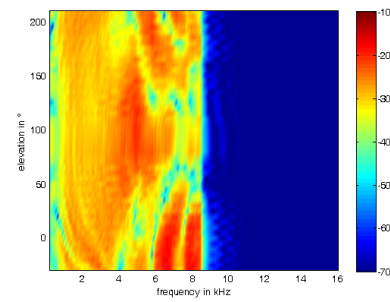
NH71,o.,l.



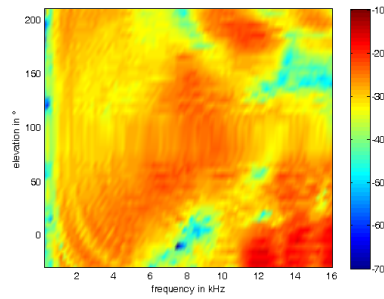
NH71,w.,l.



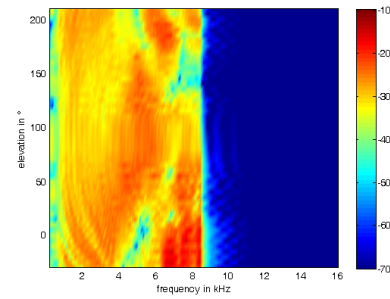
NH71,o.,r.



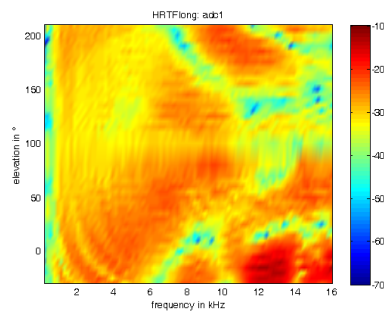
NH71,w.,r.



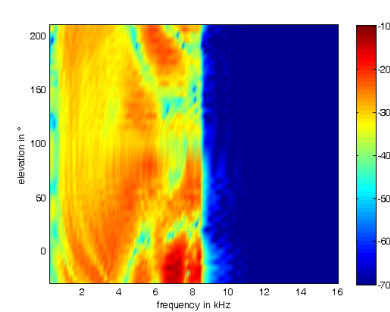
NH72,o.,l.



NH72,w.,l.



NH72,o.,r.



NH72,w.,r.

Unmodifizierte (o) und Frequenzbereich-komprimierte (w) HRTFs (Medianebene) des linken (l) und rechten (r) Ohrs der Versuchspersonen NH71, NH72

A.3 Graphische Ergebnisse der Pre/Post-Trainings und Tests aller Versuchspersonen

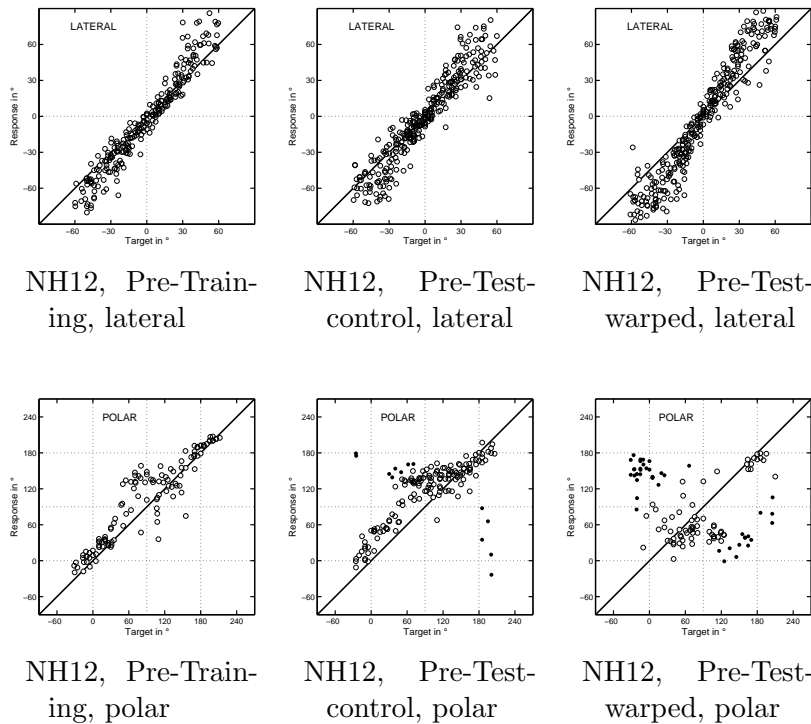
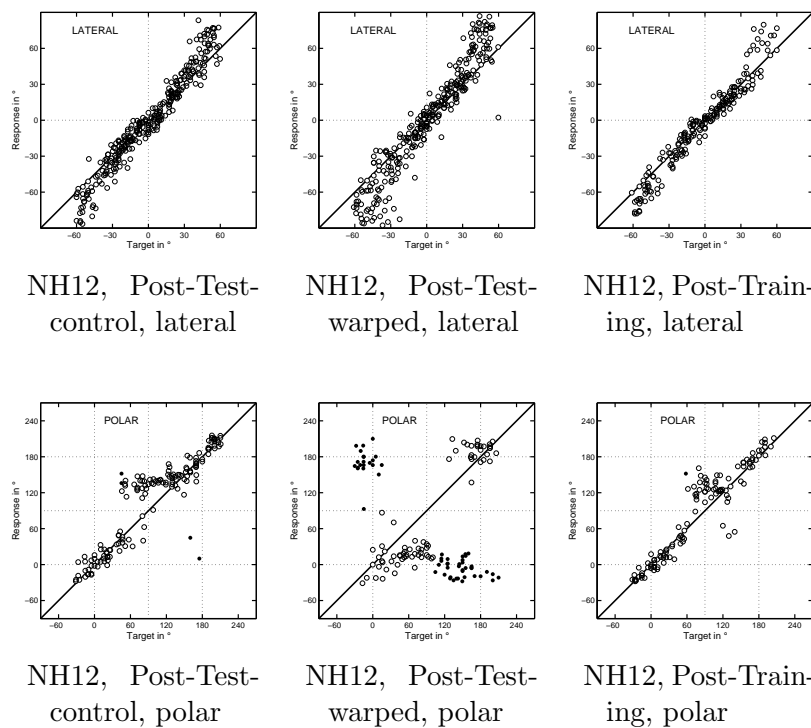
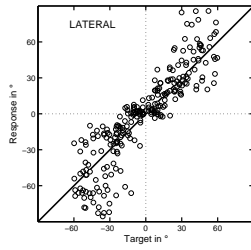
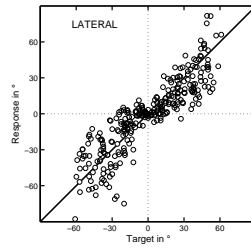
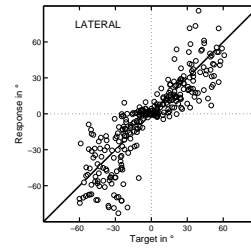
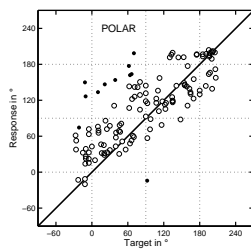
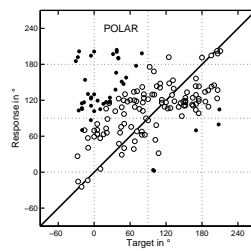
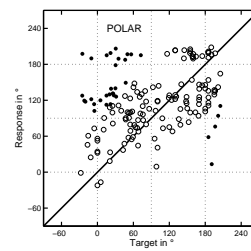
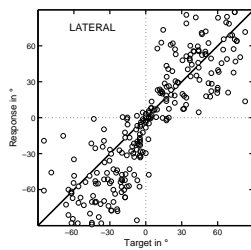
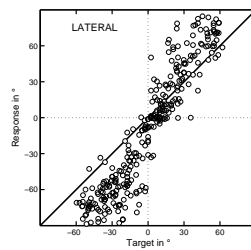
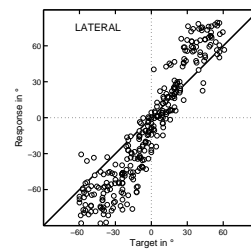
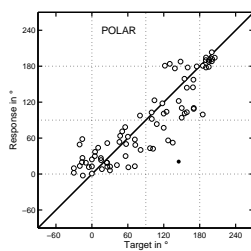
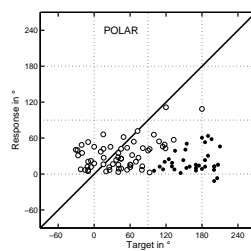
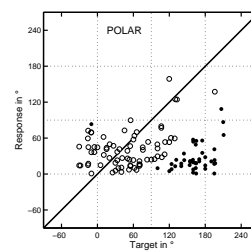


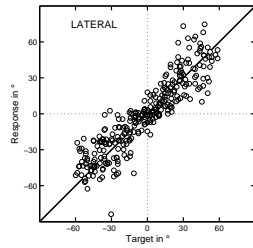
Abbildung A.-9: Laterale und polare Ergebnisse aus Pre-Training (links) und Pre-Test (Mitte, rechts), dargestellt als Antwort (*response*) der VP der **Kontrollgruppe**, in Abhängigkeit der tatsächlichen Position (*target*). Die polar-Diagramme wurden aus den Zieldaten innerhalb $\pm 30^\circ$ erstellt. Ausgefüllte Kreise zeigen Quadrantenfehler (QE-MI).



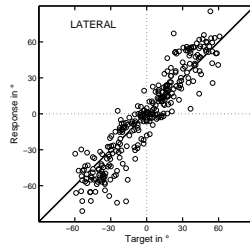
Laterale und polare Ergebnisse aus Post-Test (links, Mitte) und Post-Training (rechts), dargestellt als Antwort (*response*) der VP der **Kontrollgruppe**, in Abhängigkeit der tatsächlichen Position (*target*). Die polar-Diagramme wurden aus den Zieldaten innerhalb $\pm 30^\circ$ erstellt. Ausgefüllte Kreise zeigen Quadrantenfehler (QE-MI).

NH39, Pre-Train-
ing, lateralNH39, Pre-Test-
control, lateralNH39, Pre-Test-
warped, lateralNH39, Pre-Train-
ing, polarNH39, Pre-Test-
control, polarNH39, Pre-Test-
warped, polarNH43, Pre-Train-
ing, lateralNH43, Pre-Test-
control, lateralNH43, Pre-Test-
warped, lateralNH43, Pre-Train-
ing, polarNH43, Pre-Test-
control, polarNH43, Pre-Test-
warped, polar

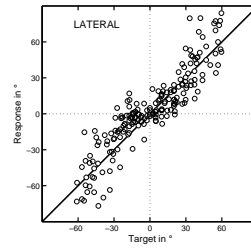
Laterale und polare Ergebnisse aus Pre-Training (links) und Pre-Test (Mitte, rechts), dargestellt als Antwort (*response*) der VPn der **Kontrollgruppe**, in Abhängigkeit der tatsächlichen Position (*target*). Die polar-Diagramme wurden aus den Zieldaten innerhalb $\pm 30^\circ$ erstellt. Ausgefüllte Kreise zeigen Quadrantenfehler (QE-MI).



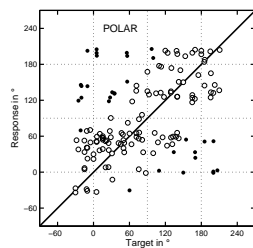
NH39, Post-Test-control, lateral



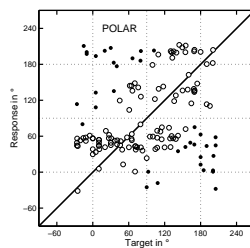
NH39, Post-Test-warped, lateral



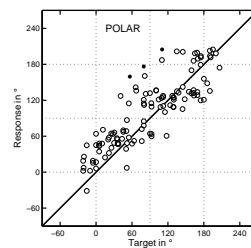
NH39, Post-Training, lateral



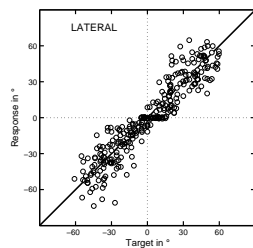
NH39, Post-Test-control, polar



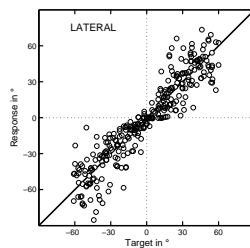
NH39, Post-Test-warped, polar



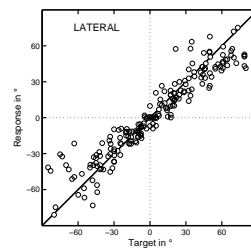
NH39, Post-Training, polar



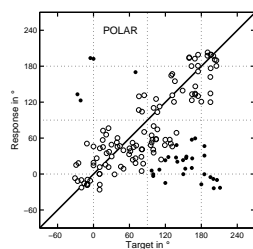
NH43, Post-Test-control, lateral



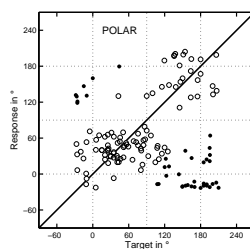
NH43, Post-Test-warped, lateral



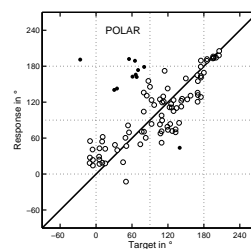
NH43, Post-Training, lateral



NH43, Post-Test-control, polar

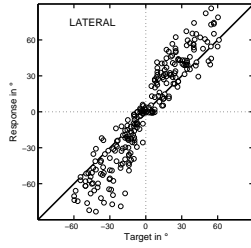
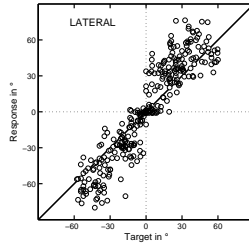
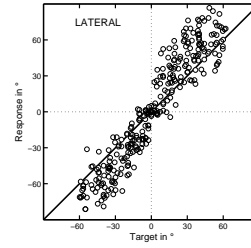
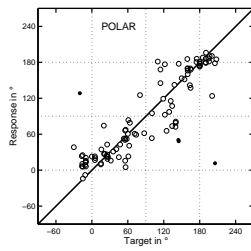
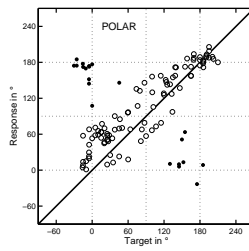
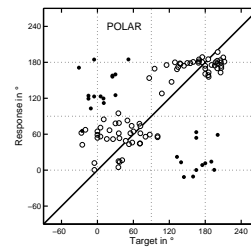
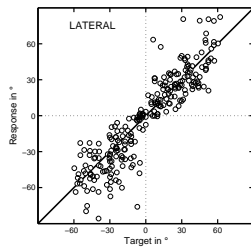
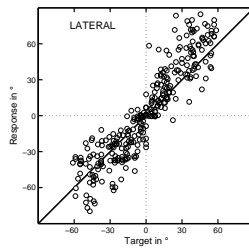
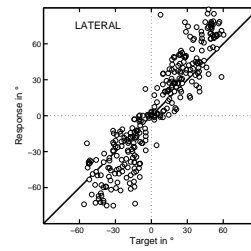
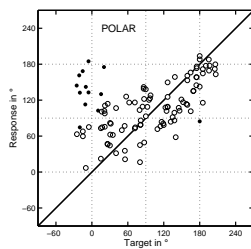
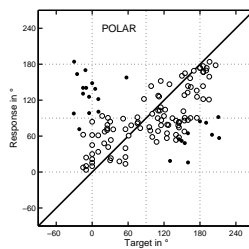
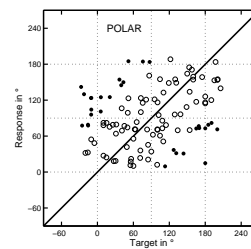


NH43, Post-Test-warped, polar

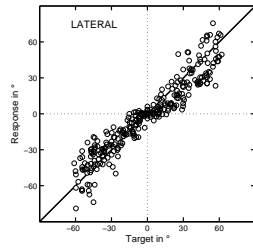


NH43, Post-Training, polar

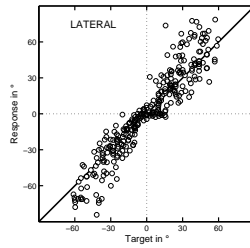
Laterale und polare Ergebnisse aus Post-Test (links, Mitte) und Post-Training (rechts), dargestellt als Antwort (*response*) der VPn der **Kontrollgruppe**, in Abhängigkeit der tatsächlichen Position (*target*). Die polar-Diagramme wurden aus den Zieldaten innerhalb $\pm 30^\circ$ lateral erstellt. Ausgefüllte Kreise zeigen Quadrantenfehler (QE-MI).

NH46, Pre-Train-
ing, lateralNH46, Pre-Test-
control, lateralNH46, Pre-Test-
warped, lateralNH46, Pre-Train-
ing, polarNH46, Pre-Test-
control, polarNH46, Pre-Test-
warped, polarNH62, Pre-Train-
ing, lateralNH62, Pre-Test-
control, lateralNH62, Pre-Test-
warped, lateralNH62, Pre-Train-
ing, polarNH62, Pre-Test-
control, polarNH62, Pre-Test-
warped, polar

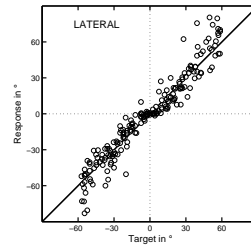
Laterale und polare Ergebnisse aus Pre-Training (links) und Pre-Test (Mitte, rechts), dargestellt als Antwort (*response*) der VPn der **Kontrollgruppe**, in Abhängigkeit der tatsächlichen Position (*target*). Die polar-Diagramme wurden aus den Zieldaten innerhalb $\pm 30^\circ$ erstellt. Ausgefüllte Kreise zeigen Quadrantenfehler (QE-MI).



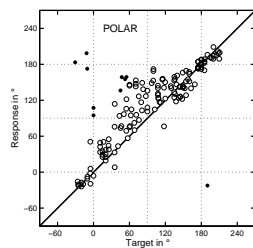
NH46, Post-Test-control, lateral



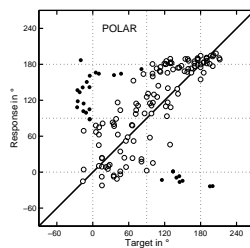
NH46, Post-Test-warped, lateral



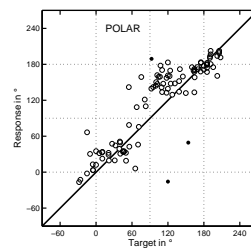
NH46, Post-Training, lateral



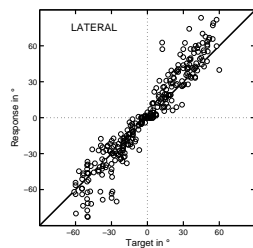
NH46, Post-Test-control, polar



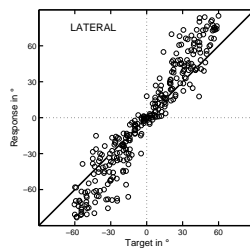
NH46, Post-Test-warped, polar



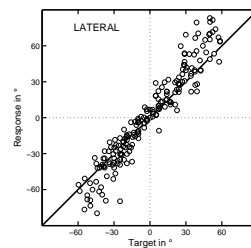
NH46, Post-Training, polar



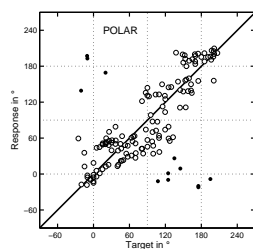
NH62, Post-Test-control, lateral



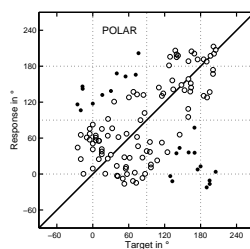
NH62, Post-Test-warped, lateral



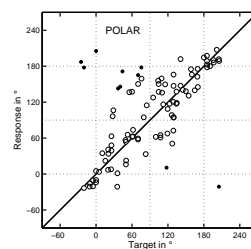
NH62, Post-Training, lateral



NH62, Post-Test-control, polar

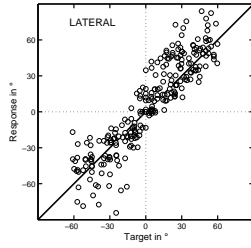
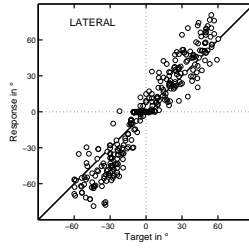
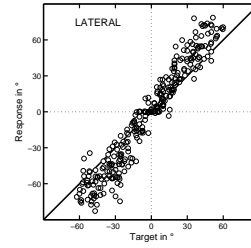
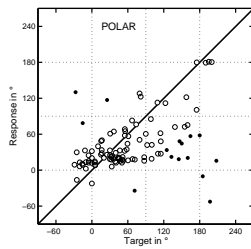
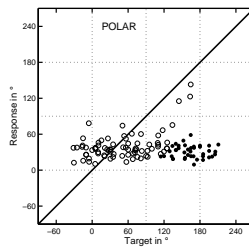
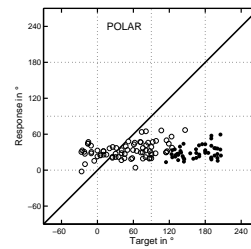
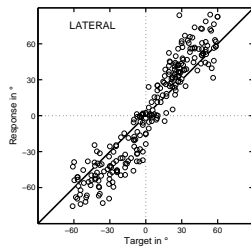
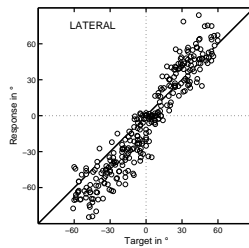
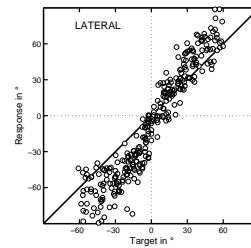
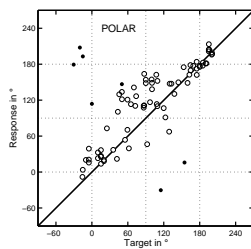
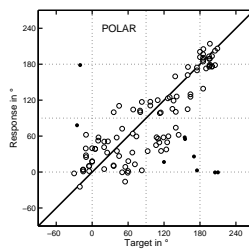
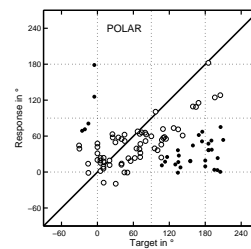


NH62, Post-Test-warped, polar

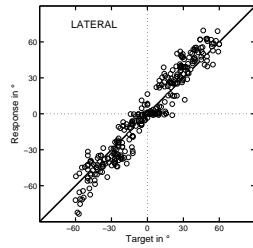


NH62, Post-Training, polar

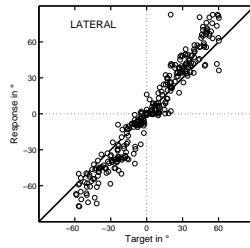
Laterale und polare Ergebnisse aus Post-Test (links, Mitte) und Post-Training (rechts), dargestellt als Antwort (*response*) der VPn der **Kontrollgruppe**, in Abhängigkeit der tatsächlichen Position (*target*). Die polar-Diagramme wurden aus den Zieldaten innerhalb $\pm 30^\circ$ lateral erstellt. Ausgefüllte Kreise zeigen Quadrantenfehler (QE-MI).

NH69, Pre-Train-
ing, lateralNH69, Pre-Test-
control, lateralNH69, Pre-Test-
warped, lateralNH69, Pre-Train-
ing, polarNH69, Pre-Test-
control, polarNH69, Pre-Test-
warped, polarNH71, Pre-Train-
ing, lateralNH71, Pre-Test-
control, lateralNH71, Pre-Test-
warped, lateralNH71, Pre-Train-
ing, polarNH71, Pre-Test-
control, polarNH71, Pre-Test-
warped, polar

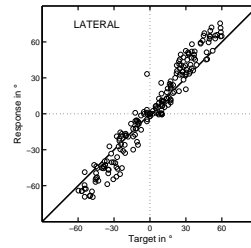
Laterale und polare Ergebnisse aus Pre-Training (links) und Pre-Test (Mitte, rechts), dargestellt als Antwort (*response*) der VPn der **Kontrollgruppe**, in Abhängigkeit der tatsächlichen Position (*target*). Die polar-Diagramme wurden aus den Zieldaten innerhalb $\pm 30^\circ$ erstellt. Ausgefüllte Kreise zeigen Quadrantenfehler (QE-MI).



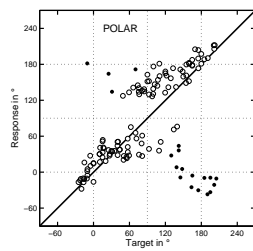
NH69, Post-Test-control, lateral



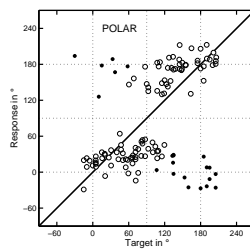
NH69, Post-Test-warped, lateral



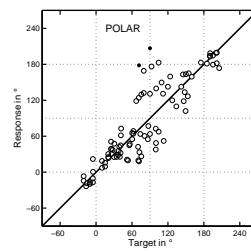
NH69, Post-Training, lateral



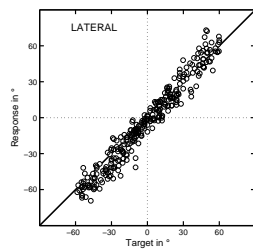
NH69, Post-Test-control, polar



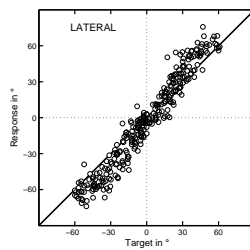
NH69, Post-Test-warped, polar



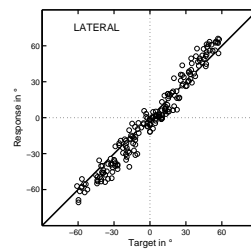
NH69, Post-Training, polar



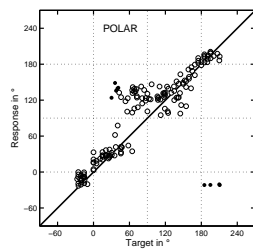
NH71, Post-Test-control, lateral



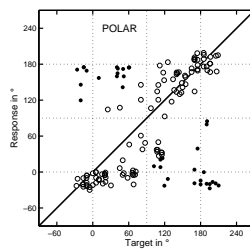
NH71, Post-Test-warped, lateral



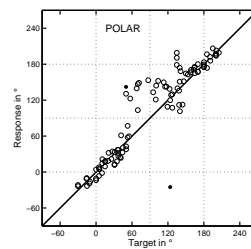
NH71, Post-Training, lateral



NH71, Post-Test-control, polar

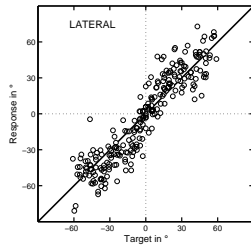
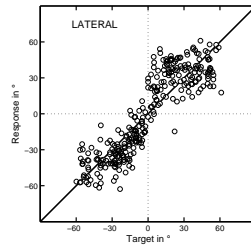
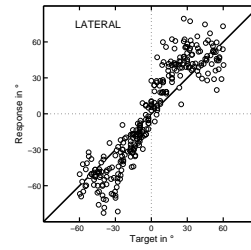
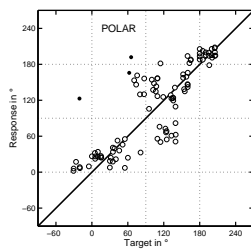
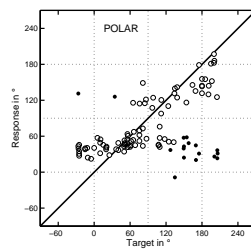
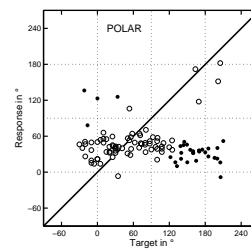
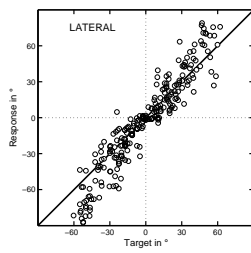
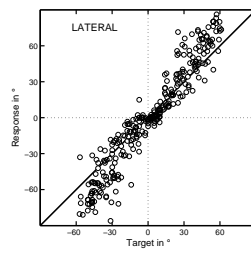
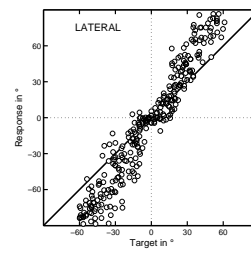
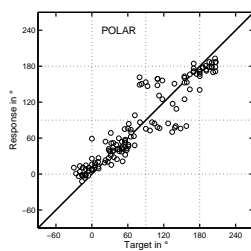
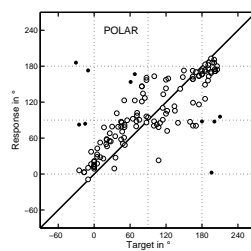
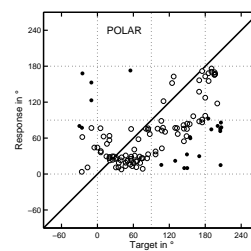


NH71, Post-Test-warped, polar

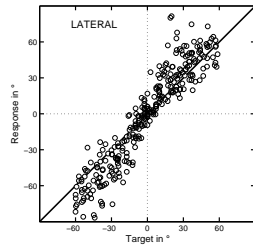


NH71, Post-Training, polar

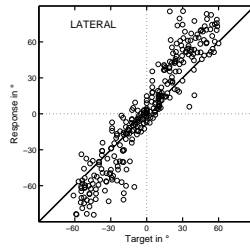
Laterale und polare Ergebnisse aus Post-Test (links, Mitte) und Post-Training (rechts), dargestellt als Antwort (*response*) der VPn der **Kontrollgruppe**, in Abhängigkeit der tatsächlichen Position (*target*). Die polar-Diagramme wurden aus den Zieldaten innerhalb $\pm 30^\circ$ lateral erstellt. Ausgefüllte Kreise zeigen Quadrantenfehler (QE-MI).

NH15, Pre-Train-
ing, lateralNH15, Pre-Test-
control, lateralNH15, Pre-Test-
warped, lateralNH15, Pre-Train-
ing, polarNH15, Pre-Test-
control, polarNH15, Pre-Test-
warped, polarNH53, Pre-Train-
ing, lateralNH53, Pre-Test-
control, lateralNH53, Pre-Test-
warped, lateralNH53, Pre-Train-
ing, polarNH53, Pre-Test-
control, polarNH53, Pre-Test-
warped, polar

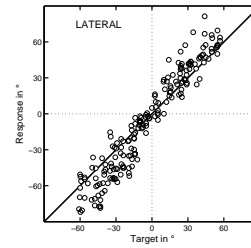
Laterale und polare Ergebnisse aus Pre-Training (links) und Pre-Test (Mitte, rechts), dargestellt als Antwort (*response*) der VPn der **Warped-Gruppe**, in Abhängigkeit der tatsächlichen Position (*target*). Die polar-Diagramme wurden aus den Zieldaten innerhalb $\pm 30^\circ$ erstellt. Ausgefüllte Kreise zeigen Quadrantenfehler (QE-MI).



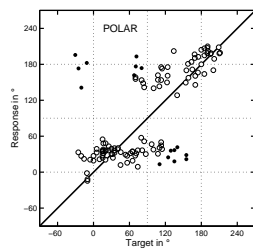
NH15, Post-Test-control, lateral



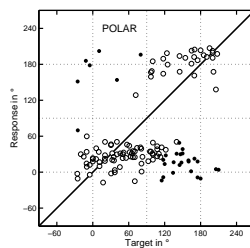
NH15, Post-Test-warped, lateral



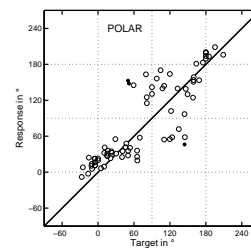
NH15, Post-Training, lateral



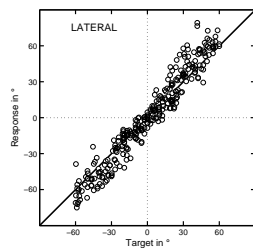
NH15, Post-Test-control, polar



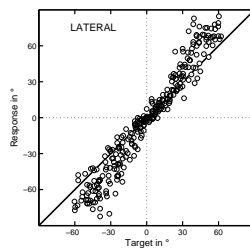
NH15, Post-Test-warped, polar



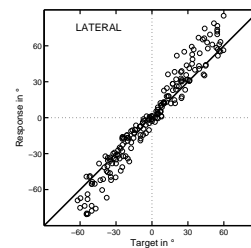
NH15, Post-Training, polar



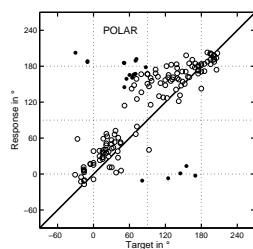
NH53, Post-Test-control, lateral



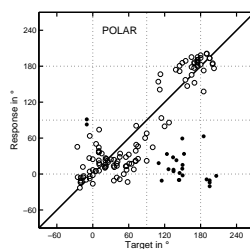
NH53, Post-Test-warped, lateral



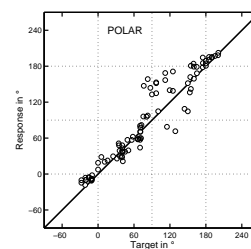
NH53, Post-Training, lateral



NH53, Post-Test-control, polar

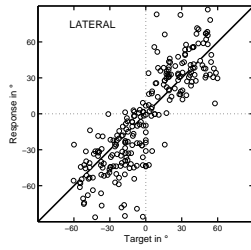
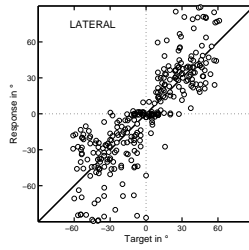
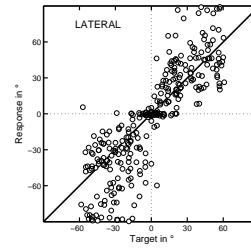
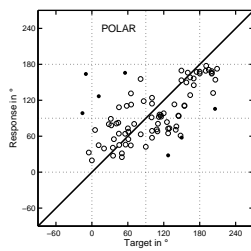
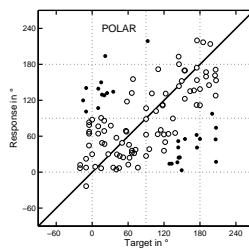
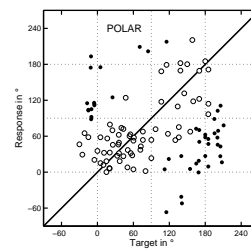
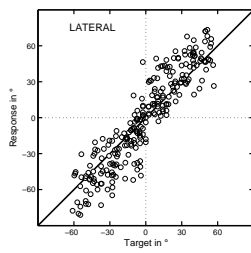
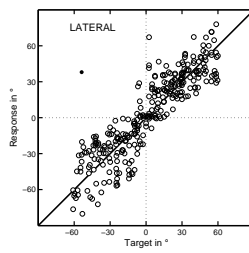
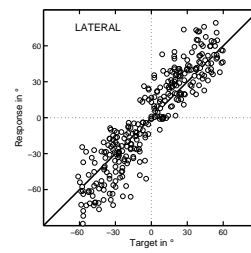
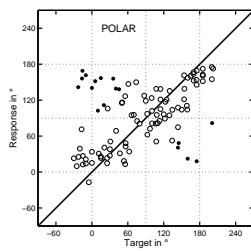
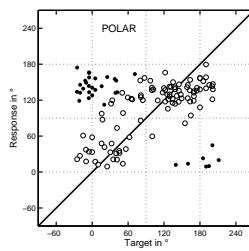
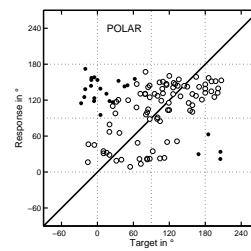


NH53, Post-Test-warped, polar

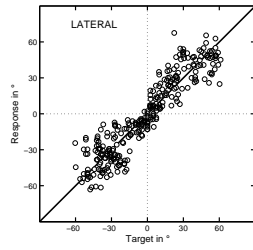


NH53, Post-Training, polar

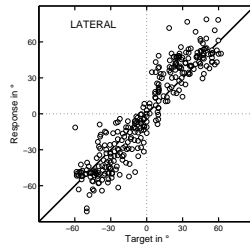
Laterale und polare Ergebnisse aus Post-Test (links, Mitte) und Post-Training (rechts), dargestellt als Antwort (*response*) der VPn der **Warped-Gruppe**, in Abhängigkeit der tatsächlichen Position (*target*). Die polar-Diagramme wurden aus den Zieldaten innerhalb $\pm 30^\circ$ lateral erstellt. Ausgefüllte Kreise zeigen Quadrantenfehler (QE-MI).

NH55, Pre-Train-
ing, lateralNH55, Pre-Test-
control, lateralNH55, Pre-Test-
warped, lateralNH55, Pre-Train-
ing, polarNH55, Pre-Test-
control, polarNH55, Pre-Test-
warped, polarNH57, Pre-Train-
ing, lateralNH57, Pre-Test-
control, lateralNH57, Pre-Test-
warped, lateralNH57, Pre-Train-
ing, polarNH57, Pre-Test-
control, polarNH57, Pre-Test-
warped, polar

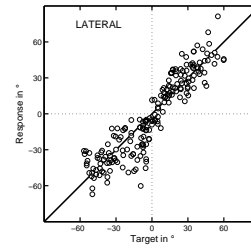
Laterale und polare Ergebnisse aus Pre-Training (links) und Pre-Test (Mitte, rechts), dargestellt als Antwort (*response*) der VPn der **Warped-Gruppe**, in Abhängigkeit der tatsächlichen Position (*target*). Die polar-Diagramme wurden aus den Zieldaten innerhalb $\pm 30^\circ$ erstellt. Ausgefüllte Kreise zeigen Quadrantenfehler (QE-MI).



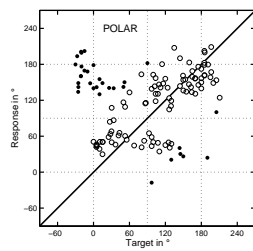
NH55, Post-Test-control, lateral



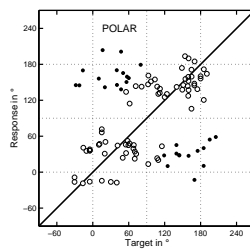
NH55, Post-Test-warped, lateral



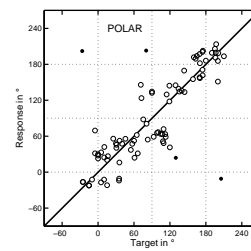
NH55, Post-Training, lateral



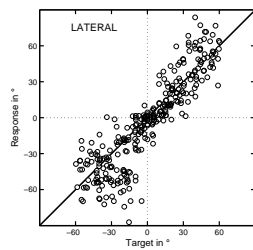
NH55, Post-Test-control, polar



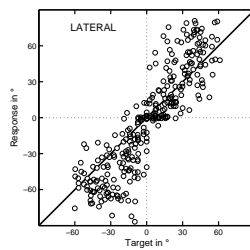
NH55, Post-Test-warped, polar



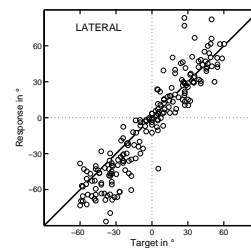
NH55, Post-Training, polar



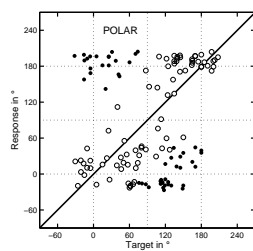
NH57, Post-Test-control, lateral



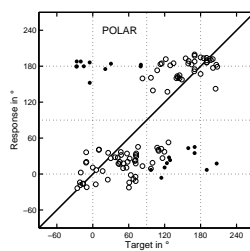
NH57, Post-Test-warped, lateral



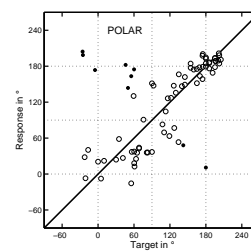
NH57, Post-Training, lateral



NH57, Post-Test-control, polar

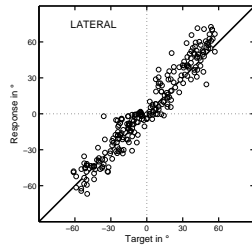
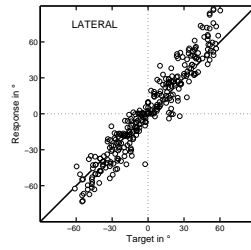
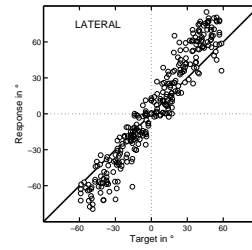
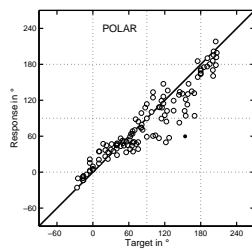
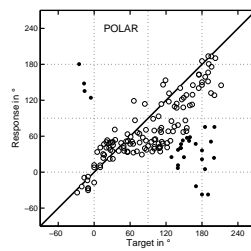
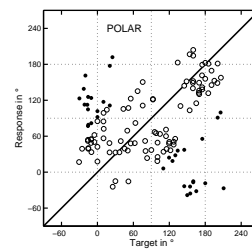
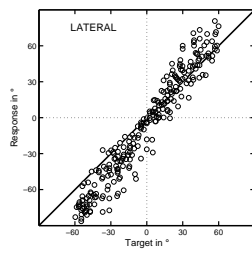
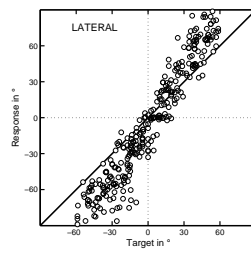
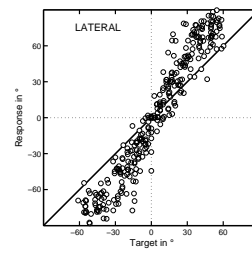
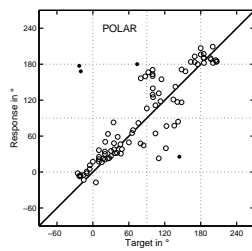
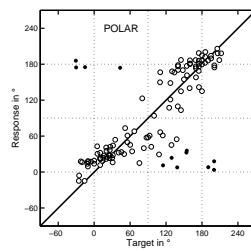
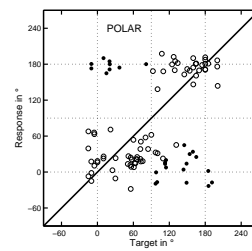


NH57, Post-Test-warped, polar

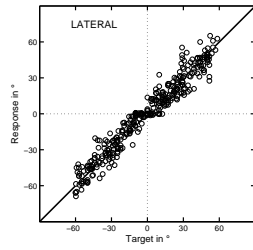


NH57, Post-Training, polar

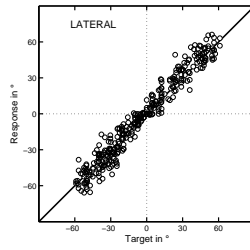
Laterale und polare Ergebnisse aus Post-Test (links, Mitte) und Post-Training (rechts), dargestellt als Antwort (*response*) der VPn der **Warped-Gruppe**, in Abhängigkeit der tatsächlichen Position (*target*). Die polar-Diagramme wurden aus den Zieldaten innerhalb $\pm 30^\circ$ lateral erstellt. Ausgefüllte Kreise zeigen Quadrantenfehler (QE-MI).

NH58, Pre-
Training, lateralNH58, Pre-Test-
control, lateralNH58, Pre-Test-
warped, lateralNH58, Pre-Train-
ing, polarNH58, Pre-Test-
control, polarNH58, Pre-Test-
warped, polarNH59, Pre-Train-
ing, lateralNH59, Pre-Test-
control, lateralNH59, Pre-Test-
warped, lateralNH59, Pre-Train-
ing, polarNH59, Pre-Test-
control, polarNH59, Pre-Test-
warped, polar

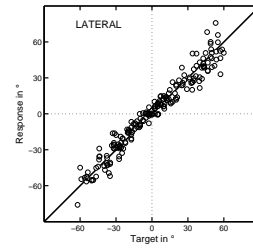
Laterale und polare Ergebnisse aus Pre-Training (links) und Pre-Test (Mitte, rechts), dargestellt als Antwort (*response*) der VPn der **Warped-Gruppe**, in Abhängigkeit der tatsächlichen Position (*target*). Die polar-Diagramme wurden aus den Zieldaten innerhalb $\pm 30^\circ$ erstellt. Ausgefüllte Kreise zeigen Quadrantenfehler (QE-MI).



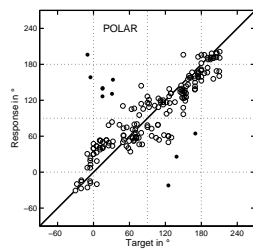
NH58, Post-Test-control, lateral



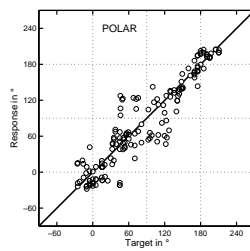
NH58, Post-Test-warped, lateral



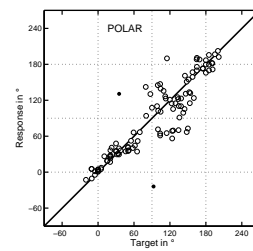
NH58, Post-Training, lateral



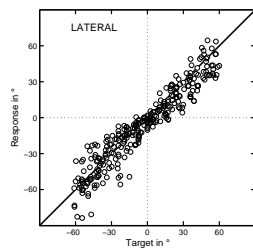
NH58, Post-Test-control, polar



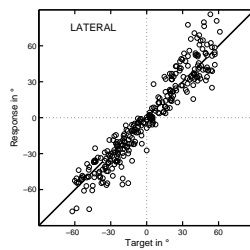
NH58, Post-Test-warped, polar



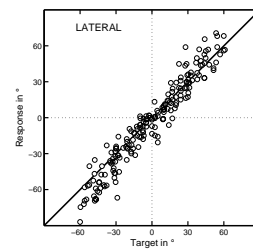
NH58, Post-Training, polar



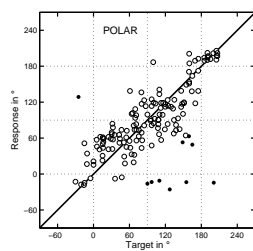
NH59, Post-Test-control, lateral



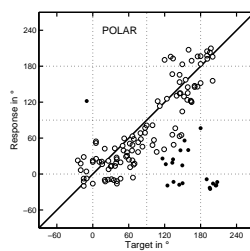
NH59, Post-Test-warped, lateral



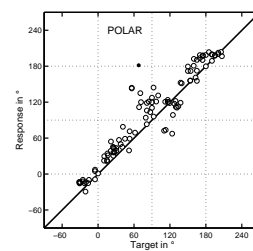
NH59, Post-Training, lateral



NH59, Post-Test-control, polar

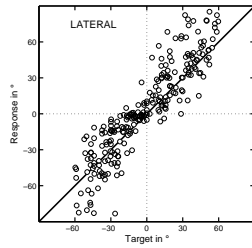
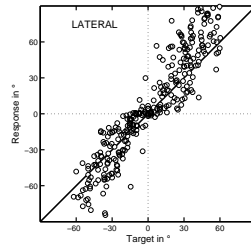
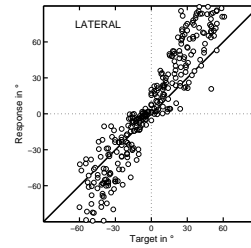
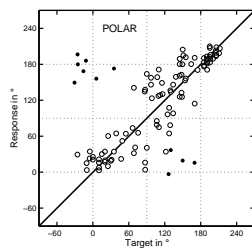
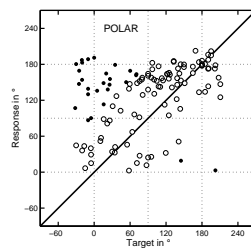
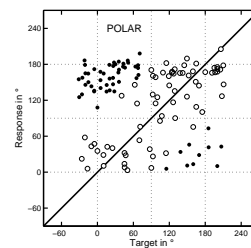
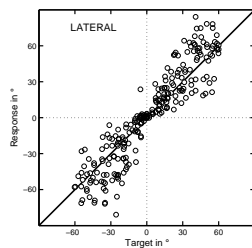
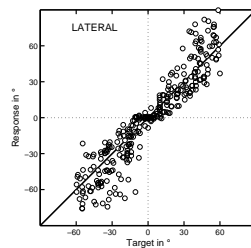
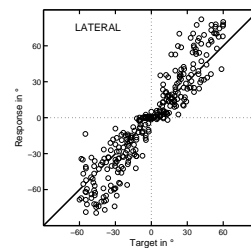
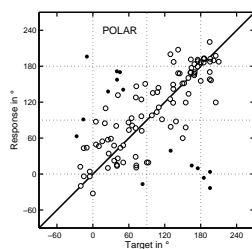
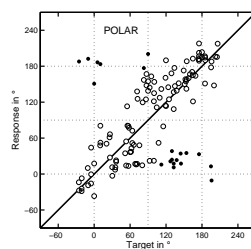
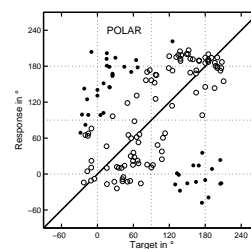


NH59, Post-Test-warped, polar

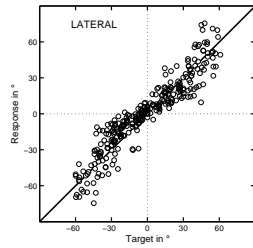


NH59, Post-Training, polar

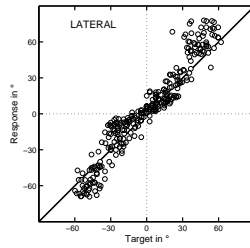
Laterale und polare Ergebnisse aus Post-Test (links, Mitte) und Post-Training (rechts), dargestellt als Antwort (*response*) der VPn der **Warped-Gruppe**, in Abhängigkeit der tatsächlichen Position (*target*). Die polar-Diagramme wurden aus den Zieldaten innerhalb $\pm 30^\circ$ lateral erstellt. Ausgefüllte Kreise zeigen Quadrantenfehler (QE-MI).

NH64, Pre-Train-
ing, lateralNH64, Pre-Test-
control, lateralNH64, Pre-Test-
warped, lateralNH64, Pre-Train-
ing, polarNH64, Pre-Test-
control, polarNH64, Pre-Test-
warped, polarNH72, Pre-Train-
ing, lateralNH72, Pre-Test-
control, lateralNH72, Pre-Test-
warped, lateralNH72, Pre-Train-
ing, polarNH72, Pre-Test-
control, polarNH72, Pre-Test-
warped, polar

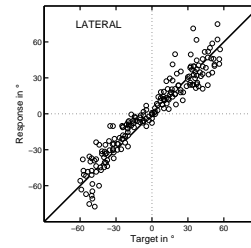
Laterale und polare Ergebnisse aus Pre-Training (links) und Pre-Test (Mitte, rechts), dargestellt als Antwort (*response*) der VPn der **Warped-Gruppe**, in Abhängigkeit der tatsächlichen Position (*target*). Die polar-Diagramme wurden aus den Zieldaten innerhalb $\pm 30^\circ$ erstellt. Ausgefüllte Kreise zeigen Quadrantenfehler (QE-MI).



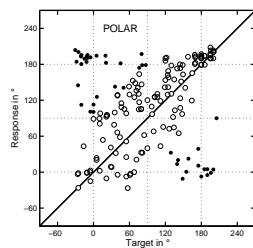
NH64, Post-Test-control, lateral



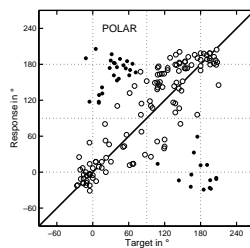
NH64, Post-Test-warped, lateral



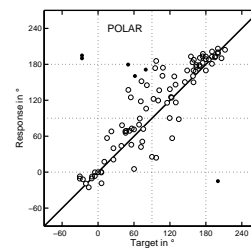
NH64, Post-Training, lateral



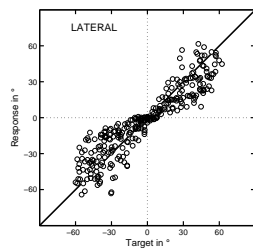
NH64, Post-Test-control, polar



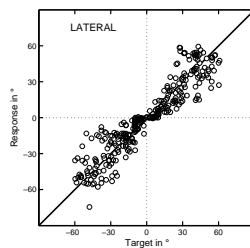
NH64, Post-Test-warped, polar



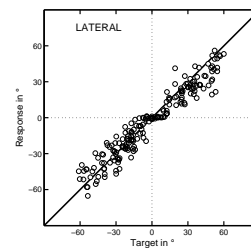
NH64, Post-Training, polar



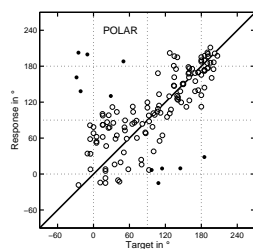
NH72, Post-Test-control, lateral



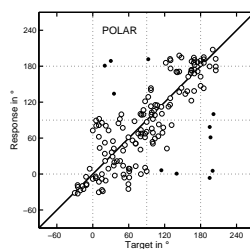
NH72, Post-Test-warped, lateral



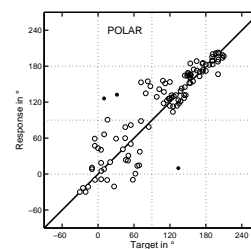
NH72, Post-Training, lateral



NH72, Post-Test-control, polar



NH72, Post-Test-warped, polar



NH72, Post-Training, polar

Laterale und polare Ergebnisse aus Post-Test (links, Mitte) und Post-Training (rechts), dargestellt als Antwort (*response*) der VPn der **Warped-Gruppe**, in Abhängigkeit der tatsächlichen Position (*target*). Die polar-Diagramme wurden aus den Zieldaten innerhalb $\pm 30^\circ$ lateral erstellt. Ausgefüllte Kreise zeigen Quadrantenfehler (QE-MI).

A.4 Tabellarische Ergebnisse der Pre/Post-Trainings und Tests aller Versuchspersonen

Pre-Training									
ID	#items	#valid lat	lat err	LB	#valid pol	pol err	PB	QE-MI	% polar corr
NH12	250	250	12.46	-2.39	119	30.13	14.03	0	21.06
NH15	250	250	13.79	-1.39	100	34.51	2.72	3	27.12
NH39	250	250	17.35	0.96	128	37.39	13.31	8.59	36.97
NH43	250	250	24.7	-7.56	81	34.46	-4.69	1.23	30.92
NH46	250	250	16.92	-0.3	105	27.48	-0.48	3.81	25.18
NH53	250	250	13.69	-2.38	137	26.11	0.73	0	22.27
NH55	250	250	21.37	-2.95	84	37.45	-8.31	8.33	32.51
NH57	250	250	15.74	0.07	103	35.72	0.63	16.5	29.9
NH58	250	250	10.02	3.19	123	23.39	-7.79	0.81	20.05
NH59	250	250	16.21	-6.45	89	30.47	5.69	4.49	26.87
NH62	250	250	15.44	-1.74	109	42.04	3.82	11.93	38.74
NH64	250	250	16.83	5.18	108	31.43	3.32	10.19	28.09
NH69	250	250	16.3	3.18	104	36.06	-10.93	14.42	33.21
NH71	250	250	16.11	-0.01	80	33.81	17.1	8.75	26.91
NH72	250	250	14.96	0.28	111	37.78	4.87	13.51	34.71

Tabelle A.1: Ergebnisse des einführenden Lokalisationstrainings (*Pre-Training*) der VPn nach ID-Nummer: mittlere Fehler der letzten 250 Wiederholungen. #items: Anzahl der Wiederholungen, #valid lat: Anzahl der zur graphischen Darstellung ausgewerteten lateralen Positionen, #valid pol: Anzahl der ausgewerteten polaren Positionen (innerhalb $\pm 30^\circ$ lateral), Fehlermaße siehe Kapitel 4.5.2, %polar corr: QE-MI nach Spiegelung der Quadrantenfehler in den richtigen Quadranten.

Pre-Test, Kontrollbedingung									
ID	#items	#valid lat	lat err	LB	#valid pol	pol err	PB	QE-MI	% polar corr
NH12	300	300	19.63	-1.44	111	42.34	-12.84	37.84	38.71
NH15	300	300	15.64	-0.16	103	37.16	-1.8	16.5	32.34
NH39	300	300	14.8	-1.07	155	46.81	7.79	27.74	47.31
NH43	300	300	26.05	-10	95	42.86	-10.71	35.79	38.41
NH46	300	300	17.05	0.8	116	32.07	16.89	18.1	30.14
NH53	300	300	15.06	-0.88	131	34.37	6.23	7.63	35.35
NH55	300	300	21.04	0.19	115	45.3	-1.69	24.35	43.68
NH57	300	300	16.26	1.56	129	40.65	2.3	25.58	36.75
NH58	300	300	11.36	1.5	154	37.63	-20.62	17.53	29.61
NH59	300	300	20.92	-5.54	118	27.22	1.04	10.17	23.28
NH62	300	300	16.6	3.03	128	42.95	-10.57	20.31	42.72
NH64	300	300	17.73	4.46	122	48.29	17.27	22.13	42.59
NH69	300	300	13.98	-1.47	117	44.76	-11.36	34.19	33.72
NH71	300	300	15.93	-5.78	109	37.44	-8.27	8.26	30.32
NH72	300	300	13.92	-1.51	130	34.45	6.99	15.38	32.64

Tabelle A.2: Ergebnisse des Pre-Tests (Kontrollbedingung) der VPn nach ID-Nummer: mittlere Fehler der 300 Wiederholungen. Detaillierte Beschreibung siehe Tabelle A.1.

Pre-Test, warped-Bedingung									
ID	#items	#valid lat	lat err	LB	#valid pol	pol err	PB	QE-MI	% polar corr
NH12	300	300	13.07	-0.05	159	35.5	21.86	8.18	28.47
NH15	300	300	17.41	0.21	105	41.67	-4.27	30.48	34.9
NH39	300	300	16.47	-2.15	163	46.74	7.5	20.86	43.86
NH43	300	300	22.21	-7.07	115	45.49	-8.79	36.52	40.85
NH46	300	300	18.13	0.39	106	36.59	10.62	25.47	39.04
NH53	300	300	19.49	-2.56	119	44.94	-22.39	18.49	46.74
NH55	300	300	23.12	-3.74	113	43.4	-1.37	40.71	54.24
NH57	300	300	16.5	0.78	111	46.38	-0.37	21.62	40.18
NH58	300	300	16.04	2.15	127	49.92	-2.02	27.56	47.72
NH59	300	300	22.98	-1.54	98	42.95	-4	26.53	41.39
NH62	300	300	19.02	1.44	111	44.11	-2.13	27.03	47.98
NH64	300	300	20.87	6.01	123	44.62	2.85	44.72	41.43
NH69	300	300	14.68	-0.51	124	45.21	-17.14	39.52	36.6
NH71	300	300	19.92	-7.2	98	40.69	-17.07	33.67	40.27
NH72	300	300	15.15	-0.55	140	48.24	2.79	30.71	47.25

Ergebnisse des Pre-Tests (warped-Bedingung) der VPn nach ID-Nummer: mittlere Fehler der 300 Wiederholungen. Detaillierte Beschreibung siehe Tabelle A.1.

Post-Test, Kontrollbedingung									
ID	#items	#valid lat	lat err	LB	#valid pol	pol err	PB	QE-MI	% polar corr
NH12	300	300	10.77	-0.32	154	27.47	11.72	2.6	18.81
NH15	300	300	15.47	-0.73	121	35.97	4.54	13.22	32.17
NH39	300	300	13.28	1.33	148	45.42	5.47	21.62	42.68
NH43	300	300	11.28	-1.2	147	36.77	-10.72	22.45	32.67
NH46	300	300	10.82	-0.91	154	28.86	13.67	6.49	23.43
NH53	300	300	9.84	-0.03	152	32.79	18.62	13.16	33.43
NH55	300	300	12.42	0.26	126	40.32	3.84	25.4	34.9
NH57	300	300	17.37	-3.76	132	45.84	-0.77	39.39	48.13
NH58	350	350	7.52	0.69	186	26.41	-1.64	5.38	22.68
NH59	300	300	10.85	-3.34	153	31.5	1.19	6.54	30.51
NH62	300	300	12.21	1.8	147	30.71	0.07	8.16	27.72
NH64	300	300	10.99	1.88	172	43.6	14.02	25	36.96
NH69	300	300	10.17	0.71	133	34.47	13.66	14.29	27.88
NH71	300	300	8.69	-3.1	161	27.05	11.79	5.59	16.67
NH72	300	300	13.22	-0.35	140	37.34	6.35	7.86	35.91

Tabelle A.3: Ergebnisse des Post-Tests (Kontrollbedingung) der VPn nach ID-Nummer: mittlere Fehler der 300 Wiederholungen. Detaillierte Beschreibung siehe Tabelle A.1.

Post-Test, warped-Bedingung									
ID	#items	#valid lat	lat err	LB	#valid pol	pol err	PB	QE-MI	% polar corr
NH12	300	300	16.66	-0.12	132	40.59	-15.41	43.94	40.62
NH15	300	300	17.96	2.6	129	44.89	-8.58	23.26	38.17
NH39	300	300	13.67	-1.16	145	50.6	6.35	24.83	45.79
NH43	300	300	13.04	-0.4	137	41.19	-0.95	28.47	39.3
NH46	300	300	12.97	0.52	153	39.34	12.01	18.95	41.96
NH53	300	300	14.02	-1.65	139	29.43	-3.05	17.27	31.98
NH55	300	300	14.72	0.68	100	39.64	1.15	28	35.89
NH57	300	300	21.54	-3.98	116	43.3	-10.7	18.97	38.7
NH58	350	350	7.39	0.72	159	26.7	-2.72	0	19.31
NH59	300	300	11.38	-0.68	131	35.24	-12.63	16.03	31.36
NH62	300	300	16.64	0.4	122	50.63	1.83	19.67	46.13
NH64	300	300	11.99	3.56	161	35.9	7.4	24.22	33.29
NH69	300	300	12.43	0.02	126	42.2	-1.48	17.46	36.03
NH71	300	300	11.44	-2.3	144	38.04	-13.19	25	35.05
NH72	300	300	11.43	-0.12	161	35.84	-3.51	6.83	36.2

Ergebnisse des Post-Tests (warped-Bedingung) der VPn nach ID-Nummer: mittlere Fehler der 300 Wiederholungen. Detaillierte Beschreibung siehe Tabelle A.1.

Post-Training									
ID	#items	#valid lat	lat err	LB	#valid pol	pol err	PB	QE-MI	% polar corr
NH12	200	200	9.3	-1.43	121	25.16	6.89	0.83	18.16
NH15	200	200	13.91	-2.04	76	33.12	6.34	3.95	25.07
NH39	200	200	14.21	2.91	117	33.5	11.16	2.56	31.14
NH43	200	200	13.3	-1.12	97	31.18	-1.92	11.34	29.94
NH46	200	200	9.61	0.58	101	30.2	13.67	2.97	29.92
NH53	200	200	11.02	0.99	92	22.96	7.53	0	20.35
NH55	200	200	13.19	-1.44	87	29.9	-0.92	4.6	25.2
NH57	200	200	15.64	-4.21	77	30.27	-3.81	11.69	25.74
NH58	200	200	6.97	0.33	110	25.78	-4.38	1.82	21.79
NH59	200	200	10.34	-2.85	104	24.08	11.92	0.96	18.1
NH62	200	200	12.75	1.81	96	32.67	2.35	10.42	25.53
NH64	200	200	10.1	1.95	95	31.63	10.55	6.32	27.29
NH69	200	200	10.71	1.37	93	29.35	-0.1	2.15	28.46
NH71	200	200	8.05	-2.19	101	25.29	8.28	1.98	20.92
NH72	200	200	8.98	-2.22	109	27.12	5.22	2.75	25.77

Tabelle A.4: Ergebnisse des Post-Trainings der VPn nach ID-Nummer: mittlere Fehler der letzten 200 Wiederholungen. Detaillierte Beschreibung siehe Tabelle A.1.

A.5 Mittlere Fehler aller Versuchspersonen

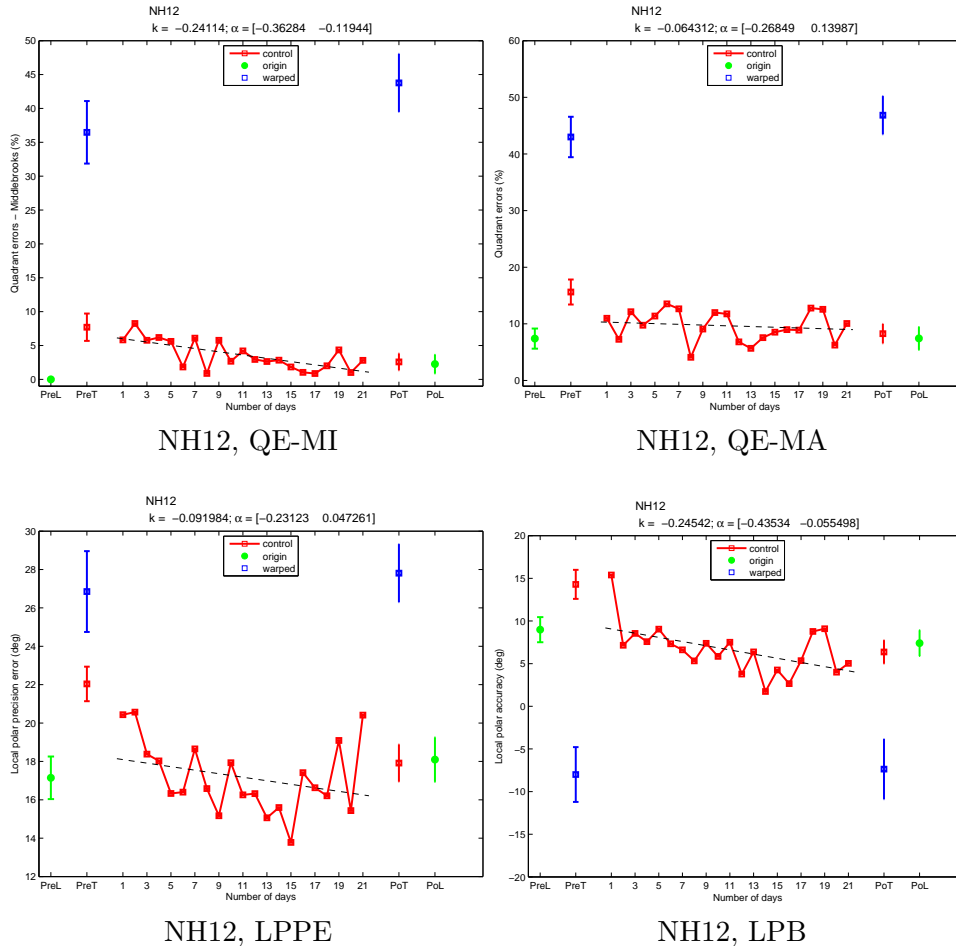
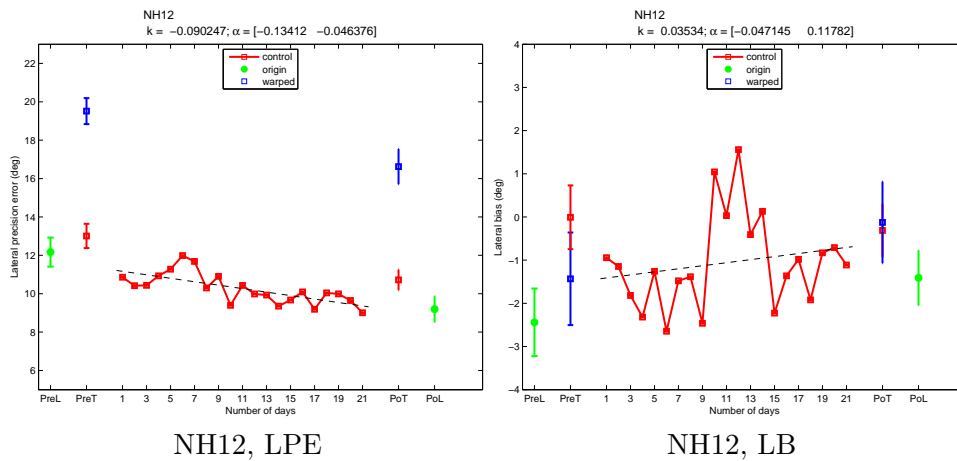
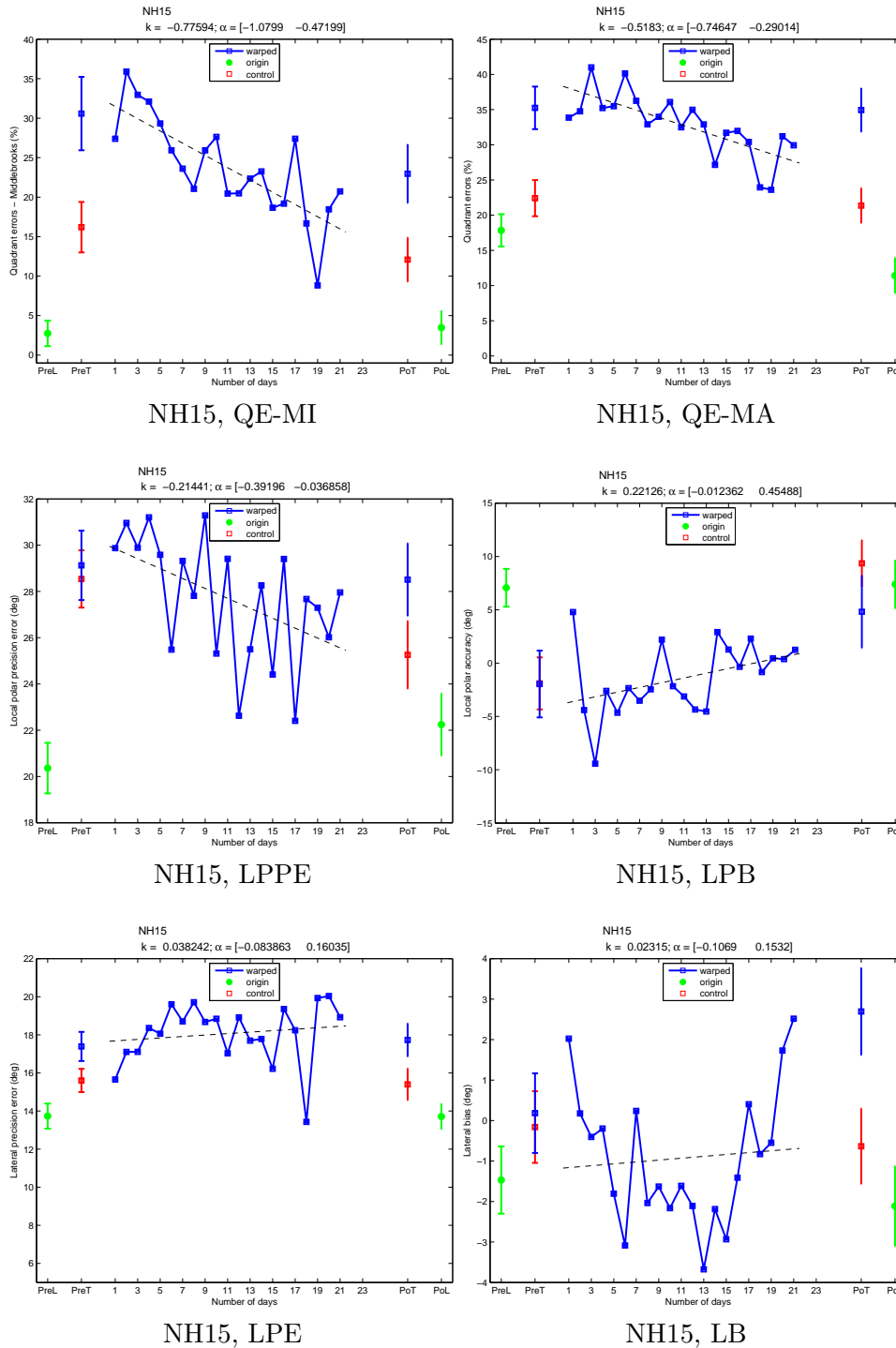


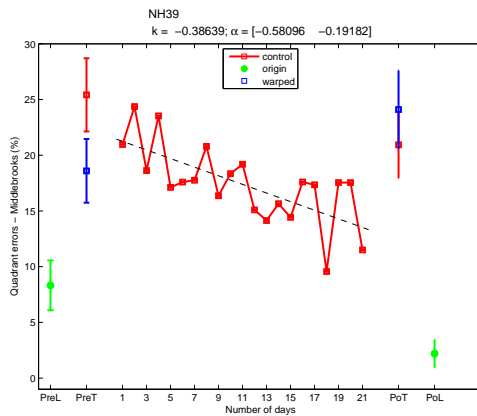
Abbildung A.-23: Individuelle polare und laterale mittlere Fehler (Tabelle 4.3) des 21-tägigen Trainings inklusive der mittleren Fehler und Standardabweichungen (mittels Bootstrapping ermittelt) des Pre/Post-Tests (PreT/PoT) und des Pre/Post-Trainings (PreL/PoL). Rot: bandbegrenzte unkomprimierte DTF, blau: frequenzkomprimierte DTF, grün: breitbandige, originale DTF. Kreis (ausgefüllt): breitbandige DTF, Quadrat (nicht ausgefüllt): modifizierte DTF. Strichlierte Gerade: mittels linearer Regression bestimmte Regressionsgerade und deren Steigung k inklusive des Konfidenzintervalles α .



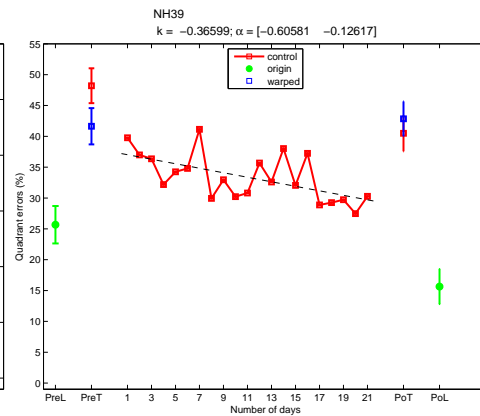
Individuelle polare und laterale mittlere Fehler (Tabelle 4.3) des 21-tägigen Trainings inklusive der mittleren Fehler und Standardabweichungen (mittels Bootstrapping ermittelt) des Pre/Post-Tests (PreT/PoT) und des Pre/Post-Trainings (PreL/PoL). Rot: bandbegrenzte unkomprimierte DTF, blau: frequenzkomprimierte DTF, grün: breitbandige, originale DTF. Kreis (ausgefüllt): breitbandige DTF, Quadrat (nicht ausgefüllt): modifizierte DTF. Strichlierte Gerade: mittels linearer Regression bestimmte Regressionsgerade und deren Steigung k inklusive des Konfidenzintervalles α .



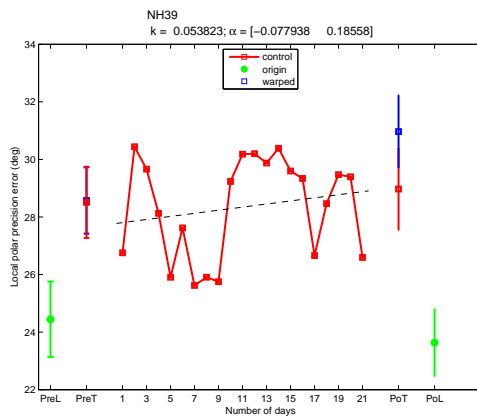
Individuelle polare und laterale mittlere Fehler (Tabelle 4.3) des 21-tägigen Trainings inklusive der mittleren Fehler und Standardabweichungen (mittels Bootstrapping ermittelt) des Pre/Post-Tests (PreT/PoT) und des Pre/Post-Trainings (PreL/PoL). Rot: bandbegrenzte unkomprimierte DTF, blau: frequenzkomprimierte DTF, grün: breitbandige, originale DTF. Kreis (ausgefüllt): breitbandige DTF, Quadrat (nicht ausgefüllt): modifizierte DTF. Strichlierte Gerade: mittels linearer Regression bestimmte Regressionsgerade und deren Steigung k inklusive des Konfidenzintervalles α .



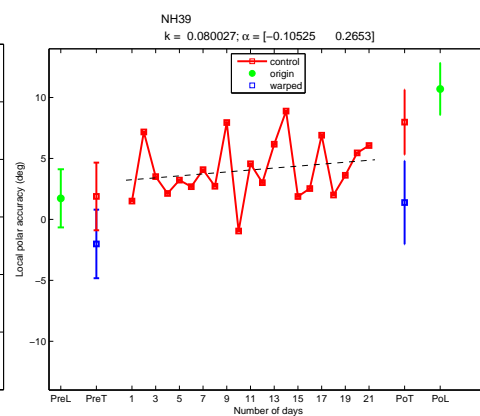
NH39, QE-MI



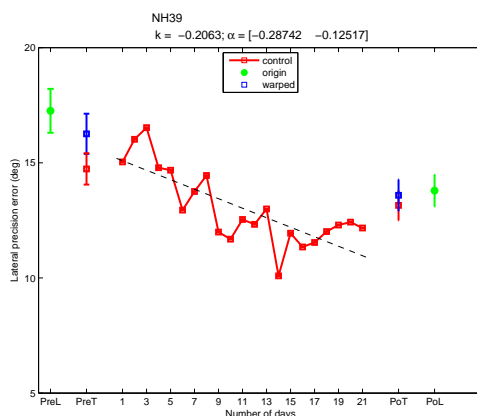
NH39, QE-MA



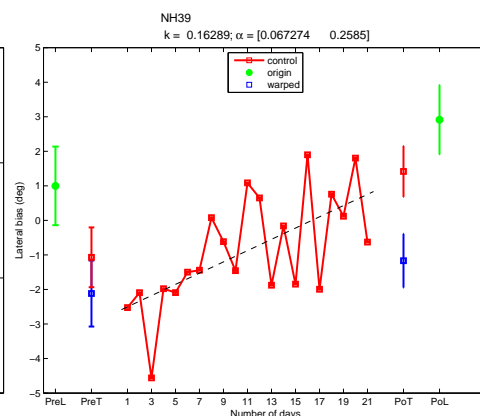
NH39, LPPE



NH39, LPB

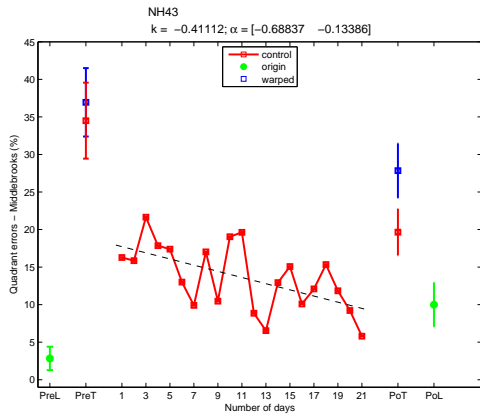


NH39, LPE

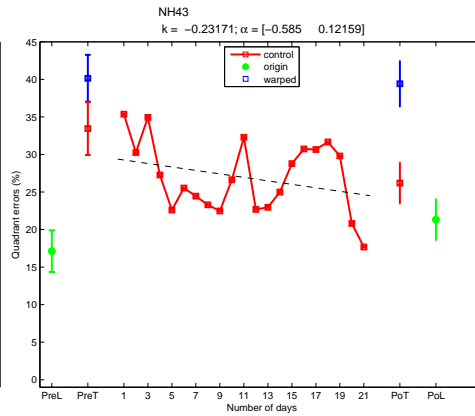


NH39, LB

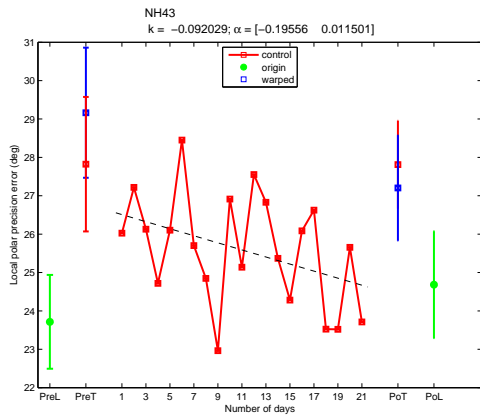
Individuelle polare und laterale mittlere Fehler (Tabelle 4.3) des 21-tägigen Trainings inklusive der mittleren Fehler und Standardabweichungen (mittels Bootstrapping ermittelt) des Pre/Post-Tests (PreT/PoT) und des Pre/Post-Trainings (PreL/PoL). Rot: bandbegrenzte unkomprimierte DTF, blau: frequenzkomprimierte DTF, grün: breitbandige, originale DTF. Kreis (ausgefüllt): breitbandige DTF, Quadrat (nicht ausgefüllt): modifizierte DTF. Strichlierte Gerade: mittels linearer Regression bestimmte Regressionsgerade und deren Steigung k inklusive des Konfidenzintervalles α .



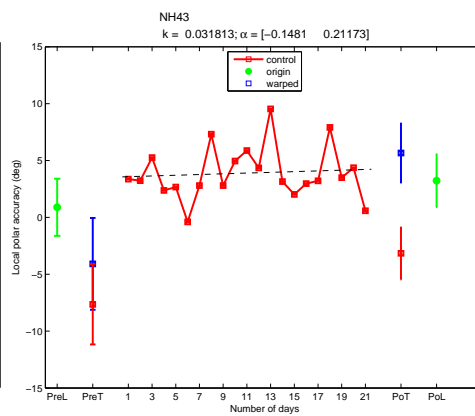
NH43, QE-MI



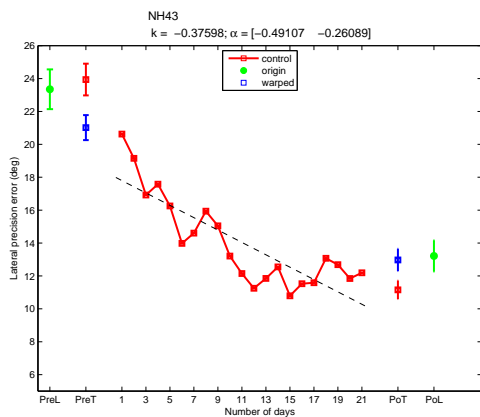
NH43, QE-MA



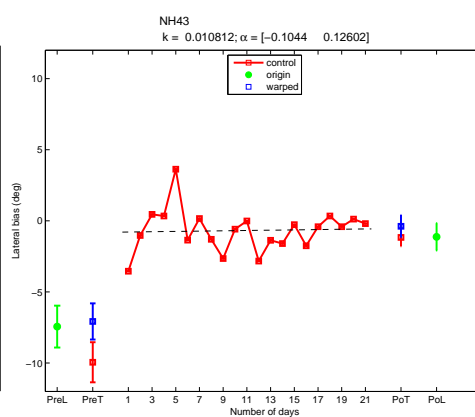
NH43, LPPE



NH43, LPB

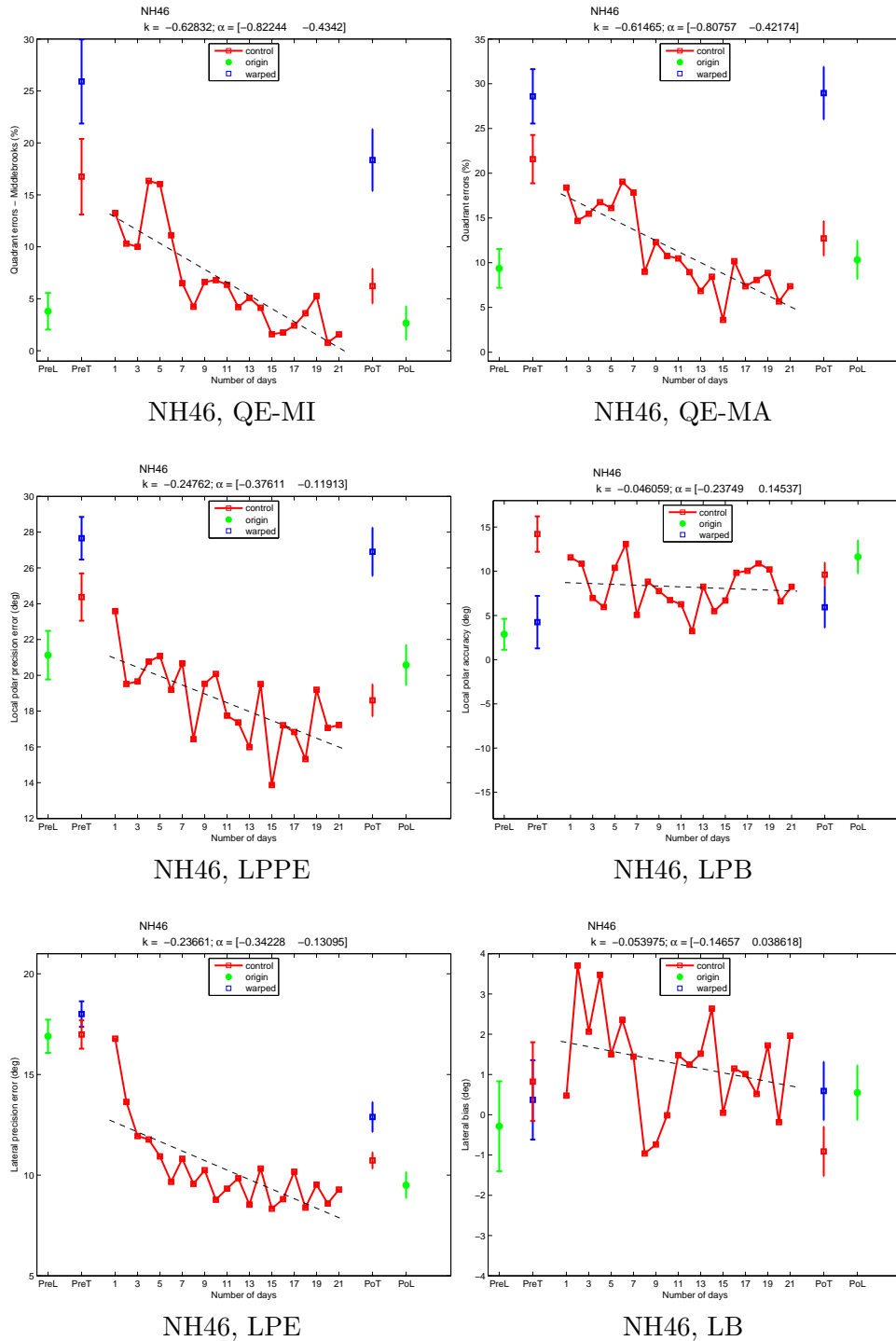


NH43, LPE

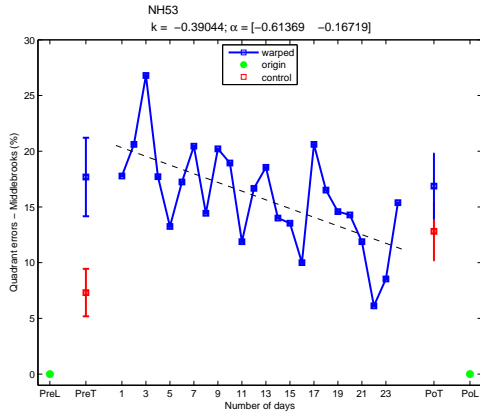


NH43, LB

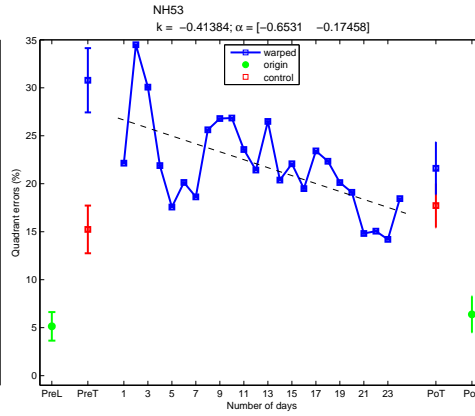
Individuelle polare und laterale mittlere Fehler (Tabelle 4.3) des 21-tägigen Trainings inklusive der mittleren Fehler und Standardabweichungen (mittels Bootstrapping ermittelt) des Pre/Post-Tests (PreT/PoT) und des Pre/Post-Trainings (PreL/PoL). Rot: bandbegrenzte unkomprimierte DTF, blau: frequenzkomprimierte DTF, grün: breitbandige, originale DTF. Kreis (ausgefüllt): breitbandige DTF, Quadrat (nicht ausgefüllt): modifizierte DTF. Strichlierte Gerade: mittels linearer Regression bestimmte Regressionsgerade und deren Steigung k inklusive des Konfidenzintervalles α .



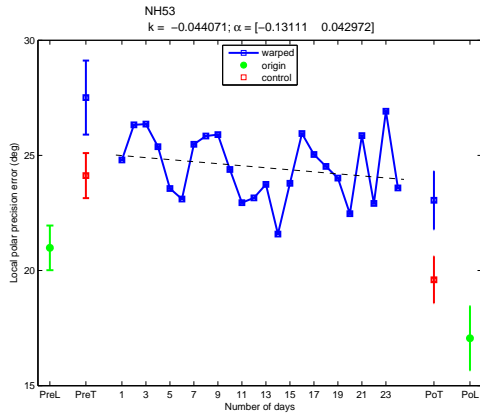
Individuelle polare und laterale mittlere Fehler (Tabelle 4.3) des 21-tägigen Trainings inklusive der mittleren Fehler und Standardabweichungen (mittels Bootstrapping ermittelt) des Pre/Post-Tests (PreT/PoT) und des Pre/Post-Trainings (PreL/PoL). Rot: bandbegrenzte unkomprimierte DTF, blau: frequenzkomprimierte DTF, grün: breitbandige, originale DTF. Kreis (ausgefüllt): breitbandige DTF, Quadrat (nicht ausgefüllt): modifizierte DTF. Strichlierte Gerade: mittels linearer Regression bestimmte Regressionsgerade und deren Steigung k inklusive des Konfidenzintervalles α .



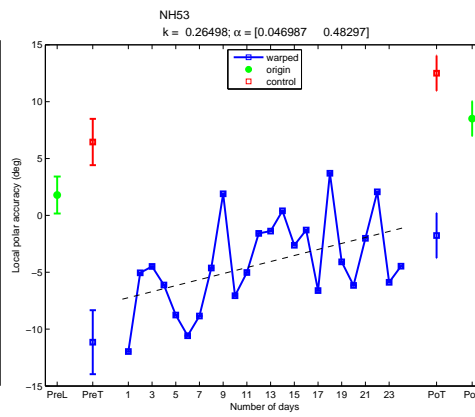
NH53, QE-MI



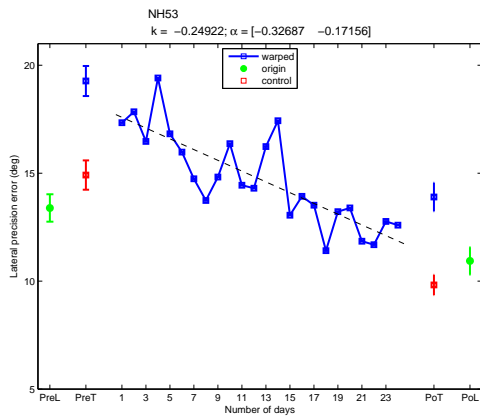
NH53, QE-MA



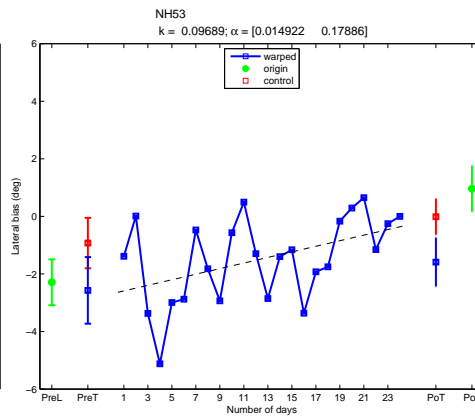
NH53, LPPE



NH53, LPB

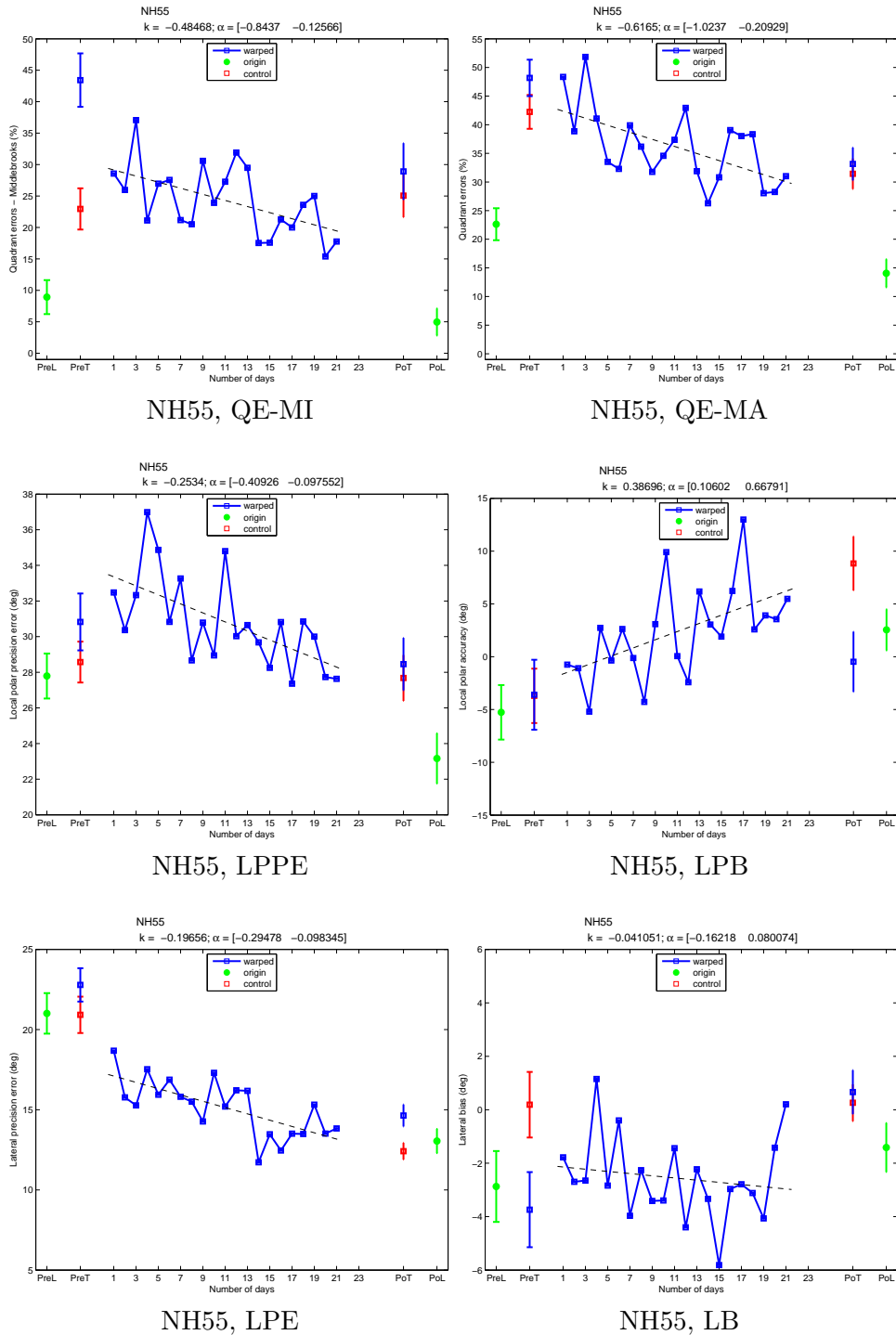


NH53, LPE

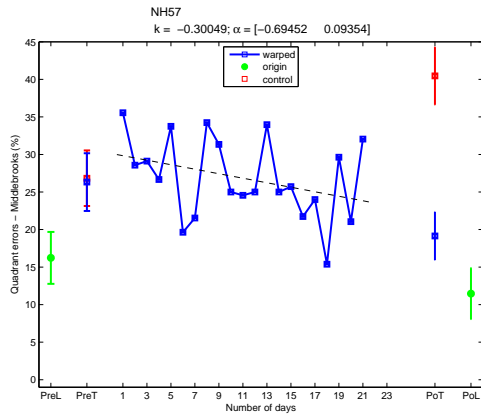


NH53, LB

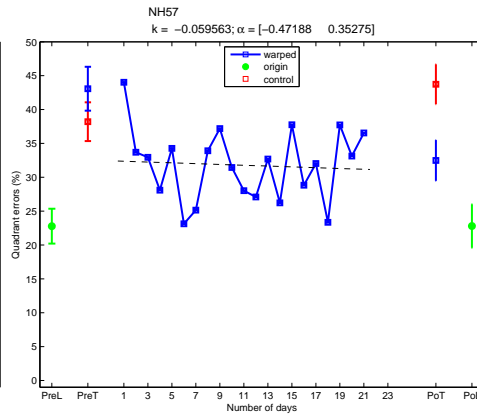
Individuelle polare und laterale mittlere Fehler (Tabelle 4.3) des 21-tägigen Trainings inklusive der mittleren Fehler und Standardabweichungen (mittels Bootstrapping ermittelt) des Pre/Post-Tests (PreT/PoT) und des Pre/Post-Trainings (PreL/PoL). Rot: bandbegrenzte unkomprimierte DTF, blau: frequenzkomprimierte DTF, grün: breitbandige, originale DTF. Kreis (ausgefüllt): breitbandige DTF, Quadrat (nicht ausgefüllt): modifizierte DTF. Strichlierte Gerade: mittels linearer Regression bestimmte Regressionsgerade und deren Steigung k inklusive des Konfidenzintervalles α .



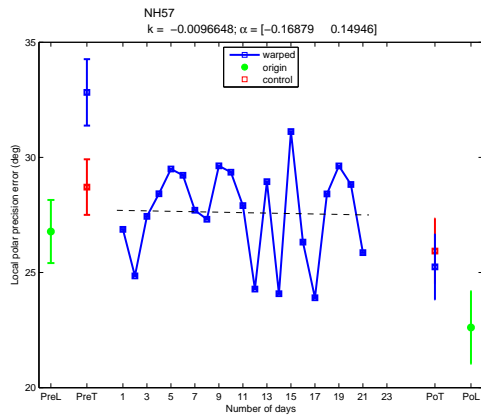
Individuelle polare und laterale mittlere Fehler (Tabelle 4.3) des 21-tägigen Trainings inklusive der mittleren Fehler und Standardabweichungen (mittels Bootstrapping ermittelt) des Pre/Post-Tests (PreT/PoT) und des Pre/Post-Trainings (PreL/PoL). Rot: bandbegrenzte unkomprimierte DTF, blau: frequenzkomprimierte DTF, grün: breitbandige, originale DTF. Kreis (ausgefüllt): breitbandige DTF, Quadrat (nicht ausgefüllt): modifizierte DTF. Strichlierte Gerade: mittels linearer Regression bestimmte Regressionsgerade und deren Steigung k inklusive des Konfidenzintervalles α .



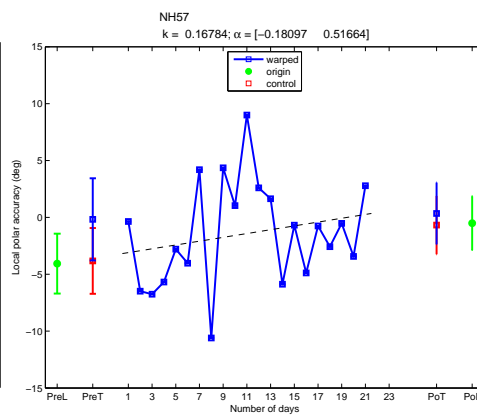
NH57, QE-MI



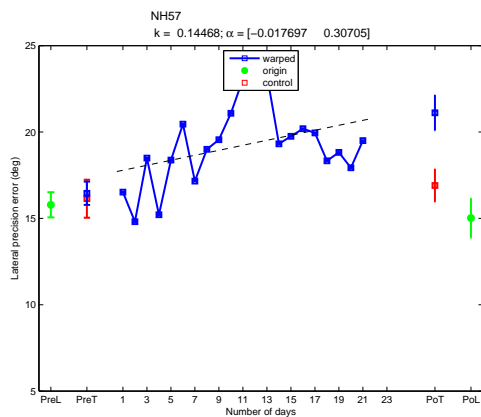
NH57, QE-MA



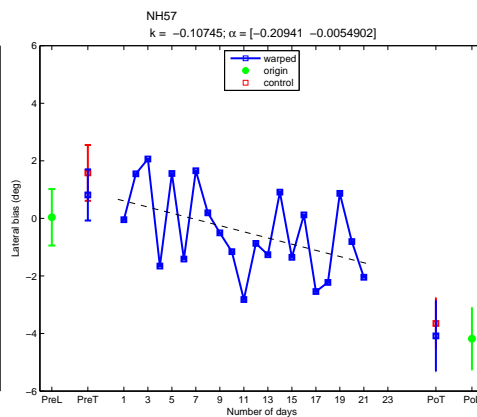
NH57, LPPE



NH57, LPB

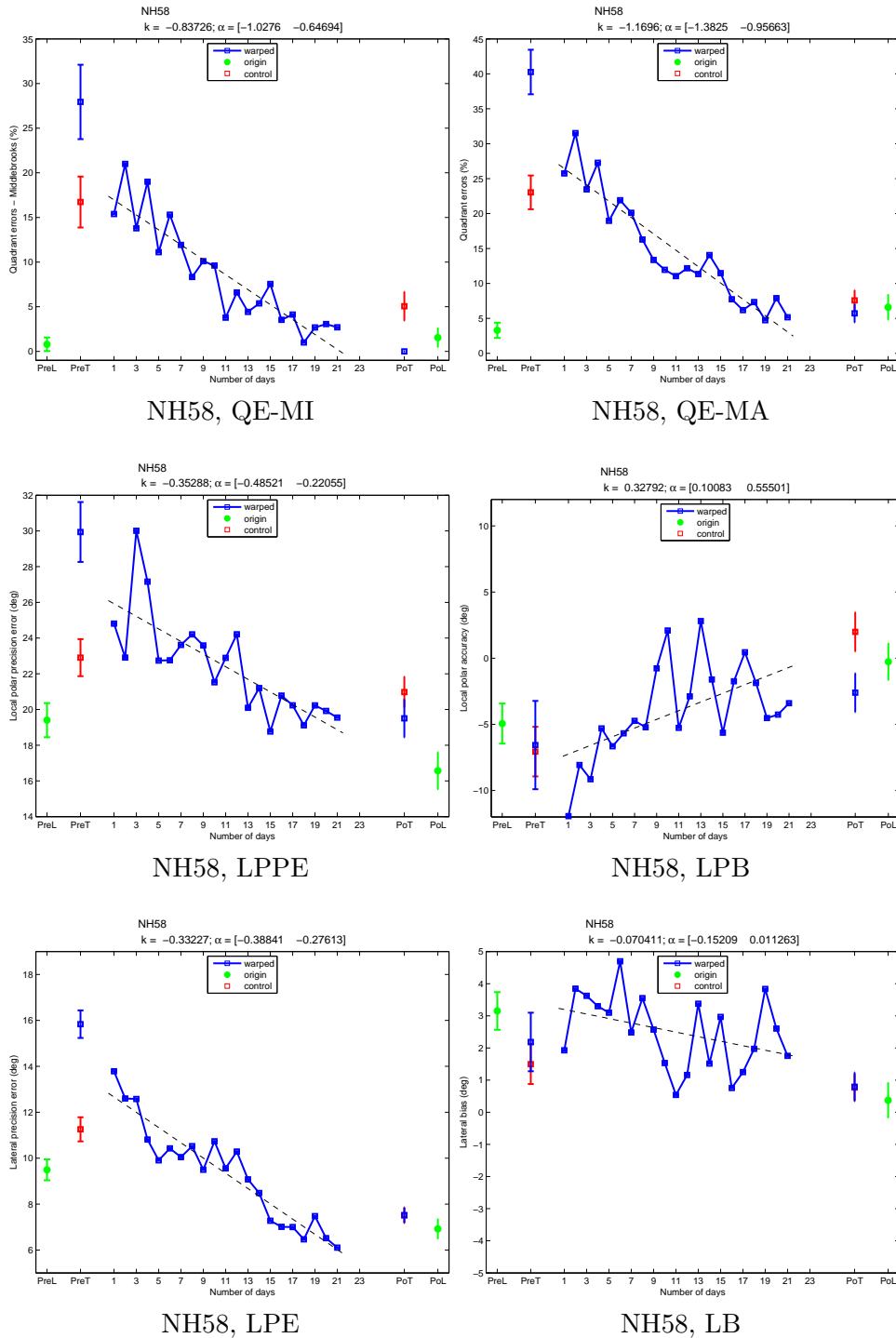


NH57, LPE

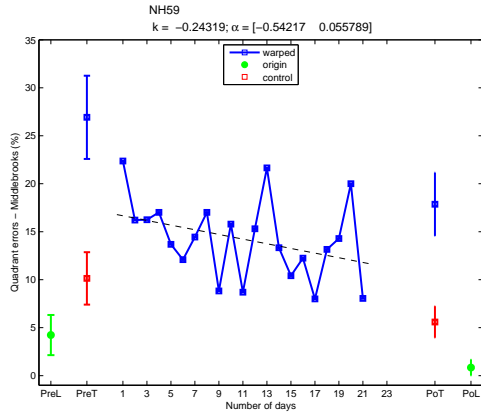


NH57, LB

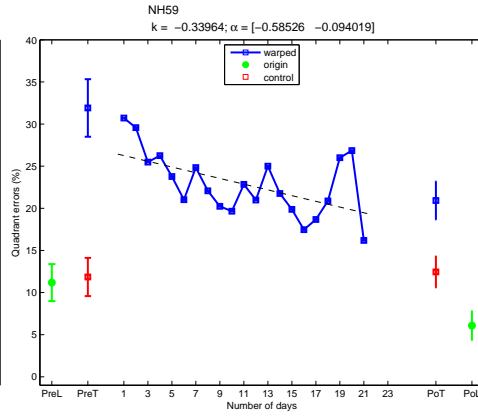
Individuelle polare und laterale mittlere Fehler (Tabelle 4.3) des 21-tägigen Trainings inklusive der mittleren Fehler und Standardabweichungen (mittels Bootstrapping ermittelt) des Pre/Post-Tests (PreT/PoT) und des Pre/Post-Trainings (PreL/PoL). Rot: bandbegrenzte unkomprimierte DTF, blau: frequenzkomprimierte DTF, grün: breitbandige, originale DTF. Kreis (ausgefüllt): breitbandige DTF, Quadrat (nicht ausgefüllt): modifizierte DTF. Strichlierte Gerade: mittels linearer Regression bestimmte Regressionsgerade und deren Steigung k inklusive des Konfidenzintervalles α .



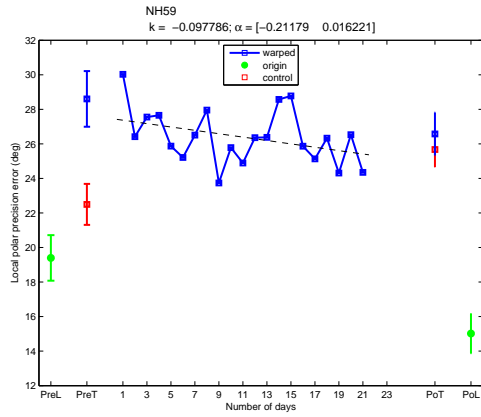
Individuelle polare und laterale mittlere Fehler (Tabelle 4.3) des 21-tägigen Trainings inklusive der mittleren Fehler und Standardabweichungen (mittels Bootstrapping ermittelt) des Pre/Post-Tests (PreT/PoT) und des Pre/Post-Trainings (PreL/PoL). Rot: bandbegrenzte unkomprimierte DTF, blau: frequenzkomprimierte DTF, grün: breitbandige, originale DTF. Kreis (ausgefüllt): breitbandige DTF, Quadrat (nicht ausgefüllt): modifizierte DTF. Strichlierte Gerade: mittels linearer Regression bestimmte Regressionsgerade und deren Steigung k inklusive des Konfidenzintervalles α .



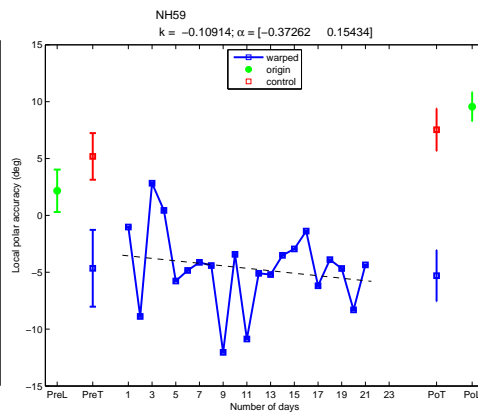
NH59, QE-MI



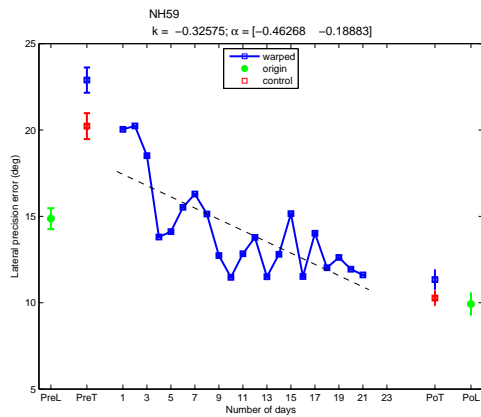
NH59, QE-MA



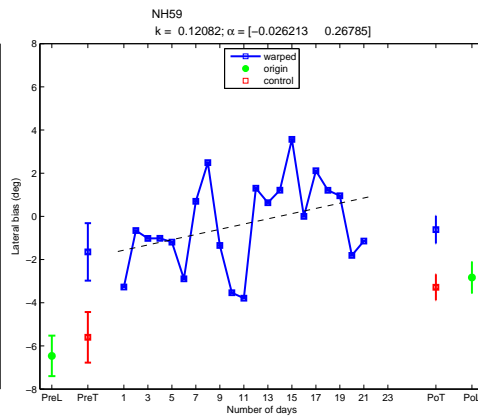
NH59, LPPE



NH59, LPB

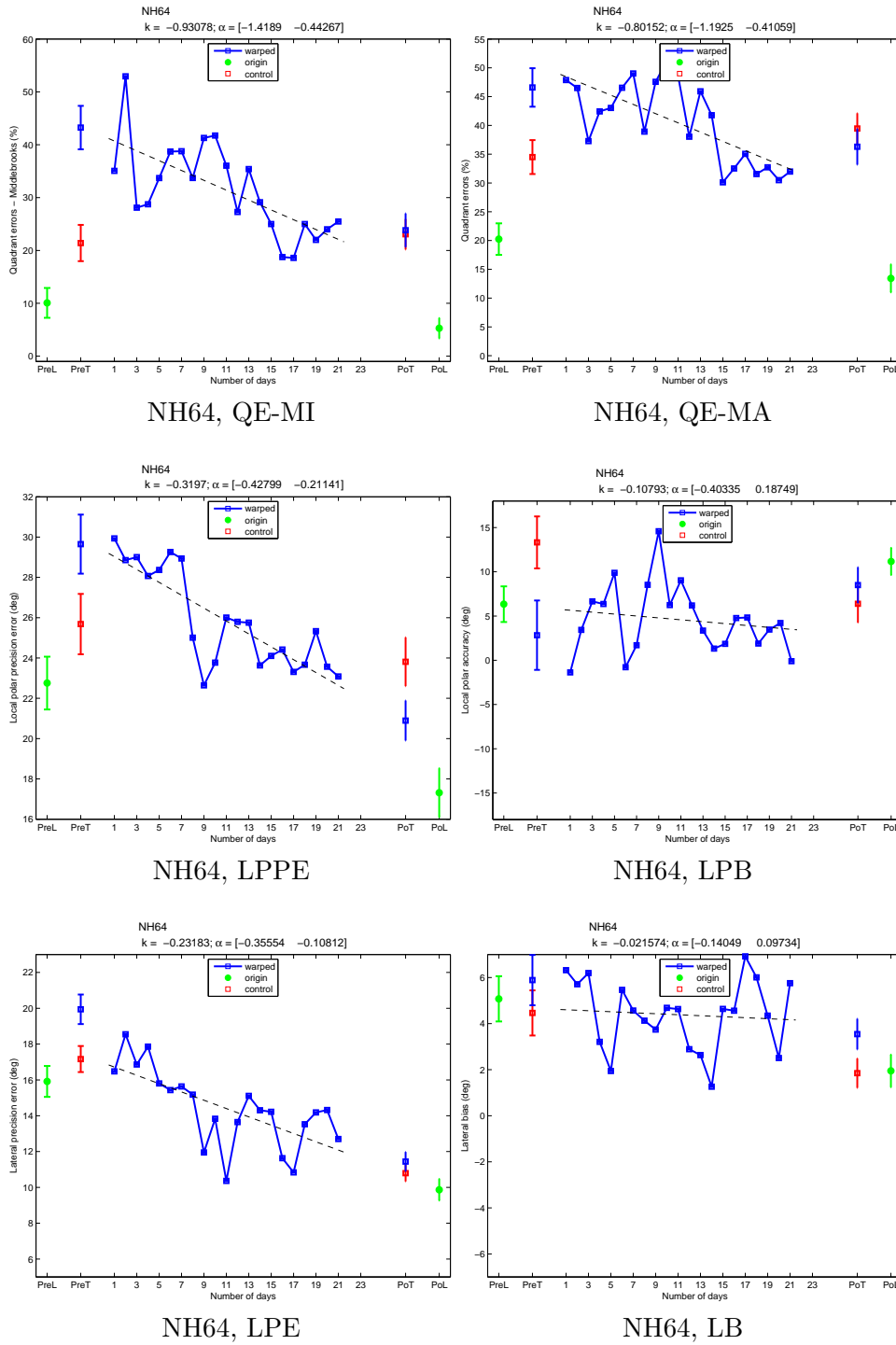


NH59, LPE

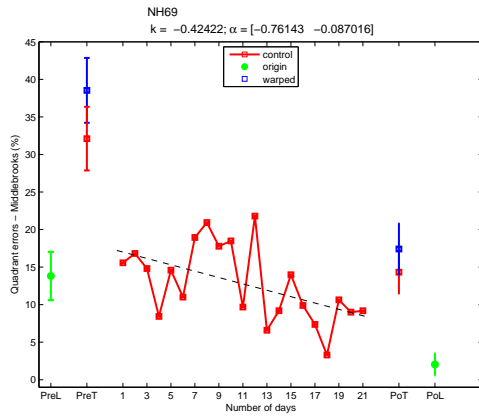


NH59, LB

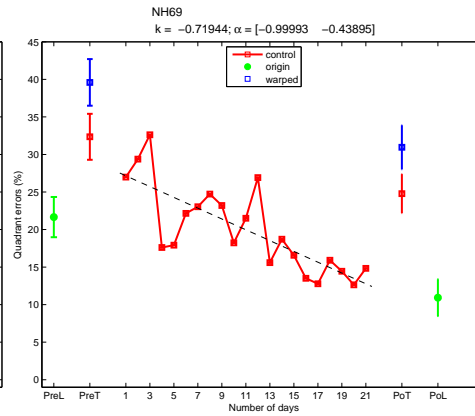
Individuelle polare und laterale mittlere Fehler (Tabelle 4.3) des 21-tägigen Trainings inklusive der mittleren Fehler und Standardabweichungen (mittels Bootstrapping ermittelt) des Pre/Post-Tests (PreT/PoT) und des Pre/Post-Trainings (PreL/PoL). Rot: bandbegrenzte unkomprimierte DTF, blau: frequenzkomprimierte DTF, grün: breitbandige, originale DTF. Kreis (ausgefüllt): breitbandige DTF, Quadrat (nicht ausgefüllt): modifizierte DTF. Strichlierte Gerade: mittels linearer Regression bestimmte Regressionsgerade und deren Steigung k inklusive des Konfidenzintervalles α .



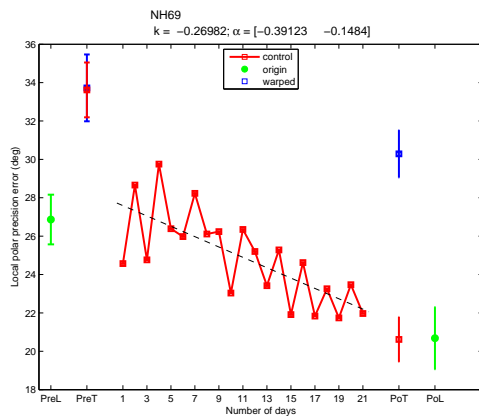
Individuelle polare und laterale mittlere Fehler (Tabelle 4.3) des 21-tägigen Trainings inklusive der mittleren Fehler und Standardabweichungen (mittels Bootstrapping ermittelt) des Pre/Post-Tests (PreT/PoT) und des Pre/Post-Trainings (PreL/PoL). Rot: bandbegrenzte unkomprimierte DTF, blau: frequenzkomprimierte DTF, grün: breitbandige, originale DTF. Kreis (ausgefüllt): breitbandige DTF, Quadrat (nicht ausgefüllt): modifizierte DTF. Strichlierte Gerade: mittels linearer Regression bestimmte Regressionsgerade und deren Steigung k inklusive des Konfidenzintervalles α .



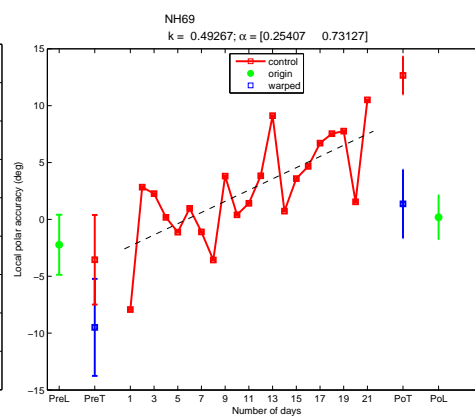
NH69, QE-MI



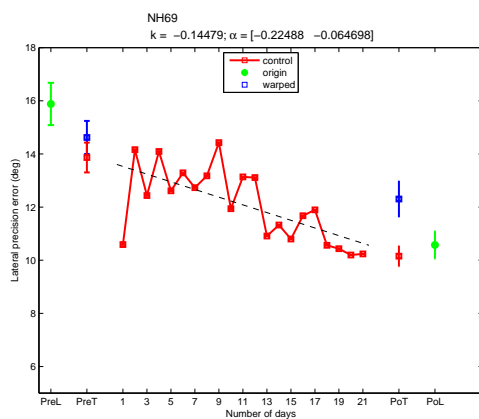
NH69, QE-MA



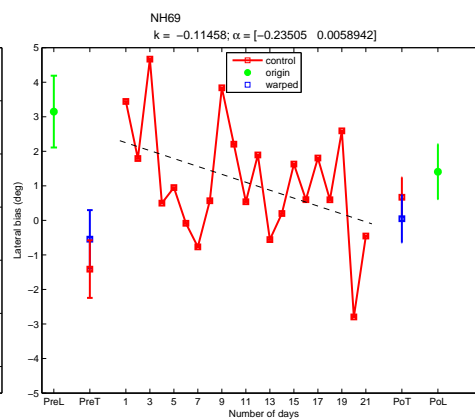
NH69, LPPE



NH69, LPB

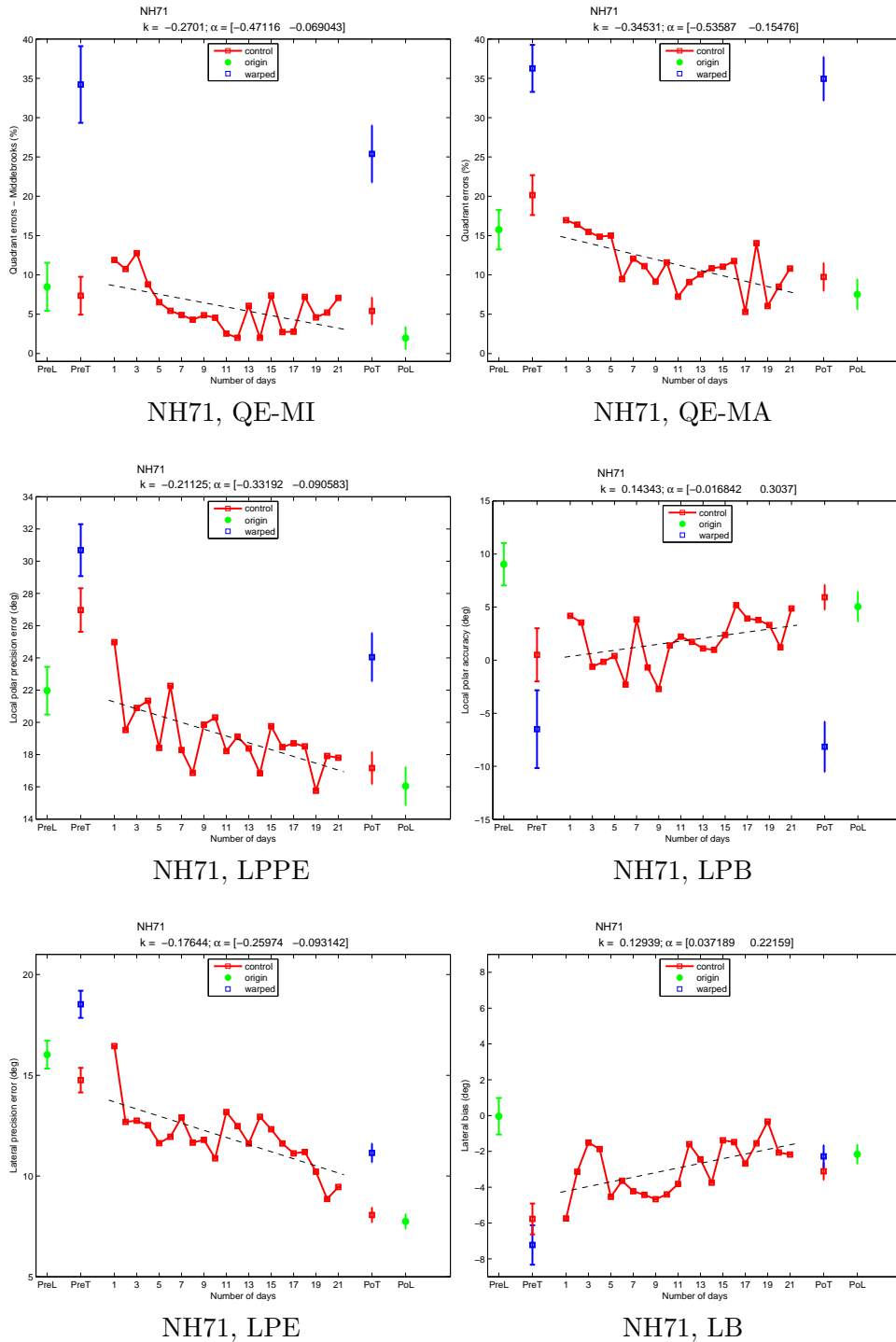


NH69, LPE

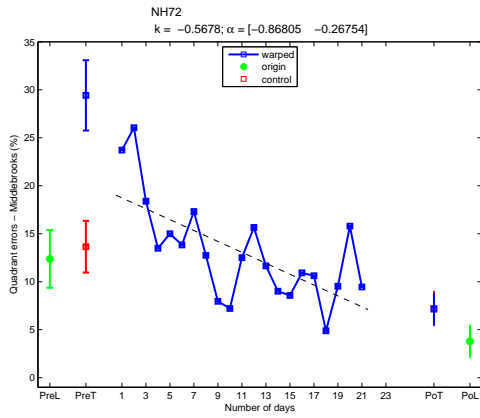


NH69, LB

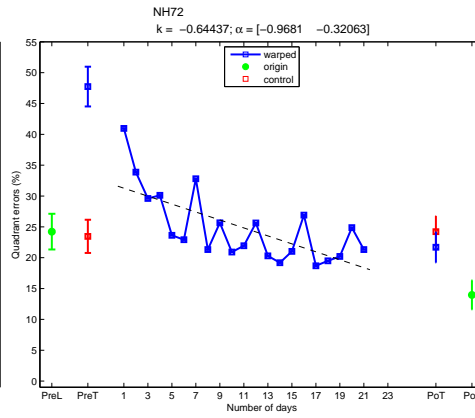
Individuelle polare und laterale mittlere Fehler (Tabelle 4.3) des 21-tägigen Trainings inklusive der mittleren Fehler und Standardabweichungen (mittels Bootstrapping ermittelt) des Pre/Post-Tests (PreT/PoT) und des Pre/Post-Trainings (PreL/PoL). Rot: bandbegrenzte unkomprimierte DTF, blau: frequenzkomprimierte DTF, grün: breitbandige, originale DTF. Kreis (ausgefüllt): breitbandige DTF, Quadrat (nicht ausgefüllt): modifizierte DTF. Strichlierte Gerade: mittels linearer Regression bestimmte Regressionsgerade und deren Steigung k inklusive des Konfidenzintervalles α .



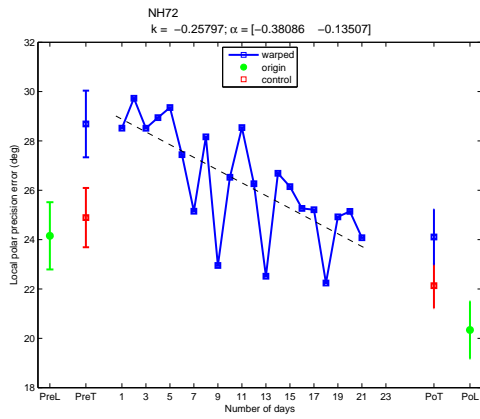
Individuelle polare und laterale mittlere Fehler (Tabelle 4.3) des 21-tägigen Trainings inklusive der mittleren Fehler und Standardabweichungen (mittels Bootstrapping ermittelt) des Pre/Post-Tests (PreT/PoT) und des Pre/Post-Trainings (PreL/PoL). Rot: bandbegrenzte unkomprimierte DTF, blau: frequenzkomprimierte DTF, grün: breitbandige, originale DTF. Kreis (ausgefüllt): breitbandige DTF, Quadrat (nicht ausgefüllt): modifizierte DTF. Strichlierte Gerade: mittels linearer Regression bestimmte Regressionsgerade und deren Steigung k inklusive des Konfidenzintervalles α .



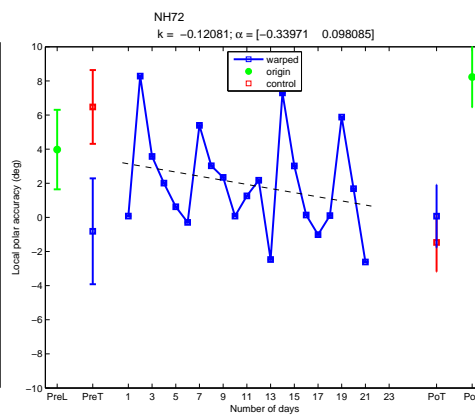
NH72, QE-MI



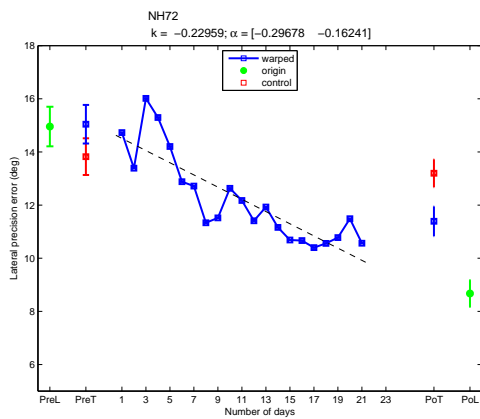
NH72, QE-MA



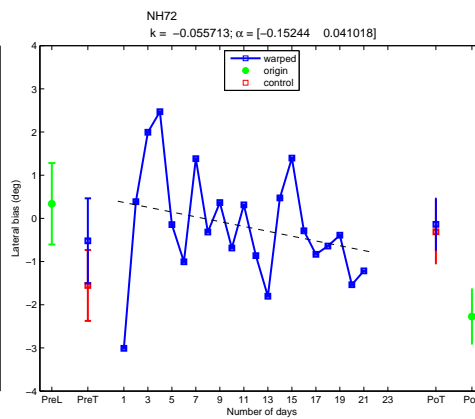
NH72, LPPE



NH72, LPB



NH72, LPE

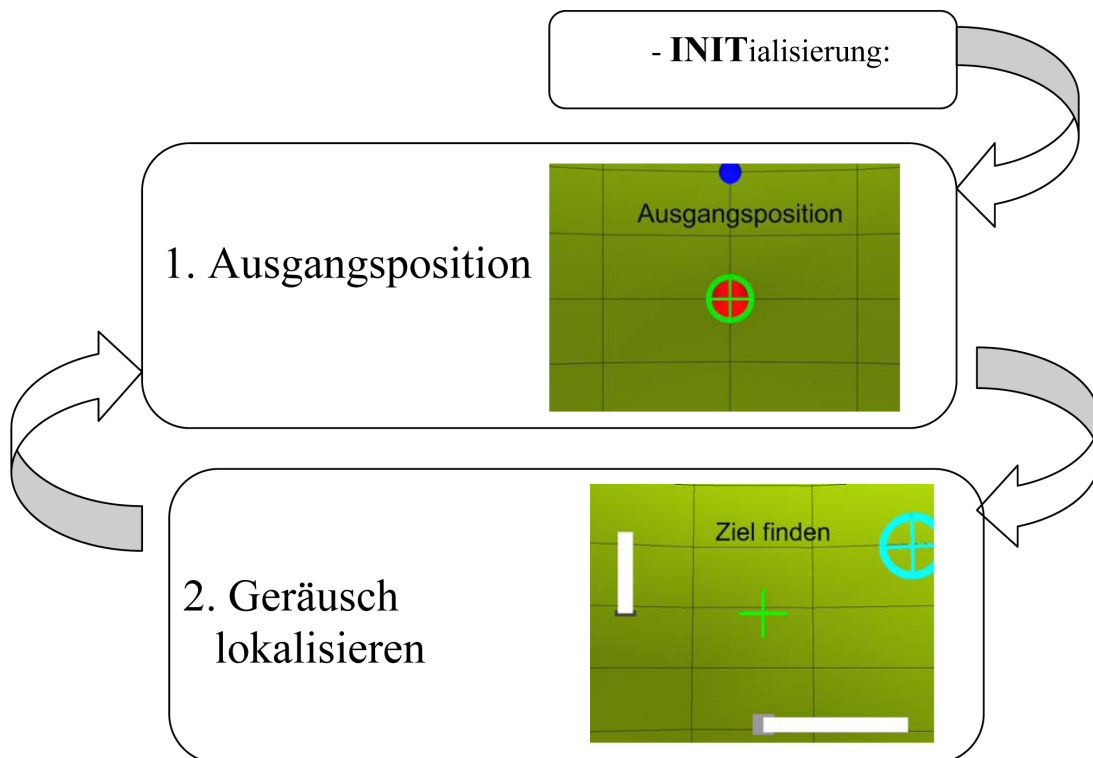


NH72, LB

Individuelle polare und laterale mittlere Fehler (Tabelle 4.3) des 21-tägigen Trainings inklusive der mittleren Fehler und Standardabweichungen (mittels Bootstrapping ermittelt) des Pre/Post-Tests (PreT/PoT) und des Pre/Post-Trainings (PreL/PoL). Rot: bandbegrenzte unkomprimierte DTF, blau: frequenzkomprimierte DTF, grün: breitbandige, originale DTF. Kreis (ausgefüllt): breitbandige DTF, Quadrat (nicht ausgefüllt): modifizierte DTF. Strichlierte Gerade: mittels linearer Regression bestimmte Regressionsgerade und deren Steigung k inklusive des Konfidenzintervalles α .

A.6 Experimentelle Instruktionen

Pre/PostTest – Instruktionen-Versuchsperson:



Training – Instruktionen Versuchsperson:

- INITialisierung:

1. Ausgangsposition

2. Geräusch
lokalisieren,
Richtung zeigen3. tatsächliche
Position finden,
MERKEN4. Ausgangsposition
identische Position,
identisches Geräusch5. Geräusch lokalisieren
+ Würfel finden

Anhang B

Referenzdaten

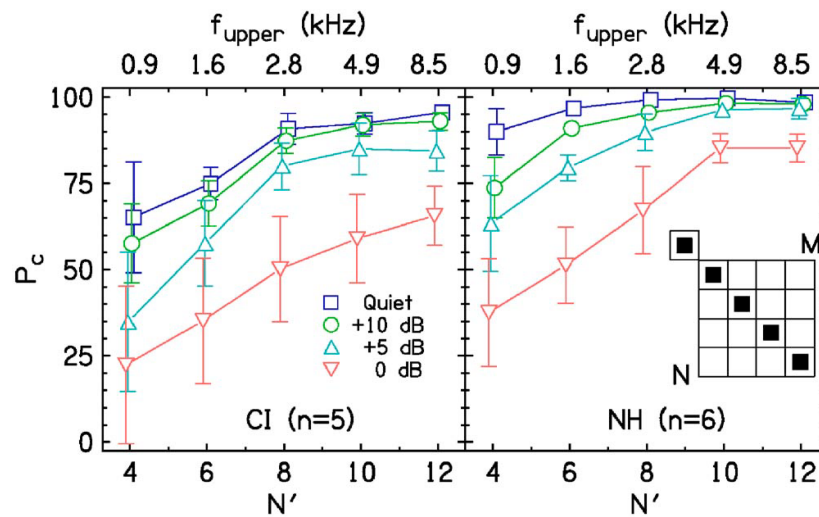


Abbildung B.1: Prozent korrekte Antworten als Funktion der, durch die Anzahl der Kanäle bestimmten Frequenz und des Rauschpegels in Ruhe und bis 10 dB-SNR. Links: Fünf CI-Träger, rechts: Normalhörende Versuchspersonen, aus Goupell et al. (2008)

Individual insertion angles for all electrode contacts

	COMBI 40+ M					PULSAR ¹⁰⁰ FLEX ^{SOFT}								
	S3	S4	S5	S6	S7	S1	S2	S8	S9	S10	S11	S12	S13	S14
E1	617	447	639	574	640	638	758	565	670	644	733	645	579	635
E2	556	376	568	520	558	532	668	502	590	574	638	682	506	529
E3	495	317	503	466	482	454	599	430	516	521	556	589	434	457
E4	438	271	444	413	419	386	517	362	431	437	473	505	379	398
E5	380	227	388	362	359	323	435	314	358	354	393	414	308	341
E6	334	188	345	321	324	275	364	272	299	296	331	353	272	291
E7	294	150	304	286	290	227	313	228	257	254	279	297	217	242
E8	256	117	268	248	254	178	264	186	208	210	226	246	170	192
E9	218	89	227	214	218	134	213	142	151	175	171	191	123	145
E10	180	63	179	177	179	90	159	103	103	131	122	140	80	104
E11	145	39	140	146	149	51	112	66	69	90	73	99	46	65
E12	109	35	107	115	112	31	71	36	36	57	41	69	25	38

Abbildung B.2: Individuelle Insertionswinkel für alle Elektroden, aus Vermeire et al. (2008)

Angle of rotation from round window	OC (Kawano)	OC (Stakhovskaya)	SG (Stakhovskaya)
0	20,346	17,857	17,225
90	7260	6501	6193
180	3240	3239	3174
270	1692	1659	1539
360	979	920	785
450	599	601	550
540	371	407	366
630	223	263	215
720	122	152	58
810	52	86	
900	6	44	

Abbildung B.3: Mittlere Frequenzen entlang SG und OC, bezogen auf Kawano et al. (1996) und Stakhovskaya et al. (2007), aus Vermeire et al. (2008)

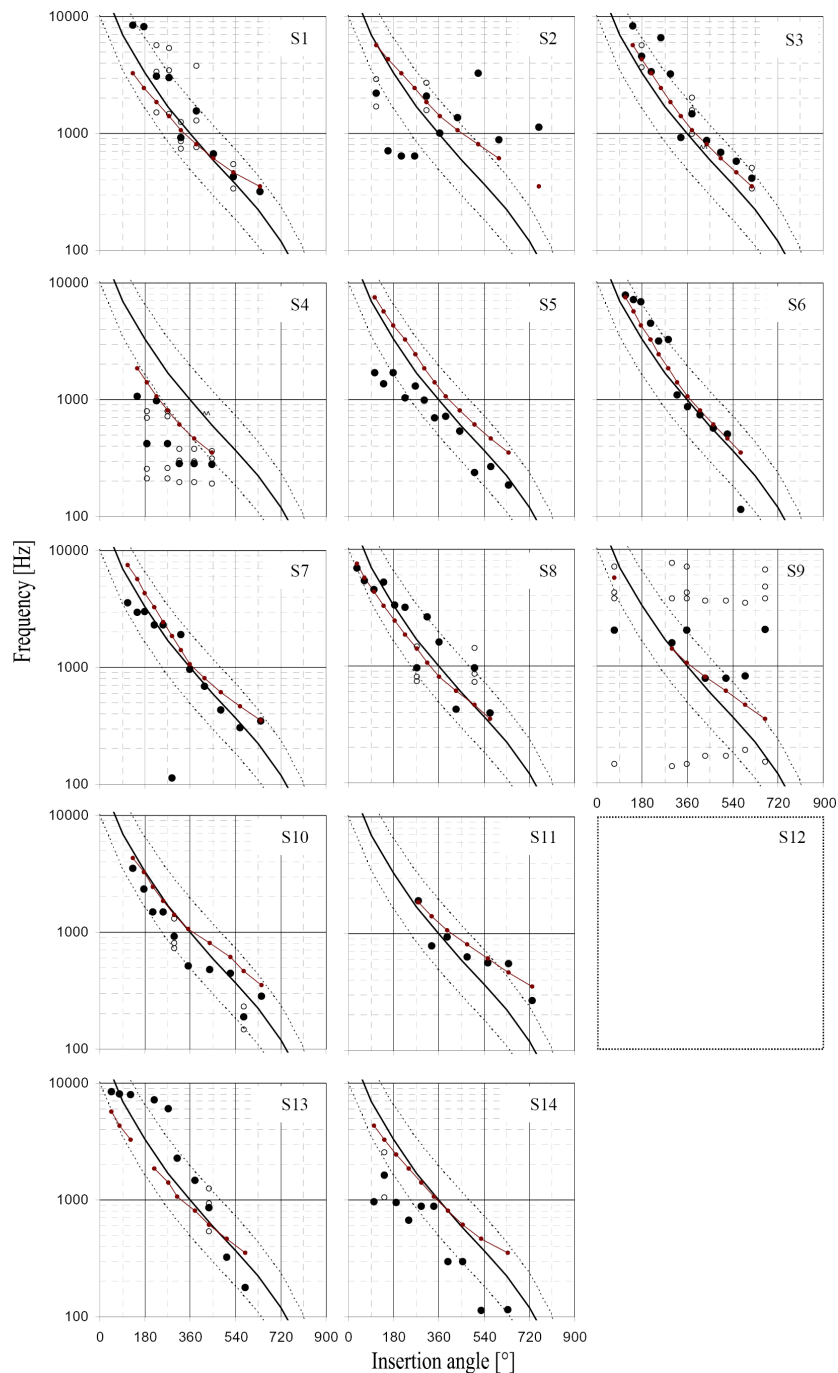


Abbildung B.4: Individuelle tonotopie Funktion bei elektrischer Stimulation der VPn S1-S14 (mit Ausnahme von VP S12) mit gesundem kontralateralem Ohr und Verwendung der MED-EL Elektroden COMBI 40+ M, $PULSAR_{CI}^{100}$ und $FLEX^{SOFT}$, aus Vermeire et al. (2008). Die wahrgenommene Tonhöhe ist als Funktion des Insertionswinkels dargestellt. Offene Kreise zeigen multiple Verknüpfungen zwischen elektrischer und akustisch wahrgenommener Tonhöhe. Ausgefüllte Kreise zeigen den geometrischen Mittelwert an. Die Greenwood-Funktion ist als durchgezogene Linie dargestellt, die strichlierten Linien zeigen eine Bandbreite von einer Oktave. Die kleinen Kreise ergeben sich aus den charakteristischen Frequenzen der Elektroden.

Referenzen

- Algazi, V. R., Duda, R. O., Duralswami, R., Gumerov, N. A., und Tang, Z. (2002). Approximating the head-related transfer function using simple geometric models of the head and torso. *J. Acoust. Soc. Am.*, 112(5 Pt 1):2053–2064.
- Alves-Pinto, A. und Lopez-Poveda, A. (2008). Psychophysical assessment of the level-dependent representation of high-frequency spectral notches in the peripheral auditory system. *J. Acoust. Soc. Am.*, pages 409–421.
- Batschelet, E. (1981). *Circular statistics in Biology*. Academic Press, London.
- Baumann, U. und Nobbe, A. (2004). Pitch ranking with deeply inserted electrode arrays. *Ear and Hearing*, 25:275–283.
- Baumann, U. und Nobbe, A. (2006). The cochlear implant electrode-pitch function. *Hearing Research*, 213:34–42.
- Begault, D., Wenzel, E., und Anderson, M. (2001). Direct comparison of the impact of head tracking, reverberation, and individualized head-related transfer functions on the spatial perception of a virtual speech source. *J. Audio. Eng. Soc.*, 49:904–916.
- Bernstein, L. (2001). Auditory processing of interaural timing information: new insights. *J. Neurosci. Res.*, 66(6):1035–1046.
- Blamey, P. J., Dooley, G. J., Parisi, E. S., und Clark, G. M. (1996). Pitch comparisons of acoustically and electrically evoked auditory sensations. *Hearing Research*, 99 (1-2):139–150.
- Blauert, J. (1997). *Spatial hearing, 2nd edition*. MIT-Press, Cambridge, MA.
- Blauert, J. und Braasch, J. (2008). *Räumliches Hören*, chapter 3. Springer Verlag, Berlin, Heidelberg.

- Boëx, C., Baud, L., Cosendai, G., Sigrist, A., Kós, M.-I., und Pelizzone, M. (2006). Acoustic to electric pitch comparisons in cochlear implant subjects with residual hearing. *Journal of the Association for Research in Otolaryngology*, 7:110–124.
- Carlyon, R., Macherey, O., Frijns, J., Dauman, R., Kalkman, R., Boyle, P., Baguley, D., Briggs, J., Deeks, J., Briaire, J., Barreau, X., und Axon, P. (2009). Pitch matching between acoustic and electric stimulation by cochlear implant patients with normal hearing in the unimplanted ear. Lake Tahoe, CA. Conference on Implantable Auditory Prostheses, California.
- Cohen, L. T., Richardson, L. M., Saunders, E., und Cowan, R. S. C. (2003). Spatial spread of neural excitation in cochlear implant recipients: comparison of improved ecap method and psychophysical forward masking. *Hear Res*, 179(1-2):72–87.
- Djourno, A. und Eyries, C. (1957). Prothèse auditive par excitation électrique à distance du nerf sensoriel à l'aide d'un bobinage inclus à demeure. *Presse Méd.*, 65:1417–1423.
- Dorman, M. F., Spahr, T., Gifford, R., Loiselle, L., McKarns, S., Holden, T., Skinner, M., und Finley, C. (2007). An electric frequency-to-place map for a cochlear implant patient with hearing in the nonimplanted ear. *Journal of the Association for Research in Otolaryngology*, 8:234–240.
- Gelfand, S. A. (1997). *Essentials of Audiology*. Thieme Medical Publishers, New York, U.S.A.
- Goupell, M. J., Laback, B., Majdak, P., und Baumgartner, W.-D. (2008). Effects of upper-frequency boundary and spectral warping on speech intelligibility in electrical stimulation. *J. Acoust. Soc. Am.*, 123(4):2295–2309.
- Goupell, M. J., Majdak, P., und Laback, B. (2010). Median-plane sound localization as a function of the number of spectral channels using a channel vocoder. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 127(2):990–1001.
- Greenwood, D. D. (1961). Critical bandwidth and the frequency coordinates of the basilar membrane. *J. Acoust. Soc. Am.*, 33(10):1344–1356.
- Greenwood, D. D. (1990). A cochlear frequency-position function for several species—29 years later. *J. Acoust. Soc. Am.*, 87(6):2592–2605.
- Hartmann, W. M. und Wittenberg, A. (1996). On the externalization of sound images. *J. Acoust. Soc. Am.*, 99(6):3678–3688.

- Hebrank, J. und Wright, D. (1974). Spectral cues used in the localization of sound sources on the median plane. *J. Acoust. Soc. Am.*, 56(6):1829–1834.
- Heffner, H. E. und Heffner, R. S. (2005). The sound-localization ability of cats. *J Neurophysiol*, 94(5):3653–3658.
- Henning, G. B. (1974). Detectability of interaural delay in high-frequency complex waveforms. *J. Acoust. Soc. Am.*, 55(1):84–90.
- Hofman, P. und Van Opstal, A. (2003). Binaural weighting of pinna cues in human sound localization. *Exp Brain Res*, pages 458–470.
- Hofman, P. M., Van Riswick, J. G., und Van Opstal, A. J. (1998). Relearning sound localization with new ears. *Nat Neurosci*, 1(5):417–421.
- Iida, K., Motokuni, I., Itagaki, A., und Morimoto, M. (2007). Median plane localization using a parametric model of the head-related transfer function based on spectral cues. *Applied Acoustics*, 68:835–850.
- James, C., Blamey, P., Shallop, J., Incerti, P., und Nicholas, A. (2001). Contralateral masking in cochlear implant users with residual hearing in the non-implanted ear. *Audiol. Neurootol.*, 6(2):87–97.
- Kemp, D. T. (2002). Otoacoustic emissions, their origin in cochlear function. *British Medical Bulletin*, 63:223–241.
- Ketten, D. R., Skinner, M. W., Wang, G., Vannier, M. W., Gates, G. A., und G., N. J. (1998). In vivo measures of cochlear length and insertion depth of nucleus cochlear implant electrode arrays. *The Annals of otology, rhinology and laryngology. Supplement*, 175:1–16.
- Kistler, D. und Wightman, F. (1992). A model of head-related transfer functions based on principal components analysis and minimum-phase reconstruction. *J. Acoust. Soc. Am.*, 91(3):1637–1647.
- Knudsen, E. I., Esterly, S. D., und F., K. P. (1984a). Monaural occlusion alters sound localization during a sensitive period in the barn owl. *The Journal of Neuroscience*, 4:1001–1011.
- Knudsen, E. I., F., K. P., und Esterly, S. D. (1984b). A critical period for the recovery of sound localization accuracy following monaural occlusion in the barn owl. *The Journal of Neuroscience*, 4:1012–1020.

- Kollmeier, B. (2010). <http://medi.uni-oldenburg.de>, 12. April, 2010.
- Kuhn, G. F. (1977). Model for the interaural time differences in the azimuthal plane. *J. Acoust. Soc. Am.*, 62:157–167.
- Kulkarni, A. und Colburn, H. S. (1998). Role of spectral detail in sound-source localization. *Nature*, 396(6713):747–749.
- Kulkarni, A., Isabelle, S. K., und Colburn, H. S. (1999). Sensitivity of human subjects to head-related transfer-function phase spectra. *J. Acoust. Soc. Am.*, 105(5):2821–2840.
- Laback, B. (2005). Spectral cues in auditory localization with cochlear implants. Antrag für FWF-Projekt: # P17805-B15.
- Laback, B. (2006). Psychoakustik 2, Skriptum zur Vorlesung.
- Laback, B., Zimmermann, I., und Majdak, P., editors (2009). *Perception of interaural time differences in electric and acoustic hearing*. proceedings of the Int. Symposium on Auditory and Audiological Research, Helsingør.
- Leake, P. A. und Rebscher, S. J. (2004). Anatomical considerations and long-term effects of electrical stimulation. *Auditory Prostheses*, pages 101–148.
- Loizou, P. C. (1998). Mimicking the human ear. *IEEE Signal Processing Magazine*, September 1998:101–130.
- Macpherson, E. und Middlebrooks, J. (2002). Listener weighting of cues for lateral angle: The duplex theory of sound localization revisited. *J. Acoust. Soc. Am.*, 111 (5):2219–2236.
- Majdak, P. (2002). Cues on hrtf. Interne Präsentation.
- Majdak, P. (2003). Algorithmen in akustik und computermusik. Skriptum zur Vorlesung.
- Majdak, P., Balazs, P., und Laback, B. (2007). Multiple exponential sweep method for fast measurement of head-related transfer functions. *J. Audio. Eng. Soc.*, 55:623–637.
- Majdak, P., Goupell, und M. J. Laback, B. (2010). 3-d localization of virtual sound sources: Effects of visual environment, pointing method, and training. *Attention, Perception and Psychophysics*, pages 454–469.
- Majdak, P., Laback, B., und Goupell, M. J., editors (2009). *3-D sound localization in cochlear-implant listeners*. 14th Conference on Implantable Auditory Prostheses (CIAP).

- Middlebrooks, J. und Green, D. (1990). Directional dependence of interaural envelope delays. *J. Acoust. Soc. Am.*, 87(5):2149–2162.
- Middlebrooks, J. C. (1999). Virtual localization improved by scaling nonindividualized external-ear transfer functions in frequency. *J. Acoust. Soc. Am.*, 106:1493–1510.
- Møller, H., Sørensen, M. F., Hammershøi, D., und Jensen, C. B. (1995). Head-related transfer functions of human subjects. *J Audio Eng Soc*, 43:300–321.
- Moore, B. C. J. (1995). *Perceptual Consequences of Cochlear Damage*. Oxford University Press, United States of America.
- Moore, B. C. J., Oldfield, S. R., und Dooley, G. J. (1989). Detection and discrimination of spectral peaks and notches at 1 and 8 khz. *J. Acoust. Soc. Am.*, pages 820–836.
- Morimoto, M. und Aokata, H. (1984). Localization cues in the upper hemisphere. *J. Acoust. Soc. Jpn. (E)*, 5:165–173.
- Niemitz, C., Nibbrig, M., und Zacher, V. (2007). Human ears grow throughout the entire lifetime according to complicated and sexually dimorphic patterns—conclusions from a cross-sectional analysis. *Anthropol. Anz.*, 65(4):391–413.
- Oldfield, S. und Parker, S. (1984). Acuity of sound localisation: a topography of auditory space. i. normal hearing conditions. *Perception*, 13:581–600.
- Oldfield, S. und Parker, S. (1986). Acuity of sound localisation: a topography of auditory space. iii. monaural hearing conditions. *Perception*, 15(1):67–81.
- Perrett, S. und Noble, W. (1997). The effect of head rotations on vertical plane sound localization. *J. Acoust. Soc. Am.*, 102(4):2325–2332.
- Pickles, J. O. (2008). *An introduction to the physiology of hearing*. Emerald Group, United Kingdom.
- Schatzer, R., Vermeire, K., Heyning, P. v., Voormolen, M., Visser, D., Krenmayr, A., Kals, M., und Zierhofer, C. (2009). A tonotopic map of the electrically stimulated cochlea from ci users with contralateral normal hearing. Lake Tahoe, CA. Conference on Implantable Auditory Prostheses, California.
- Shaw, E. und Teranishi, R. (1968). Sound pressure generated in an external-ear replica and real human ears by a nearby point source. *J. Acoust. Soc. Am.*, 44:240–249.

- Stakhovskaya, O., Sridhar, D., Bonham, B. H., und Leake, P. A. (2007). Frequency map for the human cochlear spiral ganglion: Implications for cochlear implants. *Journal of the Association for Research in Otolaryngology*, 8:220–233.
- Van Wanrooij, M. und Van Opstal, A. (2004). Contribution of head shadow and pinna cues to chronic monaural sound localization. *J Neurosci*, 24:4163–4171.
- Van Wanrooij, M. und Van Opstal, A. (2005). Relearning sound localization with a new ear. *J Neurosci*, 25(22):5413–5424.
- Vermeire, K., Nobbe, A., Schleich, P., Nopp, P., Voormolen, M. H., und Heyning, P. H. V. d. (2008). Neural tonotopy in cochlear implants: An evaluation in unilateral cochlear implant patients with unilateral deafness and tinnitus. *Hearing Research*, 245:98–106.
- von Békésy, G. (1949). On the resonance curve and the decay period at various points on the cochlear partition. *J. Acoust. Soc. Am.*, 21:245–254.
- Wada Laboratory, T. U. (2003). <http://www.wadalab.mech.tohoku.ac.jp>, 3. April, 2010.
- Wightman, F. und Kistler, D. (1998). Of vulcan ears, human ears and 'earprints'. *Nat Neurosci*, 1(5):337–339.
- Wightman, F. L. und Kistler, D. J. (1992). The dominant role of low-frequency interaural time differences in sound localization. *J. Acoust. Soc. Am.*, 91(3):1648–1661.
- Wightman, F. L. und Kistler, D. J. (1997a). *Factors affecting the relative salience of sound localization cues*, chapter 1, pages 1–23. Lawrence Erlbaum Associates, Mahwah, NJ.
- Wightman, F. L. und Kistler, D. J. (1997b). Monaural sound localization revisited. *J. Acoust. Soc. Am.*, 101:1050–1063.
- Wilson, B. S., Finley, C. C., Lawson, D. T., Wolford, R. D., Eddington, D. K., und Rabinowitz, W. M. (1991). Better speech recognition with cochlear implants. *Nature*, 352(6332):236–238.
- Zahorik, P., Bangayan, P., Sundareswaran, V., Wang, K., und Tam, C. (2006). Perceptual recalibration in human sound localization: learning to remediate front-back reversals. *J. Acoust. Soc. Am.*, 120(1):343–359.
- Zeng, F.-G., Rebscher, S., Harrison, W., Sun, X., und Feng, H. (2008). Cochlear implants: system design, integration, and evaluation. *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, 1:115–141.