

Aus der Abteilung für Experimentelle Audiologie
der Medizinischen Fakultät
der Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg

Die Rolle von Pegelschwankungen bei der binauralen spektralen Verarbeitung

Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades

Dr. med.

(doctor medicinae)

an der Medizinischen Fakultät
der Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg

vorgelegt von Dr. rer. nat. Marc Jürgen Nitschmann
aus Preetz
Magdeburg 2019

Bibliographische Beschreibung

Nitschmann, Marc Jürgen:

Die Rolle von Pegelschwankungen bei der binauralen spektralen Verarbeitung. – 2019 – 51 Bl., 4 Abb.

Kurzreferat

In den zwei dieser Arbeit zu Grunde liegenden psychoakustischen Versuchen werden Aspekte der binauralen Verarbeitung durch das menschliche Gehör bei schmalbandigem Rauschverdeckter und zu detektierenden Signalen außerhalb des Frequenzbereichs des Rauschverdeckers untersucht. Im ersten Versuch werden Detektionsschwellen für diotische und dichotische Tonsignale für Signaldauern von 12 und 600 ms in einem Verdeckungsmuster-Versuch ermittelt und mit Simulationsergebnissen desselben Versuchs verglichen. Die Simulationen zeigen, dass der Effekt der Signaldauer auf den binauralen Gewinn im Falle eines spektral nicht im Verdeckter liegenden Signals im wesentlichen auf Schwebungen beruht, die nur in der monauralen Detektion bei langen Signaldauern genutzt werden können. Im zweiten Versuch wird die Kombination von binauralen Merkmalen und Modulationsmerkmalen untersucht. Dazu werden Detektionsschwellen für ein durch ein diotisches Schmalbandrauschen verdecktes Schmalbandrauschen gemessen und dabei die Korrelation der Einhüllenden der Rauschen, die interaurale Phasendifferenz des Zielrauschens sowie der Abstand der Mittenfrequenzen der Rauschbänder variiert. Die Differenz der Schwellen zwischen Bedingungen mit komodulierten und unkorrelierte Einhüllenden von Zielrauschen und Verdeckter hing weder von der Mittenfrequenz des Zielrauschens noch von der interauralen Korrelation ab. Dies deutet darauf hin, dass binaurale Merkmale und Modulationsmerkmale unabhängig voneinander verarbeitet werden.

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis	vii
1 Allgemeine Einführung	1
2 Simulation binauraler Verdeckungsmuster mit kurzen und langen Signalen	9
2.1 Zusammenfassung	9
2.2 Einführung	9
2.3 Methoden	12
2.3.1 Messungen	12
2.3.2 Simulationen	13
2.4 Ergebnisse und Diskussion	14
2.5 Dank	20
3 Komodulationsverschlechterung und binauraler Gewinn	21
3.1 Zusammenfassung	21
3.2 Einführung	21
3.3 Methoden	23
3.4 Ergebnisse und Diskussion	25
3.5 Dank	29
4 Zusammenfassung und Ausblick	31
Glossar	33

Abkürzungsverzeichnis

2-AFC	<i>2-alternative forced choice</i> (2-Antwortmöglichkeiten-Zwangwahlverfahren)
3-AFC	<i>3-alternative forced choice</i> (3-Antwortmöglichkeiten-Zwangwahlverfahren)
3-IFC	<i>3-interval forced choice</i> (3-Intervall-Zwangwahlverfahren)
ANOVA	<i>analysis of variance</i> (Varianzanalyse)
BMLD	<i>binaural masking-level difference</i> (Binauraler Gewinn)
CDD	<i>comodulation detection difference</i> (Komodulationsverschlechterung)
CM	' <i>comodulated</i> ' (komodulierte Versuchsbedingung)
CMR	<i>comodulation masking release</i> (Komodulationsgewinn)
EC	<i>equalization cancellation</i>
FC	<i>forced choice</i> (Zwangwahlverfahren)
ERB	<i>equivalent rectangular bandwidth</i>
N_0	diotischer Rauschverdeckter
N_0S_0	diotisches Zielsignal in diotischem Rauschverdeckter
N_0S_π	interaural gegenphasiges Zielsignal in diotischem Rauschverdeckter
S_0	diotisches Zielsignal
S_π	interaural gegenphasiges Zielsignal
UC	' <i>uncorrelated</i> ' (unkorrelierte Versuchsbedingung)

Siehe auch das Glossar auf Seite 33 im Anhang.

1 Allgemeine Einführung

Eine fundamentale Eigenschaft des Gehörs ist die Fähigkeit, Frequenzen zu unterscheiden. Ohm (1843) formulierte eine Theorie, derzufolge das menschliche Gehör einfallenden Schall im Sinne einer Fourier-Analyse in Sinusschwingungen zerlegt. Helmholtz (1863) bestätigte diese Theorie in seinen Untersuchungen.

Eine Übersicht über den gesamten Frequenzbereich des menschlichen Hörvermögens vor allem hinsichtlich der Ruhehörschwellen liefert ein Tonaudiogramm. Das Tonaudiogramm gehört zu den Standarduntersuchungen der klinischen Hörprüfung. Es liefert in kurzer Messzeit einen meist hinreichend genauen Eindruck des seitengetrenten Hörvermögens für verschiedene Frequenzen. Bei der Messung wird der Pegel eines Sinustons so lange erhöht, bis die Versuchsperson angibt, den Ton gerade wahrzunehmen, oder, von überschwelligen Pegeln kommend, angibt, den Ton gerade nicht mehr wahrzunehmen. Diese als Békésy-Tracking bezeichnete Messmethode, hat, obwohl sie auch in der Psychoakustik öfters angewendet wurde und wird, bei dem Vorteil einer schnellen Messung den Nachteil eines subjektiven Kriteriums der Versuchsperson, bei welchem Pegel sie sich ihrer Hörwahrnehmung so sicher ist, dass sie die Wahrnehmung oder Nicht-mehr-Wahrnehmung eines Tones angibt. Zu dem Preis einer längeren Messzeit kann man dieses Kriterium eliminieren, indem man ein sogenanntes Zwangwahlverfahren (*Forced-choice (FC) procedure*) anwendet: Der Versuchsperson werden auf dem Bildschirm zeitlich nacheinander mehrere kurze Zeitintervalle angezeigt und zeitgleich wird in einem dieser Intervalle ein Ton dargeboten. Dadurch wird aus der mit dem unbekanntem Kriterium behafteten Ja/Nein-Entscheidung zur Tonwahrnehmung eine Entscheidung über die Nummer eines Zeitintervalls. Der Begriff des Zwangwahlverfahrens resultiert daher, dass die Versuchsperson unabhängig von ihrem Höreindruck immer eine der Antwortmöglichkeiten auswählen muss, auch wenn sie dabei eventuell raten muss.

Bei einem Zwangwahlverfahren wird in der Literatur oft die Anzahl der Intervalle angegeben: Beispielsweise bei drei Intervallen folglich ein Drei-Intervall-

1 Allgemeine Einführung

Zwangwahlverfahren (*3-Interval FC (3-IFC) procedure*). Meistens gibt es so viele Antwortmöglichkeiten (*Alternatives*) wie Intervalle, so dass man auch zum Beispiel von einem 3-Antwortmöglichkeiten-Zwangwahlverfahren (*3-Alternative FC (3-AFC) procedure*) sprechen kann. Hier muss die Versuchsperson nach einer Darbietung der (in diesem Fall drei) Intervalle, einem sogenannten „Trial“, eines der Intervalle auswählen. In seltenen Fällen werden in einem Trial mehr Intervalle dargeboten als anschließend zur Auswahl stehen, also etwa ein 4-Intervall-2-Antwortmöglichkeiten-Zwangwahlverfahren (*4-I 2-AFC procedure*)¹. Ein 3-AFC-Verfahren hat gegenüber einem ebenfalls denkbaren 2-AFC-Verfahren den Vorteil, dass die Versuchsperson vor allem bei einem komplizierten Versuch die Antwortmöglichkeit wählen kann, die sich von den beiden anderen unterscheidet; dies wiederum zum Preis einer geringfügig längeren Messzeit als bei einem 2-AFC-Verfahren.

Für die Steuerung des Pegels des zu detektierenden Tones gibt es verschiedene Methoden. Eine gängige Methode, die auch in dieser Arbeit angewendet wurde, ist das 2-down-1-up-Verfahren. Bei diesem Verfahren wird der Pegel nach zwei richtigen Antworten der Versuchsperson verringert und nach einer falschen Antwort der Versuchsperson erhöht. Dieses Verfahren ergibt einen Schätzwert für die Schwelle, bei dem die Wahrscheinlichkeit den Ton wahrzunehmen bei 70,7 % liegt (Levitt, 1971). Meist wird die Schrittweite der Pegelveränderung im Verlauf eines Messdurchgangs verringert, zum Beispiel nach jedem oberen Umkehrpunkt. Nach einigen Umkehrpunkten sollte dann, gleichbleibend konzentrierte Mitarbeit der Versuchsperson vorausgesetzt, der Bereich erreicht sein, in dem der Schwellenschätzwert zu erwarten ist. Dieser wird bei einer minimalen Schrittweite, die nicht weiter verringert wird (oft 1 dB) aus einer geraden Anzahl (oft sechs oder acht) oberer und unterer Umkehrpunkte durch Mittelung bestimmt. Diesen letzten Abschnitt eines Messdurchgangs bezeichnet man als Messphase. Aus den Schwellenschätzwerten mehrerer Messdurchgänge (oft drei) mit denselben Parametern errechnet man schließlich durch Mittelung einen endgültigen Schätzwert für die Schwelle dieser Versuchsperson.

Wichtig ist es, vor allem bei komplizierteren Versuchen als einer Messung der Ruhehörschwelle, systematische Verbesserungen der Schwelle über mehrere Messdurchgänge zu erfassen und so viele Wiederholungen der Messung durchzuführen, bis die Versuchsperson sich hinsichtlich ihrer Schwellenschätzwerte nicht mehr ver-

¹Ein solches Paradigma findet man etwa bei Bernstein *et al.* (2001).

bessert; denn es soll das Hörvermögen der Versuchsperson gemessen werden und nicht ihr Lernvermögen. Vor allem bei komplizierten Versuchen können die Ergebnisse der einzelnen Messdurchgänge stark voneinander abweichen oder die in der Messphase ermittelten oberen und unteren Umkehrpunkte deutlich voneinander abweichen. Hier gilt es einen Kompromiss zu finden, der einerseits ausreichend strenge Anforderungen stellt, aber andererseits die Messzeit nicht ausufern lässt. Ein möglicher Weg, Gültigkeitskriterien für Schwellenschätzwerte aufzustellen, wird bei Nitschmann *et al.* (2010) beschrieben: (i) Die Standardabweichung des Mittelwertes über die oberen und unteren Umkehrpunkte des Pegels in der Messphase soll kleiner als 3 dB sein. Andernfalls wird diese Schwellenmessung verworfen und erneut gemessen. (ii) Falls bei drei Messdurchgängen (aus denen der Schätzwert für die Schwelle ermittelt werden soll) der zweite Schwellenschätzwert mehr als 2 dB unterhalb des ersten und der dritte unterhalb des zweiten oder weniger als 20 % der Differenz von erstem und zweitem Schwellenschätzwert oberhalb des zweiten Schwellenschätzwertes liegt, wird von einem Lerneffekt ausgegangen. In diesem Fall wird der erste Schwellenschätzwert verworfen und ein weiterer Schwellenschätzwert ermittelt. (iii) Die Standardabweichung des Mittelwertes der Schwellenschätzwerte soll kleiner als 3 dB sein. Andernfalls wird der erste Schwellenschätzwert verworfen und ein weiterer Schwellenschätzwert ermittelt. Für jede Konstellation der Versuchsparameter wird solange gemessen, bis der Satz der Schwellenschätzwerte den Gültigkeitskriterien (i) bis (iii) genügt.

Das Tonaudiogramm gibt zwar einen brauchbaren Überblick über das Hörvermögen unter Laborbedingungen, ist aber eine denkbar unnatürliche Hörsituation; denn normalerweise ist das Gehör oft mehreren Schallquellen gleichzeitig ausgesetzt, die aus diversen Richtungen die verschiedenartigsten Schallsignale ausstrahlen. Für eine realitätsnähere Messung des Hörvermögens ist es also nötig, Schwellen nicht in Ruhe, sondern während der Darbietung anderer Schallsignale, sogenannter Verdeckter (*masker*), zu messen. Schwellen in einem derartigen Versuch mit Verdeckter nennt man auch Mithörschwellen. Erste Versuche zur Verdeckung von Tönen durch Töne stammen von Mayer (1876). Insbesondere beobachtete er auch die Verdeckung leiser Töne höherer Frequenz durch laute Töne tieferer Frequenz. Wegel und Lane (1924) prägten den Begriff des Verdeckungsaudiogramms (*masked audiogram*): Sie maßen ein Audiogramm während gleichzeitig ein Sinuston mit fester Frequenz und konstantem Pegel dargeboten wurde und die Wahrnehmung des Signaltones behinderte. Dadurch dass sowohl Verdeckter als

1 Allgemeine Einführung

auch Signal Sinustöne waren, ergaben sich von deren Frequenzverhältnis oder deren Differenzfrequenz abhängige Effekte (Schwebungen), die die Detektierbarkeit des Signaltones ebenfalls beeinflussten. Aus diesem Grund verwendeten Fletcher und Munson (1937) Schmalbandrauschen als Verdeckter. Egan und Hake (1950) zeigten Verdeckungsaudiogramme sowohl für Töne als auch für Schmalbandrauschen als Verdeckter und führten synonym zu Verdeckungsaudiogramm den Begriff Verdeckungsmuster (*masking pattern*) ein, der heute gebräuchlicher ist.

Mindestens seit Mayer (1876) ist bekannt, dass Töne in einem Frequenzbereich Töne in einem anderen Frequenzbereich in ihrer Wahrnehmbarkeit beeinflussen können. Systematische Versuche zu der Fragestellung, über welchen Frequenzbereich ein Rauschverdeckter die Wahrnehmbarkeit eines Tones beeinträchtigt, stammen von Fletcher (1940). Er bezeichnete den Frequenzbereich, in dem eine Beeinträchtigung der Wahrnehmbarkeit eines Tones stattfindet, als ein kritisches Band (*critical band*). In Anlehnung an die Vorarbeiten von Helmholtz (1863) schlug Fletcher (1940) vor, die Verarbeitung auf der Cochlea technisch als eine Filterbank bestehend aus sich überlappenden Bandpassfiltern zu beschreiben. Diese Filter werden als auditorische Filter (*auditory filters*) oder auf deutsch auch als Frequenzgruppen bezeichnet. Die Bandbreite dieser Filter, deutsch auch Frequenzgruppenbreite, war Gegenstand zahlreicher Studien, zunächst wie bei Fletcher (1940) in Form eines Bandbreitenversuchs (d. h. eines Versuchs, bei dem der Verdeckter in der Bandbreite variiert wird; siehe etwa Schafer *et al.*, 1950; Zwicker *et al.*, 1957; Swets *et al.*, 1962; Sever und Small, 1979; Hall *et al.*, 1983; van de Par und Kohlrausch, 1999), später unter anderem wegen Kritik an den unterschiedlich schnellen Fluktuationen eines Verdeckters mit steigender Bandbreite im Bandbreitenversuch (de Boer, 1962) meist in Form eines Bandstopversuchs (d. h. eines Versuchs mit Variation der Breite einer spektralen Lücke in einem Breitbandverdeckter; siehe etwa de Boer und Bos, 1962; Patterson, 1976; Hall *et al.*, 1983; Glasberg und Moore, 1990; Nitschmann und Verhey, 2013).

Für den oben genannten Fall eines Rauschbandes geringer oder großer Bandbreite gibt Rice (1954) eine Näherungsformel für die Anzahl N der Einhüllendenmaxima pro Sekunde des Rauschbandes mit $N = 0,6411(f_u - f_l)$ an; darin steht f_u für die obere Grenzfrequenz des Rauschbandes und f_l für die untere. Die Anzahl der Einhüllendenmaxima pro Sekunde steigt also linear mit der Bandbreite des Rauschens. Wegen der großen Zahl der Einhüllendenmaxima ergibt sich bei einem Breitbandrauschen ein homogener Höreindruck; bei einem Schmalbandrauschen

schen hingegen kann man die relativ langsamen Fluktationen der Einhüllenden des Rauschens als Pegelschwankungen wahrnehmen.

Mittels einer Filterbank lassen sich die Schwellen eines Verdeckungsmusters deuten (Moore und Glasberg, 1983, dort dargestellt in Abb./Fig. 3). Das dort dargestellte Erregungsmuster (*excitation pattern*) durch einen Ton bei 1 kHz korrespondiert mit den Schwellenkurven bei Egan und Hake (1950), mit den diotischen Schwellen bei Zwicker und Henning (1984) und Nitschmann und Verhey (2012). Egan und Hake (1950) haben Verdeckungsmuster für einen Ton und ein Schmalbandrauschen als Verdecker gemessen. Die Messungen mit einem Ton als Verdecker zeigen lokale Minima der gemessenen Schwellenkurve im Bereich der Verdeckerfrequenz und bei vielfachen der Verdeckerfrequenz. Hier ergibt sich durch die Schwebung zwischen Verdecker und tonalem Zielsignal eine weitere Information für das Gehör, ein sogenannter *Modulationscue* (im weiteren Text auf deutsch „Modulationsmerkmal“ genannt): Haben Zielsignal und tonaler Verdecker dieselbe Frequenz, dann gibt es je nach Phasendifferenz zwischen ihnen einen Pegelanstieg um bis zu 6 dB oder eine Auslöschung, welche beide die Detektion des Zielsignals stark erleichtern. Bei Frequenzunterschieden zwischen Zielsignal und tonalem Verdecker ergeben sich Schwebungen mit einer Frequenz, die durch die Differenz der Frequenzen zwischen Zielsignal und Verdecker gegeben ist und die bei geringen Frequenzunterschieden ebenfalls ein deutliches Modulationsmerkmal ergeben. Die Schwellenkurve eines Verdeckungsmusters mit einem Schmalbandrauschen als Verdecker anstelle eines Tones zeigt einen glatteren Verlauf mit einem Maximum etwa bei der Mittenfrequenz des Verdeckers. Derleth und Dau (2000) haben mit dem Modell von Dau *et al.* (1997b) und neueren Daten eines Verdeckungsmuster-Versuchs (Moore *et al.*, 1998) allerdings gezeigt, dass auch diese Daten nur mit einem Modell vorhergesagt werden können, wenn eine weitere Filterbank, eine sogenannte Modulationsfilterbank, in der Verarbeitung nachgeschaltet wird.

Seebeck (1846) hat als einer der ersten Versuche zur „Combination des rechten und linken Eindrucks“ beim Hören durchgeführt. Über 100 Jahre später hat Hirsh (1948) Mithörschwellen für Sinustöne in Rauschverdeckern gemessen und dabei alle interauralen Kombinationen von gleich- und gegenphasigen Sinustönen und Rauschverdeckern benutzt. Er berichtete die niedrigsten Schwellen, wenn Verdecker und Signalton entgegengesetzte interaurale Phasenbeziehungen haben. Licklider (1948) beobachtete eine deutliche Verbesserung der Sprachverständlichkeit, wenn in einem auf beiden Ohren gleichen Rauschverdecker ein interaural gegen-

1 Allgemeine Einführung

phasiges Sprachsignal dargeboten wurde. McFadden *et al.* (1972) wiederholten den Versuch von Wegel und Lane (1924) und ergänzten ihn durch eine Bedingung, in der ein interaural gegenphasiger Sinuston, abgekürzt als S_π , als Signal verdeckt durch einen gleichphasigen Sinuston bei 400 Hz detektiert werden musste. Binaurale Verdeckungsmuster mit Schmalbandrauschen als Verdecker wurden von Zwicker und Henning (1984) gemessen. Sie ermittelten Schwellen für interaural gleichphasige (S_0) und gegenphasige (S_π) Sinustöne unter anderem in bei 250 Hz zentriertem 10 und 100 Hz breitem diotischen (d. h. auf beiden Ohren identischen) Rauschen (N_0) und stellten auch den binauralen Gewinn (*binaural masking-level difference*, *BMLD*) dar, der sich aus der Differenz der diotischen N_0S_0 -Schwellen und der dichotischen (d. h. die Stimuli weisen interaural Unterschiede auf) N_0S_π -Schwellen ergab.

Weitere Versuche mit binauralen Verdeckungsmustern wurden von Henning *et al.* (2007), Buss und Hall (2010) sowie von Nitschmann und Verhey (2012) durchgeführt.

Henning *et al.* (2007) untersuchten binaurale Verdeckungsmuster bei einer Mittenfrequenz eines Schmalband-Verdeckers von 250 Hz für sehr unterschiedliche Signaldauern von 600 ms und 12 ms. Für die längere Signaldauer ergab sich dabei ein steilerer Abfall des binauralen Gewinns. Dieses Ergebnis ist mit der Hypothese vereinbar, dass vor allem die monaurale Detektion, die die N_0S_0 -Schwellen bestimmt, von Modulationsmerkmalen profitiert, die bei sehr kurzen Signaldauern nicht mehr oder kaum noch vorhanden sind. Die binaurale Detektion, die die N_0S_π -Schwellen bestimmt, hingegen hat längere Zeitkonstanten („*binaural sluggishness*“, siehe etwa Grantham und Wightman, 1978; Kollmeier und Gilkey, 1990); daher verändern sich diese Schwellen mit dem spektralen Abstand von der Mittenfrequenz des Verdeckers weniger als die monauralen.

Buss und Hall (2010) maßen binaurale Verdeckungsmuster bei Verdecker-Mittenfrequenzen von 250 Hz und 2500 Hz. Die Bandbreite des Verdeckers war 10 Hz, die Signaldauer 500 ms. Sie beobachteten einen ähnlichen Abfall des binauralen Gewinns mit steigendem spektralem Abstand zwischen Verdecker-Mittenfrequenz und Signalfrequenz für beide Verdecker-Mittenfrequenzen und folgerten daraus, dass weder interaurale Phasenunterschiede noch die unterschiedlichen Frequenzgruppenbreiten diesen Abfall bestimmen könnten. Zusammen mit zwei weiteren Versuchen (u. a. mit Darbietung eines 75 ms langen Signals in Maxima oder Minima der Einhüllenden eines bei 500 Hz zentrierten Schmalbandverdeckers)

schlossen Buss und Hall (2010), dass der steile Abfall des binauralen Gewinns mit steigendem spektralen Abstand zwischen Verdeckermittenfrequenz und Signalfrequenz mindestens zum Teil auf Informationen aus der Einhüllenden in der N_0S_0 -Bedingung zurückgeht. Sie fanden keinen Hinweis auf eine Reduktion der binauralen Informationen mit steigendem spektralen Abstand zwischen Verdeckermittenfrequenz und Signalfrequenz.

Nitschmann und Verhey (2012) maßen binaurale Verdeckungsmuster bei einer Signaldauer von 300 ms für 10 Hz oder 100 Hz breite Schmalbandverdecker, die bei 250 Hz oder 500 Hz zentriert waren. Der steile Abfall des binauralen Gewinns mit steigendem spektralen Abstand zwischen Verdeckermittenfrequenz und Signalfrequenz bei der Verdecker-Bandbreite von 10 Hz konnte mit einem Modell vorhergesagt werden, dass nur zur Simulation der N_0S_0 -Schwellen, nicht aber zur Simulation der N_0S_π -Schwellen eine Modulationsfilterbank (Dau *et al.*, 1997a) nutzt.

Die Nutzung dieser Modulationsmerkmale ist nur bei Signalen möglich, die mindestens die Dauer einer Modulationsperiode haben. Bei sehr kurzen Signalen sollte dieses Merkmal nicht genutzt werden können. Andere Aspekte der auditorischen Verarbeitung wie etwa die spektrale Selektivität, die sich nach Nitschmann und Verhey (2013) im Fall diotischer und dichotischer Stimuli unterscheidet, sollten von der Signaldauer unbeeinflusst bleiben. Diese Frage wird im ersten in dieser Arbeit dargestellten Versuch (Kapitel 2) experimentell und im Rahmen von Modellvorhersagen untersucht.

Der zweite in dieser Arbeit dargestellte Versuch (Kapitel 3) testet die Bedeutung von Modulationsmerkmalen bei der binauralen Verarbeitung in einem anderem Zusammenhang, nämlich bei der Interaktion von kohärenten Pegelschwankungen von Frequenzkomponenten mit binauralen Parametern. Eine solche Komodulation von Frequenzkomponenten ist ein Merkmal vieler natürlicher Schalle (Nelken *et al.*, 1999). Es wird im Allgemeinen davon ausgegangen, dass das Gehör neben der räumlichen Trennung von Schallquellen (durch binaurale Merkmale) diese Komodulation auch zur Quellentrennung nutzt.

Das abschließende Kapitel 4 fasst die Ergebnisse der beiden Studien zusammen.

2 Simulation binauraler Verdeckungsmuster mit kurzen und langen Signalen

Der Inhalt dieses Kapitels ist als Nitschmann et al. (2017) veröffentlicht worden.

2.1 Zusammenfassung

Gemessene Schwellen in einem binauralen Verdeckungsmusterversuch mit Signaldauern von 12 und 600 ms werden zusammen mit Modellsimulationen gezeigt. Der Verdecker war ein bei 500 Hz zentriertes, 11 Hz breites diotisches Rauschen. Das Tonsignal wurde entweder diotisch oder dichotisch (mit 180° Phasendifferenz) und Frequenzen von 400 bis 600 Hz dargeboten. Messergebnisse und Modellsimulationen stimmen mit vorhergehenden Daten und Hypothesen überein. Die Simulationen mit einem binauralen Modell, das in der monauralen Verarbeitung Modulationen nutzen kann, zeigen, dass der Effekt der Signaldauer auf den binauralen Gewinn im Falle eines spektral nicht im Verdecker liegenden Signals im wesentlichen auf Schwebungen beruht, die nur in der monauralen Detektion bei langen Signaldauern genutzt werden können.

2.2 Einführung

In Hörsituationen, in denen sich interaurale Parameter zwischen Signal und Verdecker unterscheiden (dichotische Versuchsbedingungen), ist der Verdecker oft deutlich weniger effektiv in der Reduktion der Detektierbarkeit des Signals als in Hörsituationen, in denen die interauralen Parameter zwischen Signal und Verdecker identisch sind (diotische Versuchsbedingungen). Dieser Unterschied in der Detektierbarkeit wird als binauraler Gewinn (*binaural masking-level difference, BMLD*)

2 Simulation binauraler Verdeckungsmuster mit kurzen und langen Signalen

bezeichnet. Der binaurale Gewinn wird oft in diotischem Rauschen (N_0) gemessen und als Differenz in Dezibel (dB) zwischen den Detektionsschwellen eines auf beiden Ohren gleichen Signal (S_0) und einem zwischen beiden Ohren um 180° phasenversetzten Signal (S_π) definiert. In vielen Versuchen (Jeffress, 1948; Durlach, 1963; Colburn, 1973) lag dabei die Signalfrequenz im Spektrum des Rauschverdeckers (*on-frequency BMLD*). In der realen Welt überlappen sich Verdecker und Signal oft nicht vollständig; daher kann es genauso wichtig sein, den binauralen Gewinn mit wachsendem spektralen Abstand zwischen Signal und Verdecker (*off-frequency BMLD*) zu untersuchen. Die aktuelle Studie untersucht binaurale Verdeckungsmuster (*masking pattern*) als typisches Paradigma einer Off-frequency-BMLD, also des binauralen Gewinns in einer Stimuluskonfiguration, in der das zu detektierende Signal außerhalb des Frequenzbereichs des Verdeckers liegt. Im folgenden bezeichnet Δf die Differenz zwischen Signalfrequenz und Verdecker-Mittenfrequenz. Es wird die Off-frequency-BMLD mit verschiedenen Signaldauern untersucht und die Messergebnisse mit den Vorhersagen eines Modells verglichen. Erstaunlicherweise scheinen monaurale Merkmale (*monaural cues*) entscheidend für das Verständnis binauraler Verdeckungsmuster zu sein.

Binaurale Verdeckungsmuster zeigen den binauralen Gewinn, der mit einem schmalbandigen Rauschverdecker und einer Reihe von Tonsignalen mit Frequenzen unterhalb und oberhalb der Mittenfrequenz des Verdeckers gemessen wird. Die meisten Versuche mit binauralen Verdeckungsmustern benutzten relativ lange Signale (und Verdecker); so etwa Zwicker und Henning (1984), die binaurale Verdeckungsmuster für ein 600 ms langes Signal bei verschiedenen Frequenzen verdeckt durch ein 250 Hz zentriertes Rauschen (N_0) gemessen haben. In ihrer Schmalband-Versuchsbedingung (Bandbreite 10 Hz) beobachteten sie einen steilen Abfall des binauralen Gewinns bei wachsender Differenz Δf zwischen Verdecker-Mittenfrequenz und Signalfrequenz. Dieser steile Abfall des binauralen Gewinns für bei 250 Hz zentrierte Schmalbandverdecker ist durch spätere Studien mit Signaldauern zwischen 300 und 600 ms bestätigt worden (Henning *et al.*, 2007; Buss und Hall, 2010; Nitschmann und Verhey, 2012).

Ein steiler Abfall des binauralen Gewinns wurde für Signale ähnlicher Dauer bei wachsendem $|\Delta f|$ auch für Rauschverdecker mit einer Mittenfrequenz oberhalb von 250 Hz gemessen (Nitschmann und Verhey, 2012; Buss und Hall, 2010). Buss und Hall (2010) argumentierten, dass der Abfall der Off-frequency-BMLD mit wachsendem $|\Delta f|$ vor allem durch zusätzliche monaurale Merkmale entsteht,

die nur in der Off-frequency-Situation, also bei spektralem Abstand zwischen den Frequenzen von Signal und Verdeckter, verfügbar sind. Ein derartiges Merkmal ist die Schwebung zwischen Signal und Frequenzkomponenten des Verdeckers. Nitschmann und Verhey (2012) haben gezeigt, dass ein Modell, das Modulationsmerkmale nutzt, den von ihnen gemessenen binauralen Gewinn vorhersagen kann. Ihr Modell nahm eine Analyse der Einhüllenden-Fluktationen des Stimulus durch eine Modulationsfilterbank (Dau *et al.*, 1997a) in der *monauralen* Verarbeitung an, wohingegen die *binaurale* Verarbeitung keine Modulationsmerkmale nutzen konnte.

Modulationsmerkmale spielen besonders bei langen Signalen eine Rolle, in denen die Periodendauer der jeweiligen Schwebungsfrequenz deutlich kürzer als die Signaldauer ist. Daraus folgt, dass Modulationsmerkmale für sehr kurze Signale reduziert oder abwesend sein sollten. Folglich sollte der Abfall der Off-frequency-BMLD mit wachsendem $|\Delta f|$ für die kurzen Signale im Vergleich zu den langen reduziert sein. Bisher haben nur Henning *et al.* (2007) die Effekte kurzer Signaldauern auf binaurale Verdeckungsmuster untersucht und dazu die Off-frequency-BMLD mit einem bei 250 Hz zentrierten Verdeckter und gemeinsam ein- und ausgeblendetem Signal und Verdeckter von 12 und 600 ms Dauer gemessen. Die Ergebnisse der zwei Versuchspersonen in diesem Experiment zeigten in Übereinstimmung mit der oben genannten Hypothese über die Wichtigkeit von Modulationsmerkmalen einen steileren Abfall des binauralen Gewinns für die längeren als für die kürzeren Stimuli.

Die aktuelle Studie untersucht, in welchem Ausmaß der Effekt der Stimulusdauer auf die Off-frequency-BMLD von dem Modell von Nitschmann und Verhey (2012) vorhergesagt werden kann, das eigentlich für die Vorhersage binauraler Verdeckungsmuster mit langen Signalen entwickelt worden ist. Modellrechnungen werden mit binauralen Verdeckungsmustern mit kurzen und langen Stimuli bei einer Verdeckter-Mittenfrequenz von 500 Hz verglichen. Neue Messungen wurden durchgeführt, (i) um zu untersuchen, ob der Effekt der Stimulusdauer bei 500 Hz (einer in binauralen Studien oft benutzten Frequenz) ähnlich zu dem ist, der bei 250 Hz in der Literatur gefunden wird, (ii) um den Vergleich zwischen Messung und Modell auf eine breitere Datenbasis zu stützen als die von Henning *et al.* (2007) und (iii) um sicherzustellen, dass dieselben Stimuli und Messabläufe in Messung und Simulation benutzt worden sind.

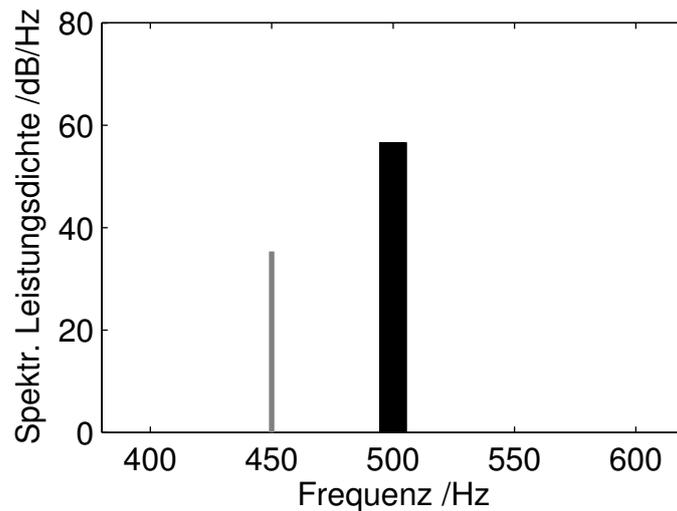


Abbildung 2.1: Schematisches Spektrum des Versuchs: Ein 11 Hz breiter bei 500 Hz zentrierter Rauschverdecker (schwarz) verdeckt einen Sinuston (grau), der hier exemplarisch bei der Frequenz 450 Hz liegt

2.3 Methoden

2.3.1 Messungen

Es wurden Schwellen für Sinustöne von 12 ms oder 600 ms Dauer gemessen, die von einem bei 500 Hz zentrierten und 11 Hz breiten Gaußsschen Rauschen mit innerhalb des Bandes konstanter spektraler Leistungsdichte und einem Gesamtpegel (*overall level*) von 67 dB SPL verdeckt wurden. Der Rauschverdecker wurde generiert, indem ein Gaußssches Rauschen durch eine schnelle Fourier-Transformation in den Frequenzbereich transformiert und alle Fourier-Komponenten außerhalb des gewünschten Frequenzbandes auf Null gesetzt wurden; eine anschließende inverse Fourier-Transformation ergab den gewünschten Rauschverdecker. Signal und Verdecker wurden mit \cos^2 -Fenstern gleichzeitig ein- und ausgeblendet; das Ein- wie das Ausblenden dauerte 6 ms für die Signaldauer von 12 ms und 50 ms für die Signaldauer von 600 ms. Der Verdecker wurde stets diotisch dargeboten (N_0), das Signal wurde entweder gleichphasig (S_0) oder gegenphasig (S_π) auf beiden Ohren dargeboten. Diese Versuchsbedingungen werden mit N_0S_0 und N_0S_π abgekürzt.

Die Signalfrequenzen lagen zwischen 400 Hz und 600 Hz mit einem Abstand von 50 Hz. Abbildung 2.1 zeigt schematisch das Spektrum von Rauschverdecker und Sinuston. Die Schwellen wurden in einem 3-Intervall-3-Antwortmöglichkeiten-

Zwangwahl-Verfahren (*3-interval 3-alternative forced-choice procedure*) gemessen. Dabei wurden den Versuchspersonen nacheinander drei unterschiedliche Realisierungen des Rauschverdeckers dargeboten, von denen eine zufällig gewählte zusätzlich den Sinuston enthielt. Die Aufgabe der Versuchsperson war es, aus diesen drei Intervallen das Intervall auszuwählen, das den Sinuston enthielt, und dieses durch drücken der entsprechenden Taste anzuzeigen. Nach jeder Antwort der Versuchsperson wurde ihr angezeigt, ob ihre Wahl richtig oder falsch war. Der Signalpegel wurde im Verlauf einer Schwellenmessung adaptiv verändert. Dabei wurde der Pegel nach zwei aufeinander folgenden richtigen Antworten verringert und nach einer falschen Antwort erhöht (2-down-1-up-Verfahren). Dieses Verfahren ergibt den Pegel bei einer Wahrscheinlichkeit von 71 % richtig zu antworten (Levitt, 1971). Jede Schwellenmessung wurde mit deutlich überschwelligem Signalpegel begonnen. Die Schrittweite der Pegeländerungen betrug zu Beginn der Messung 6 dB und wurde bei der ersten Umkehr von ansteigenden auf wieder abfallende Pegel, dem ersten oberen Umkehrpunkt, auf 3 dB reduziert. Beim zweiten oberen Umkehrpunkt erfolgte eine erneute Reduktion der Schrittweite auf die finale Schrittweite von 1 dB. Mit dieser Schrittweite begann die Messphase: Die Schwelle wurde geschätzt als der Mittelwert von insgesamt sechs oberen und unteren Umkehrpunkten in der Messphase. Jede Schwelle wurde dreimal gemessen und der arithmetische Mittelwert über diese Schwellen als Schwelle der jeweiligen Versuchsperson genommen.

Acht normalhörende Versuchspersonen nahmen an den Versuchen teil. Die Versuche wurden in einer schallisolierten Kabine durchgeführt. Die Stimuli wurden über Kopfhörer (Sennheiser HD650) dargeboten, die zuvor über ein künstliches Ohr (Brüel & Kjaer type 4153) kalibriert worden waren.

2.3.2 Simulationen

Die Simulationen wurden mit einem Modell durchgeführt, das im wesentlichen dem von Nitschmann und Verhey (2012) entspricht. Es basiert auf dem von Zerbs (2000) entwickelten effektiven binauralen Modell, das in der monauralen Verarbeitung um eine Modulationsfilterbank (Dau *et al.*, 1997a) erweitert wurde. Zur Simulation der Frequenzerlegung auf der Cochlea wurde eine Filterbank mit Gammaton-Bandpassfiltern vierter Ordnung und einer Bandbreite von 1 ERB (*equivalent rectangular bandwidth*) verwendet. Einer dieser Bandpassfilter war an der Mittenfrequenz des Rauschverdeckers zentriert, die Mittenfrequenzen der anderen Bandpassfilter lagen in Abständen von 1 ERB unterhalb und oberhalb dieser

Frequenz. Nur Filter in einem Bereich von zwei Oktaven um die Mittenfrequenz des Rauschverdeckers wurden berücksichtigt. Für die aktuellen Simulationen wurden Modulationsfilter mit Mittenfrequenzen bis maximal zur halben Mittenfrequenz des jeweiligen Bandbassfilters der Gammaton-Filterbank verwendet. Die binaurale Stufe des Modells basiert auf einem EC-Prozess (*equalization-cancellation*, Durlach, 1963). Die Schwellenmessung wurde simuliert, indem das Modell als künstlicher Beobachter dieselbe adaptive Messprozedur durchlief wie die Versuchspersonen. Das Modell führt dabei einen Mustervergleich zwischen einer internen Repräsentation des gerade dargebotenen Stimulus abzüglich einer gemittelten internen Repräsentation des Rauschverdeckers ohne Sinuston mit einer gemittelten internen Repräsentation des Zielsignals durch. Letztere wird vor Beginn des simulierten Versuchs aus der Differenz von gemittelten internen Repräsentationen von Rauschverdecker mit überschwelligem Sinuston und Rauschverdecker ohne Sinuston errechnet. Das Modell wählt nach jeder Darbietung der drei Intervalle dasjenige aus, das die höchste Korrelation mit der internen Repräsentation des Zielsignals hat (für Details siehe Dau *et al.*, 1996). Die angegebenen simulierten Schwellen sind Mittelwerte aus mindestens 36 Durchläufen der Messprozedur durch das Modell.

2.4 Ergebnisse und Diskussion

Psychometrische Funktionen für die Detektion von Sinustönen in Rauschen sind parallel, wenn Prozent korrekt über dem Signalpegel für ähnliche N_0S_0 - und N_0S_π -Bedingungen bei verschiedenen Frequenzen und verschiedenen Dauern aufgetragen werden (Yasin und Henning, 2012). Abbildung 2.2 zeigt in den beiden oberen Teilabbildungen die Mittelwerte der Schwellen von acht Versuchspersonen in einem binauralen Verdeckungsmuster-Versuch mit langen (600 ms, linke Teilabbildungen) und kurzen (12 ms, rechte Teilabbildungen) Sinustönen. Es sind die Signalpegel an der Schwelle als Funktion der Differenz Δf zwischen Sinustonfrequenz und der Mittenfrequenz des Rauschverdeckers (500 Hz) aufgetragen. Diese Signalpegel wurden vor dem ein- und ausblenden bestimmt. Kreise bezeichnen die Schwellen in der Versuchsbedingung N_0S_0 , Dreiecke jene in der Versuchsbedingung N_0S_π . Fehlerbalken kennzeichnen plus und minus einen Standardfehler der aus den individuellen Schwellen errechneten arithmetischen Mittelwerte.

Der zu den Schwellen gehörige binaurale Gewinn ist in den beiden unteren

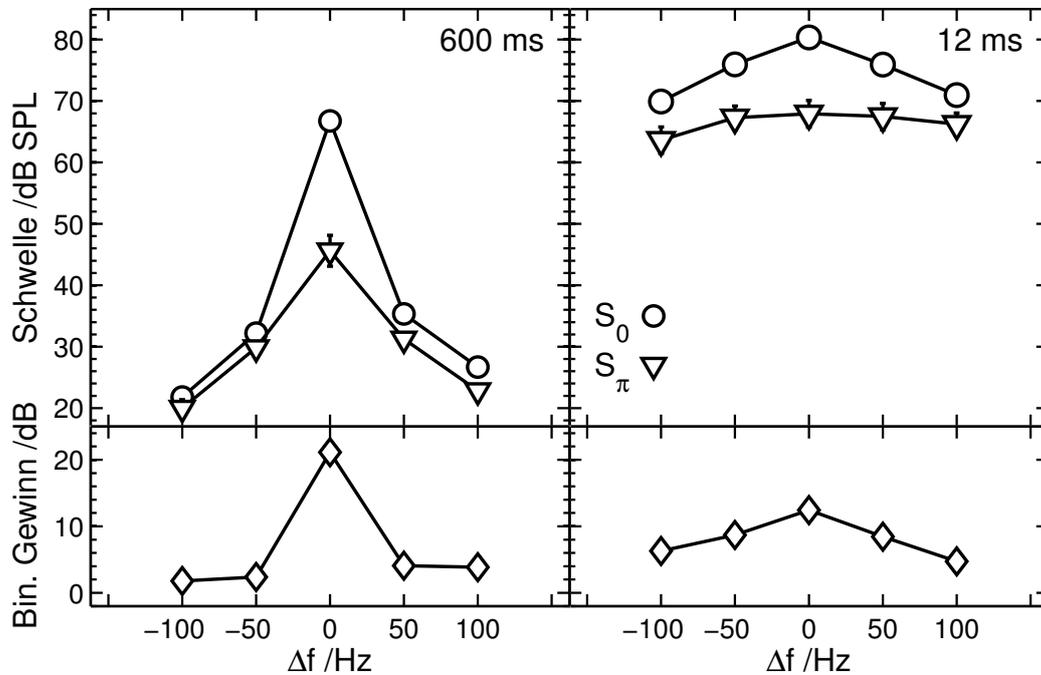


Abbildung 2.2: Mittelwerte über acht Versuchspersonen eines binauralen Verdeckungsmuster-Versuchs mit zugehörigem binauralen Gewinn gemessen mit einem diotischen Rauschverdecker mit einer Mittenfrequenz von 500 Hz. Die Signalfrequenz wird relativ zur Mittenfrequenz des Rauschverdeckers angegeben. Kreise kennzeichnen N_0S_0 -Schwellen, Dreiecke N_0S_π -Schwellen. Die Fehlerbalken bei den Schwellen zeigen Standardfehler und sind nur sichtbar, wenn sie über die Symbolgröße hinausgehen. Die linken Teilabbildungen zeigen Schwellen (obere Teilabbildung) und binauralen Gewinn (untere Teilabbildung) für lange (600 ms), die rechten Teilabbildungen entsprechende Schwellen und binauralen Gewinn für kurze (12 ms) Signale.

Teilabbildungen aufgetragen.

Die Verdeckungsmuster aus Abb. 2.2 für die langen Signale entsprechen sehr gut den von Nitschmann und Verhey (2012) gemessenen, wenn man den geringeren Gesamtpegel des Rauschverdeckers (60 dB SPL) berücksichtigt, der zu niedrigeren Schwellen führt. Der binaurale Gewinn hingegen ist in beiden Versuchen nahezu gleich: Er beträgt etwas mehr als 20 dB bei der Mittenfrequenz des Rauschverdeckers und fällt mit der Distanz der Signalfrequenz von diesem nach beiden Seiten steil ab. Bei einer Signalfrequenz 100 Hz unterhalb des Rauschverdeckers liegt der binaurale Gewinn in beiden Studien unter 2 dB, 100 Hz darüber bei knapp 4 dB in dieser Studie, bei knapp 3 dB bei Nitschmann und Verhey (2012).

Die Verdeckungsmuster für die kurzen Signale verlaufen flacher als für die langen und der Unterschied im Verlauf zwischen diotischer und dichotischer Versuchsbedingung ist geringer. Dies stimmt überein mit den bei einer Verdecker-Mittenfrequenz von 250 Hz gemessenen Schwellen von Henning *et al.* (2007). In beiden Studien ist der binaurale Gewinn bei einer Position des Sinustons an der Verdecker-Mittenfrequenz kleiner für kurze als für lange Signaldauer; zudem ist der Abfall des binauralen Gewinns mit der Entfernung der Signalfrequenz von der Verdecker-Mittenfrequenz für die kurzen Signaldauern weniger steil. Im Unterschied zu den Ergebnissen dieser Studie zeigen die Schwellen bei Henning *et al.* (2007) einen leichten Anstieg zu tiefen Frequenzen hin. Dies ist wahrscheinlich, vor allem bei den langen Signaldauern, eine Folge der niedrigen Signalpegel an der Schwelle, die bereits nahe der Ruhehörschwelle liegen, welche im Frequenzbereich um 250 Hz mit sinkender Frequenz ansteigt. Bei den in der aktuellen Studie verwendeten Frequenzen um 500 Hz liegt die Ruhehörschwelle niedriger und hat kaum einen Einfluss auf die Verdeckungsmuster.

Der zu Beginn der statistischen Auswertung der Daten erfolgte Sphärizitätstest nach Mauchly war nicht signifikant; daher konnte für die folgende Varianzanalyse Sphärizität angenommen werden. Es wurden paarweise *Post-hoc*-Vergleiche mit Bonferroni-Korrektur (um den Fehler erster Art bei 5 % zu halten) durchgeführt.

Eine Varianzanalyse innerhalb der Versuchspersonen (*within-subject ANOVA*) für die S_0 -Schwellen mit den Faktoren Signaldauer (12 oder 600 ms) und Signalfrequenz (400, 450, 500, 550 oder 600 Hz) ergab einen signifikanten Effekt der Signaldauer [$F(1,7) = 1918,7$; $p < 0,001$ (zweiseitig) mit Effektstärke $\eta^2 = 0,99$] und der Signalfrequenz [$F(4,28) = 419,9$; $p < 0,001$ (zweiseitig) mit Effektstärke $\eta^2 = 0,98$] sowie eine signifikante Interaktion zwischen Signaldauer und -frequenz

$[F(4,28) = 231,89; p < 0,001$ (zweiseitig) mit Effektstärke $\eta^2 = 0,97]$. Paarweise *Post-hoc*-Vergleiche ergaben einen signifikanten ($p < 0,001$) Unterschied zwischen den Schwellen für die kurzen und langen S_0 -Signale für alle Signalfrequenzen.

Eine Varianzanalyse innerhalb der Versuchspersonen (*within-subject ANOVA*) für die S_π -Schwellen mit den Faktoren Signaldauer (12 oder 600 ms) und Signalfrequenz (400, 450, 500, 550 oder 600 Hz) ergab einen signifikanten Effekt der Signaldauer [$F(1,7) = 422,3; p < 0,001$ (zweiseitig) mit Effektstärke $\eta^2 = 0,99]$ und der Signalfrequenz [$F(4,28) = 43,29; p < 0,001$ (zweiseitig) mit Effektstärke $\eta^2 = 0,98]$ sowie eine signifikante Interaktion zwischen Signaldauer und -frequenz [$F(4,28) = 38,253; p < 0,001$ (zweiseitig) mit Effektstärke $\eta^2 = 0,85]$. Paarweise *Post-hoc*-Vergleiche ergaben einen signifikanten ($p < 0,001$) Unterschied zwischen den Schwellen für die kurzen und langen S_π -Signale für alle Signalfrequenzen.

Eine zweifaktorielle Varianzanalyse mit Messwiederholungen (*repeated 2-way ANOVA*) für den binauralen Gewinn mit den Faktoren Signaldauer (12 oder 600 ms) und Signalfrequenz (400, 450, 500, 550 oder 600 Hz) ergab einen signifikanten Effekt der Signalfrequenz [$F(4,28) = 42,03; p < 0,001$ (zweiseitig) mit Effektstärke $\eta^2 = 0,86]$ sowie eine signifikante Interaktion zwischen Signaldauer und -frequenz [$F(4,28) = 20,54; p < 0,001$ (zweiseitig) mit Effektstärke $\eta^2 = 0,75]$.

Paarweise *Post-hoc*-Vergleiche ergaben, dass der größte binaurale Gewinn für eine Signalfrequenz von 500 Hz bei der längeren Signaldauer von 600 ms auftrat; dieser binaurale Gewinn war signifikant größer als der binaurale Gewinn bei der kürzeren Signaldauer von 12 ms für jede Signalfrequenz ($p < 0,01$). Der binaurale Gewinn bei der längeren Signaldauer fällt für Signalfrequenzen unterhalb und oberhalb von 500 Hz steil ab: Der binaurale Gewinn bei der längeren Signaldauer von 600 ms war signifikant kleiner für die Signalfrequenzen von 400, 450, 550 und 600 Hz als der binaurale Gewinn für die Signalfrequenz von 500 Hz bei der kürzeren Signaldauer von 12 ms ($p < 0,01$).

Abbildung 2.3 stellt den von dem Modell von Nitschmann und Verhey (2012) vorhergesagten binauralen Gewinn mit gestrichelt verbundenen, grau gefüllten Symbolen dar. Zusätzlich ist der gemessene binaurale Gewinn aus den unteren Teilabbildungen der Abb. 2.2 mit durchgehend verbundenen, nicht ausgefüllten Symbolen dargestellt. Wie erwartet und zuvor gezeigt (Nitschmann und Verhey, 2012) sagt das Modell den binauralen Gewinn für die langen Signale vorher. Der große Abfall der Schwellen mit wachsendem Frequenzunterschied zwischen Signalfrequenz und Verdeckter-Mittenfrequenz, der durch das Modell vorhergesagt

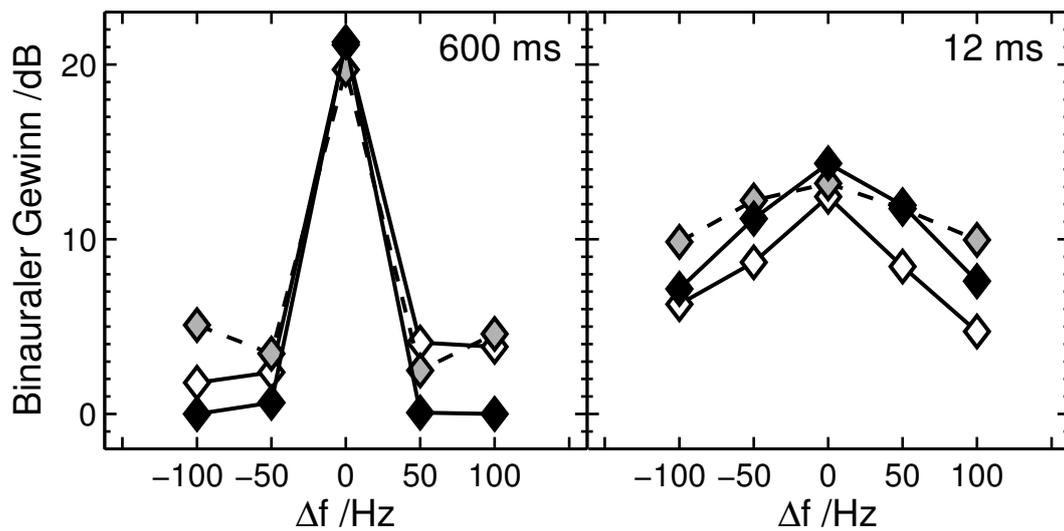


Abbildung 2.3: Binauraler Gewinn als Funktion der Signalfrequenz für eine Signaldauer von 600 ms (linke Teilabbildung) und 12 ms (rechte Teilabbildung). In beiden Teilabbildungen ist der gemessene binaurale Gewinn mit durchgehend verbundenen, nicht ausgefüllten Symbolen dargestellt; Simulationen des Modells von Nitschmann und Verhey (2012) sind mit gestrichelt verbundenen, grau gefüllten Symbolen dargestellt; die Simulationen eines modifizierten Modells sind mit durchgehend verbundenen, schwarz gefüllten Symbolen dargestellt. In dem modifizierten Modell ist die binaurale Filterbreite einen Faktor 1,9 breiter als die monaurale Filterbreite.

wird, beruht auf Schwebungen zwischen Signal und Frequenzkomponenten des Verdeckers, die bei der längeren Dauer von Signal und Verdecker im diotischen (nicht aber im dichotischen) Fall zur Detektion des Signal beitragen, wenn es nicht an der Verdecker-Mittenfrequenz liegt. Im Gegensatz zur Messung sagt das Modell einen Anstieg des binauralen Gewinns vorher, wenn $|\Delta f|$ von 50 auf 100 Hz wächst. Dies wurde bereits bei Nitschmann und Verhey (2012) beobachtet und ist wahrscheinlich eine Folge der Mittenfrequenz des höchsten Modulationsfilters, das für die Simulation verwendet wurde.

Für eine bei der Verdecker-Mittenfrequenz liegende Signalfrequenz (*on-frequency BMLD*) sagt das Modell einen kleineren binauralen Gewinn für kurze als für lange Signaldauern vorher. Ebenso sagt das Modell vorher, dass der Abfall des binauralen Gewinns mit wachsender Differenz $|\Delta f|$ zwischen Verdecker-Mittenfrequenz und Signalfrequenz für die kurzen Signaldauern kleiner als für die langen sein sollte. Beide Vorhersagen stimmen mit den gemessenen Daten überein. Der vorhergesagte Abfall des binauralen Gewinns mit wachsender Differenz $|\Delta f|$ zwischen Verdecker-Mittenfrequenz und Signalfrequenz beruht auf verbleibenden Schwebungen: Die Schwebungsfrequenz für eine spektrale Distanz von 100 Hz unterhalb oder oberhalb der Verdecker-Mittenfrequenz ist so hoch, dass es sogar für die Signaldauer von 12 ms schon mehr als eine Schwebung gibt. Daher können Schwebungen sogar bei Signaldauern von 12 ms bei der Detektion diotischer Signale immer noch eine Rolle spielen. Der Abfall des simulierten binauralen Gewinns ist etwas flacher als der des gemessenen. Dies kann ein Hinweis auf effektiv breitere binaurale als monaurale Filter sein wie er sich aus einem Bandstopexperiment (z. B. Nitschmann und Verhey, 2013) ergibt. Um diese Hypothese zu testen, wurde der binaurale Gewinn auch mit einem modifizierten Modell simuliert, in dem das Bandpassfilter für die binaurale Verarbeitung 1,9 mal so breit war wie das für die monaurale Verarbeitung. [Ein Faktor 1,9 ergab sich für 500 Hz im Bandstopexperiment (Nitschmann und Verhey, 2013).] Die Vorhersagen eines derart modifizierten Modells sind mit durchgehend verbundenen, schwarz gefüllten Symbolen ebenfalls in Abb. 2.3 dargestellt. Wie erwartet sagt das modifizierte Modell einen steileren Abfall des binauralen Gewinns vorher als die Originalversion. Die vorhergesagte Änderung des binauralen Gewinns mit der Signalfrequenz für die kurze Signaldauer liegt nun nahe bei den gemessenen Werten. Für die lange Signaldauer sagt das modifizierte Modell im Gegensatz zum Originalmodell, aber in Übereinstimmung mit den gemessenen Werten einen Abfall des binauralen Gewinns vorher, wenn

die Differenz $|\Delta f|$ zwischen Verdeckter-Mittelfrequenz und Signalfrequenz von 50 auf 100 Hz ansteigt. Die Vorhersage des Modells für den Abfall des binauralen Gewinns mit dem spektralen Abstand zwischen Signal und Verdeckter ist etwas größer als in den gemessenen Werten. Dies kann ein Hinweis darauf sein, dass die angenommene binaurale Filterbreite von 1,9 ERB, die in einem vorausgegangenen Bandstopexperiment mit anderen Versuchspersonen (Nitschmann und Verhey, 2013) ermittelt worden ist, für den hier simulierten Datensatz etwas zu breit ist.

Zusammengenommen zeigen die Daten des binauralen Gewinns mit kurzen Signaldauern möglicherweise zwei Mechanismen: Eine trotz der kurzen Signaldauer verbleibende Detektion durch Modulationsmerkmale und effektiv breitere binaurale Filter. Weitere Versuche sind nötig, um diese Hypothese zu testen.

2.5 Dank

Das in diesem Kapitel dargestellte Projekt wurde von dem *Royal National Institute for the Deaf* (heute *Action on Hearing Loss*) und der Deutschen Forschungsgemeinschaft (DFG, SFB trr 31) gefördert.

3 Komodulationsverschlechterung und binauraler Gewinn

Der Inhalt dieses Kapitels ist als Verhey und Nitschmann (2019) veröffentlicht worden.

3.1 Zusammenfassung

Diese Studie untersuchte die Kombination von binauralen Merkmalen und Modulationsmerkmalen für ein schmalbandiges Zielrauschen, das von einem schmalbandigen Rauschen verdeckt wird. Die Differenz der Schwellen zwischen einer diotischen (identische Stimuli auf beiden Ohren) und einer dichotischen (Zielrauschen mit interauraler Phasendifferenz von π , identische Verdeckter auf beiden Ohren) Versuchsbedingung nahm unabhängig von der Korrelation der Einhüllenden der beiden Schmalbandrauschen mit zunehmender spektraler Entfernung zwischen Verdeckter und Zielrauschen ab. Die Differenz der Schwellen zwischen Bedingungen mit komodulierten und unkorrelierte Einhüllenden von Zielrauschen und Verdeckter hing weder von der Mittenfrequenz des Zielrauschens noch von der interauralen Korrelation ab. Dies deutet darauf hin, dass binaurale Merkmale und Modulationsmerkmale unabhängig voneinander verarbeitet werden.

3.2 Einführung

Die auditorische System verwendet unterschiedliche Merkmale, sogenannte „Cues“, um Schalldarbietungen unterschiedlicher Schallquellen zu trennen. Eine Art von Merkmalen ergibt sich aus dem Vergleich der Signale, die die beiden Ohren erreichen; man nennt dies binaurale Merkmale. Diese Merkmale können Information über die Lokalisation einer Schallquelle im Raum vermitteln. Eine andere Art

Merkmale entstehen durch Komodulation, d. h. kohärente Einhüllendenfluktuationen in unterschiedlichen Frequenzbereichen; Komodulation kommt in natürlichen Schalldarbietungen oft vor (Nelken *et al.*, 1999).

Einige psychoakustische Effekte sind mit der Fähigkeit des auditorischen Systems verknüpft, diese Merkmale zu nutzen: Durch binauralen Merkmale ergibt sich in vielen Fällen eine Verbesserung der Detektion in einem Verdeckungsexperiment. Diese wird oft als binauraler Gewinn (*binaural masking-level difference, BMLD*) quantifiziert; dieser Ausdruck bezeichnet die Differenz der Schwelle ohne binaurale Merkmale (identische Signale an beiden Ohren) abzüglich der dichotischen Schwelle, einer Darbietung, bei der Zielsignal und Verdecker unterschiedliche interaurale Parameter aufweisen (Jeffress *et al.*, 1956).

Die Fähigkeit des auditorischen Systems, Komodulation zu nutzen ist mit zwei Effekten verbunden: Komodulationsgewinn (*comodulation masking release, CMR*) und Komodulationsverschlechterung (*comodulation detection difference, CDD*). Komodulationsgewinn beschreibt den Effekt, dass eine Komodulation des Verdeckers die Verdeckung eines Signaltones reduzieren kann (Hall *et al.*, 1984; Verhey *et al.*, 2003, Übersichtsartikel). Im Gegensatz dazu beschreibt Komodulationsverschlechterung den Effekt, dass ein Zielsignal schlechter hörbar ist, wenn es dieselbe Einhüllende aufweist wie der Verdecker (Cohen und Schubert, 1987).

Bisher haben wenige Studien die Kombination von Komodulation und binauralen Merkmalen untersucht (Hall *et al.*, 1988; Schooneveldt und Moore, 1989). Epp und Verhey (2009) haben gezeigt, dass sich der Detektionsvorteil durch frequenzübergreifende Komodulation und binaurale Merkmale in Dezibel addieren, was darauf hinweist, dass monaurale Modulationsmerkmale und binaurale Merkmale unabhängig voneinander verarbeitet werden. Ziel der Studie von Epp und Verhey (2009) war es zu untersuchen, wie die beiden Merkmale verarbeitet werden, die beide der Verbesserung der Detektion des Zielsignals dienen.

Das Ziel der hier vorliegenden Studie ist es zu prüfen, ob sich Komodulationsverschlechterung und binauraler Gewinn auch dann in ähnlicher Weise ergänzen, wenn ein Effekt (der binaurale Gewinn) die Detektion verbessert und der andere (Komodulationsverschlechterung) die Detektion erschwert. Zu diesem Zweck wurde ein Paradigma ähnlich dem Verdeckungsversuch von Cohen und Schubert (1987) gewählt. Die Mittenfrequenzen der Verdecker lag bei 500 Hz, einer für binaurale Effekte gebräuchlichen Frequenz; die Mittenfrequenz des schmalbandigen Zielsignals lag etwas oberhalb von 500 Hz. Der Frequenzabstand zwischen den

Mittenfrequenzen von Zielsignal und Verdecker wurde so gewählt, dass sich noch ein ausreichend großer binauraler Gewinn ergab (Nitschmann und Verhey, 2012).

3.3 Methoden

Die Mithörschwellen wurden in einem adaptiven 3-Intervall-Zwangwahlverfahren mit drei Antwortmöglichkeiten gemessen, in dem ein zufällig gewähltes Intervall das Zielsignal enthielt. Der Verdecker wurde das ganze Trial über, über eine längere Zeit als die Dauer der drei Intervalle, dargeboten. Nach jedem Trial musste die Versuchsperson die Nummer des Intervalls angeben, das ihrem Höreindruck nach das Zielsignal enthielt. Eine Schwellenmessung begann mit einem Zielsignalpegel von 70 dB SPL, der deutlich über der Mithörschwelle lag. Im weiteren Verlauf wurde der Zielsignalpegel nach zwei aufeinander folgenden richtigen Antworten verringert und nach einer falschen Antwort erhöht (2-down-1-up-Verfahren). Dieses Verfahren ergibt den Pegel bei einer Wahrscheinlichkeit von 70.7 % richtig zu antworten (Levitt, 1971). Die Anfangsschrittweite des Zielsignalpegels betrug 8 dB. Sie wurde nach jedem oberen Umkehrpunkt halbiert bis die minimale Schrittweite von 1 dB erreicht war. Mit dieser festen Schrittweite wurde die Schwellenmessung noch fünf weitere (obere und untere) Umkehrpunkte fortgesetzt. Der Mittelwert der Zielsignalpegel der letzten sechs Umkehrpunkte wurde als Schätzwert für die Mithörschwelle verwendet. Jede Schwellenmessung wurde mindestens dreimal durchgeführt. Die Hörversuche wurden in Messdurchläufen organisiert. In jedem Messdurchlauf wurden für eine Zielsignalfrequenz alle möglichen Kombinationen von Stimuluskorrelation und binauralen Bedingungen in zufälliger Reihenfolge ermittelt. Etwa die Hälfte der Versuchspersonen startete die Messungen mit der Zielsignalfrequenz 530 Hz, die andere Hälfte mit der Zielsignalfrequenz von 560 Hz. Die gültigen Schätzwerte für die Schwellen aller Messdurchläufe wurden gemittelt, um die individuellen Mithörschwellen zu erhalten. Die Gültigkeitskriterien für die Schätzwerte der Schwellen waren dieselben wie in Nitschmann *et al.* (2010).

Zielsignal und Verdecker waren 10 Hz breite Schmalbandrauschen. Der Schmalbandverdecker wurde stets diotisch (d. h. identisch auf beiden Ohren) dargeboten, er war bei 500 Hz zentriert, hatte einen konstanten Gesamtpegel von 60 dB SPL und eine Dauer von 2,9 s einschließlich zweier 50-ms-cos²-Flanken zu Beginn und am Ende. Während der Darbietung des Verdeckers wurden drei Intervalle von jeweils 300 ms Dauer auf dem Bildschirm angezeigt, die 0,7, 1,3 und 1,9 s nach

3 Komodulationsverschlechterung und binauraler Gewinn

Beginn des Verdeckers anfangen. Das Zielsignal dauerte 300 ms einschließlich zweier 50-ms-cos²-Flanken zu Beginn und am Ende. Seine Mittenfrequenz war entweder 530 oder 560 Hz. Es wurde in einem zufällig ausgewählten Intervall der drei auf dem Bildschirm angezeigten Intervalle dargeboten.

Die Schmalbandrauschen waren Multiplikationsrauschen, d. h. sie wurden erzeugt, indem ein 5-Hz-Tiefpassrauschen mit einem Sinuston an der Mittenfrequenz des Schmalbandrauschens multipliziert wurde. Die Tiefpassrauschen wurden im Frequenzbereich erzeugt, indem alle Frequenzkomponenten außerhalb des gewünschten Bereichs auf Null gesetzt wurden. Innerhalb des gewünschten Bereichs hatten alle Frequenzkomponenten dieselbe Amplitude und eine zufällige Phase. Die Zeitsignale wurden durch eine inverse Fourier-Transformation generiert. Sie wurden mit Sinustönen multipliziert, um die Schmalbandrauschen zu erzeugen. Ein Zeitsignal bestand aus 131072 Samples, d. h. der nächsthöheren Zweierpotenz eines Signals von 2,9 s Dauer bei einer Abtastrate von 44,1 kHz wie sie in dieser Studie benutzt wurde. Jedes Zeitsignal wurde auf die Dauer von 2,9 s (der Dauer eines Trials) gekürzt und anschließend mit dem gewünschten Fenster zum ein- und ausblenden multipliziert. Für das Zielsignal handelte es sich dabei um ein 300 ms langes Fenster, das an der Position im Trial lag, die das Zielsignal enthielt. In der komodulierten (CM) Versuchsbedingung wurde dasselbe Tiefpassrauschen zur Erzeugung von Zielsignal und Verdeckern verwendet. Zur Erzeugung unkorrelierter Einhüllender (unkorrelierte Versuchsbedingung, UC) für Verdeckern und Zielsignal wurden unterschiedliche Tiefpassrauschen verwendet. Für jede Darbietung wurden neue Schmalbandrauschen erzeugt und verwendet. Das Zielsignal war interaural entweder in Phase (S_0) oder hatte eine Phasendifferenz von π (S_π). Diese interaurale Phasendifferenz wurde realisiert, indem als Zeitsignal auf dem rechten Ohr das vorzeichenumgekehrte Zeitsignal des Kanals für das linke Ohr verwendet wurde.

Sieben Versuchspersonen (fünf weiblich, zwei männlich, Alter zwischen 22 und 40 Jahren, Mittelwert 30 Jahre) nahmen an den Versuchen teil. Vier davon wurden für ihre Teilnahme bezahlt, die übrigen waren Mitglieder der Arbeitsgruppe. Alle Versuchspersonen hatten normale Audiogramme mit Ruhehörschwellen kleiner oder gleich 10 dB HL bei den Standard-Audiometrie-Frequenzen zwischen 125 Hz und 4 kHz. Die Versuchspersonen saßen für den Versuch in einer schallisolierten Kabine. Die Stimuli wurden mittels einer externen Soundkarte (RME Fireface 400) D/A-gewandelt und über Kopfhörer (Sennheiser HD650) dargeboten. Ein

Standard-PC kontrollierte die Stimuluserzeugung und -darbietung und zeichnete die Ergebnisse auf.

3.4 Ergebnisse und Diskussion

Abbildung 3.1 zeigt über die sieben Versuchspersonen gemittelte Ergebnisse. Die obere Teilabbildung zeigt Mithörschwellen als Funktion des Frequenzabstandes zwischen den Mittenfrequenzen von Zielsignal und Verdeckter. Die Fehlerbalken zeigen plus/minus einen Standardfehler der Mittelwerte an. Die mittlere Teilabbildung zeigt die Komodulationsverschlechterung, d. h. die Differenz der Schwellen in der CM- und der zugehörigen UC-Bedingung. Die untere Teilabbildung zeigt den binauralen Gewinn für die beiden Einhüllenden-Korrelationen CM und UC.

Die in der oberen Teilabbildung dargestellten gemittelten Schwellen nehmen mit zunehmender spektraler Entfernung vom bei 500 Hz zentrierten Schmalbandverdeckter ab. Wie erwartet liegen die CM-Schwellen höher als die ihnen entsprechenden UC-Schwellen und die diotischen Schwellen höher als die zugehörigen dichotischen Schwellen. Die Schwellen für das bei 530 Hz zentrierte Zielsignal sind in der diotischen CM-Bedingung mit 39 dB am höchsten und in der dichotischen UC-Bedingung mit 30 dB am niedrigsten; für die Zielsignal-Mittenfrequenz von 560 Hz ist die höchste Schwelle 30 dB (diotisch, CM) und die niedrigste 24 dB (dichotisch, UC). Die interindividuellen Standardfehler liegen in einem Bereich von 0,6 bis 1,1 dB.

Die Komodulationsverschlechterung in der mittleren Teilabbildung scheint für beide Zielsignal-Mittenfrequenzen nahezu gleich groß zu sein. Sie beträgt etwa 2 dB in der diotischen und 3 dB in der dichotischen Versuchsbedingung. Der in der unteren Teilabbildung dargestellte binaurale Gewinn nimmt mit zunehmender spektraler Entfernung der Mittenfrequenzen von Zielsignal und Verdeckter von etwa 6 dB bei 30 Hz auf etwa 3 dB bei 60 Hz ab.

Die Unterschiede wurden von einer Varianzanalyse innerhalb der Versuchspersonen (*within-subject ANOVA*) mit den Faktoren interauraler Phasenunterschied des Zielsignals (0 oder π), spektrale Entfernung der Mittenfrequenzen von Zielsignal und Verdeckter (30 oder 60 Hz) und Einhüllenden-Korrelation (UC oder CM) bestätigt. Die Varianzanalyse zeigte, dass alle drei Parameter einen signifikanten Einfluss auf die Ergebnisse hatten: spektrale Entfernung der Mittenfrequenzen von Zielsignal und Verdeckter ($F(1,6) = 246,7$; $p < 0,0001$), interauraler Phasen-

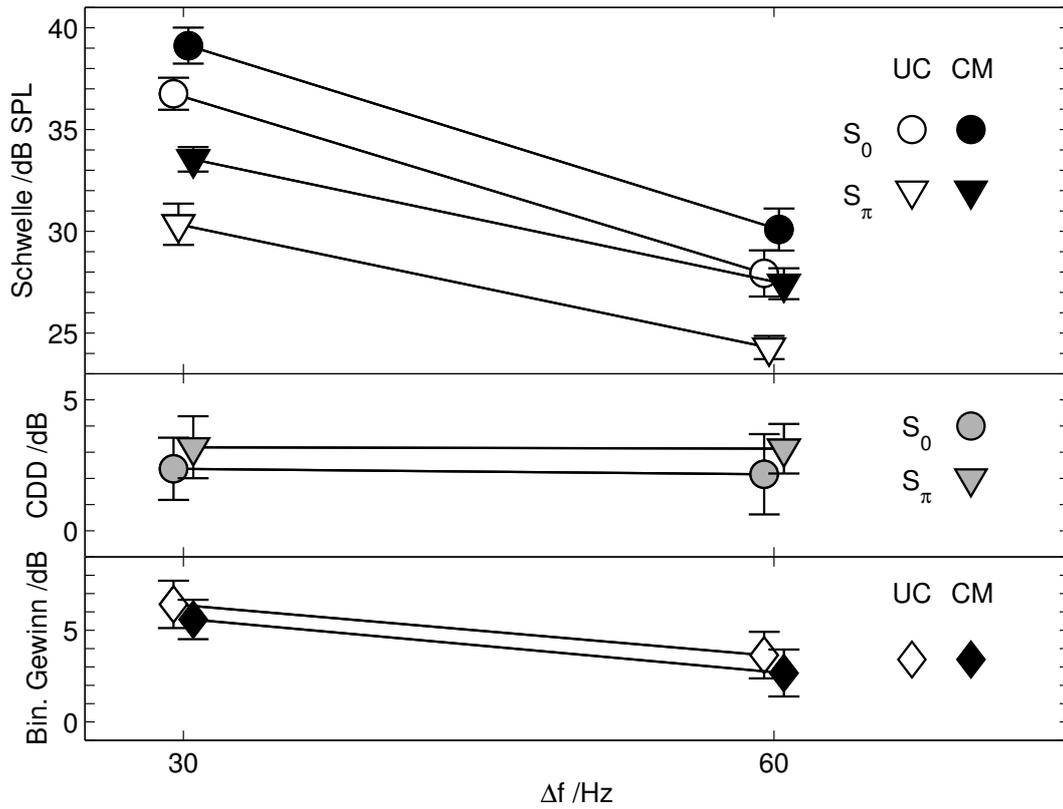


Abbildung 3.1: Die obere Teilabbildung zeigt Mithörschwellen für ein Δf oberhalb von 500 Hz zentriertes Schmalbandsignal, das entweder unkorreliert (UC, offene Symbole) oder komoduliert (CM, gefüllte Symbole) mit dem bei 500 Hz zentrierten, diotischen Schmalbandverdeckter und entweder gleichphasig (S_0 , Kreise) oder gegenphasig (S_π , Dreiecke) zwischen den beiden Ohren ist. Die Mithörschwellen sind Mittelwerte von 7 Versuchspersonen. Die Fehlerbalken zeigen die interindividuellen Standardfehler an. Die beiden unteren Teilabbildungen zeigen aus den Mithörschwellen der oberen Teilabbildung gebildete Differenzen an: Die mittlere Teilabbildung zeigt die Komodulationsverschlechterung (CDD), d. h. die Differenz zwischen den Mithörschwellen in den Konditionen CM und UC. Die untere Teilabbildung zeigt den binauralen Gewinn (BMLD), d. h. die Differenz zwischen den Mithörschwellen in den Konditionen S_0 und S_π . Fehlerbalken in den beiden unteren Teilabbildungen zeigen die Quadratwurzel der Summe der quadrierten Standardfehler der entsprechenden Mithörschwellen aus der oberen Teilabbildung.

unterschied des Zielsignals ($F(1,6) = 50,2$; $p < 0,0001$), Einhüllenden-Korrelation ($F(1,6) = 14,9$; $p < 0,01$). Es gab einen signifikanten Zusammenhang zwischen interauralem Phasenunterschied des Zielsignals und der spektralen Entfernung der Mittenfrequenzen von Zielsignal und Verdeckter ($F(1,6) = 9,5$; $p < 0,05$). Alle anderen Kombinationen waren nicht signifikant.

Die in dieser Studie beobachtete Reduktion des binauralen Gewinns mit zunehmender spektraler Entfernung ist in Übereinstimmung mit vorhergegangenen Versuchen mit binauralen Verdeckungsmustern, die einen Sinuston als Zielsignal verwendet haben (Zwicker und Henning, 1984; Nitschmann und Verhey, 2012). Nitschmann und Verhey (2012) ermittelten einen binauralen Gewinn von 7 dB für einen Sinuston bei 530 Hz, der von einem bei 500 Hz zentrierten Rauschen verdeckt wurde. Der binaurale Gewinn betrug nur 3 dB für einen Sinuston bei 560 Hz. Der Verdeckterpegel war derselbe wie in dieser Studie. Die Ähnlichkeit der Ergebnisse von Sinustönen und Schmalbandrauschen als Zielsignal deutet darauf hin, dass bei beiden Zielsignalen dieselben binauralen Merkmale genutzt werden.

Borrill und Moore (2002) untersuchten in einem Komodulationsverschlechterungsversuch, wie sich die Mithörschwelle ändert, wenn ein Rauschen als Zielsignal durch einen Sinuston ersetzt wird. Für jede der drei Versuchspersonen ermittelten sie etwa gleiche Schwellen für den Sinuston als Zielsignal wie für ein Rauschen in ihrer unkorrelierten Versuchsbedingung. Im Gegensatz zu Borrill und Moore (2002) sind die diotischen CM-Schwellen in dieser Studie fast identisch (Unterschied kleiner als 1 dB) mit den entsprechenden Schwellen in Nitschmann und Verhey (2012). Allerdings ist der Unterschied zwischen den diotischen UC-Schwellen und den entsprechenden Schwellen aus Nitschmann und Verhey (2012) ebenfalls nicht groß (1,5 bis 2,0 dB). Daher ist es nicht möglich zu entscheiden, ob die in dieser Studie ermittelten Daten mit Borrill und Moore (2002) übereinstimmen oder nicht.

Generell ist die in dieser Studie gemessene Komodulationsverschlechterung klein im Vergleich zu Borrill und Moore (2002). Dies liegt wahrscheinlich an der Wahl der Stimulusparameter: Diese Studie benutzte nur ein Verdeckterband, wohingegen Borrill und Moore (2002) zwei Verdeckerbänder, im Frequenzbereich eines oberhalb und eines unterhalb der Mittenfrequenz des Zielsignals, verwendeten. McFadden (1987) zeigte, dass die Komodulationsverschlechterung für zwei Bänder größer als für ein Band ist. Zudem scheint die Komodulationsverschlechterung für mittlere spektrale Entfernungen größer zu sein als für kurze spektrale Entfernungen wie sie in dieser Studie verwendet wurden. Nur eine der drei Versuchspersonen der Studie

3 Komodulationsverschlechterung und binauraler Gewinn

von Cohen und Schubert (1987) zeigte eine Komodulationsverschlechterung für eine Mittenfrequenz des Zielsignals, die 10 % von der des Verdeckers abwich. Die Komodulationsverschlechterung betrug über 10 dB, wenn das Verhältnis der Mittenfrequenzen von Zielsignal und Verdeckers im Bereich von 1,5 bis 2,0 lag. Auch McFadden (1987) beobachtete die größte Komodulationsverschlechterung für ein Zielsignal im Frequenzbereich oberhalb des Verdeckers, wenn das Verhältnis der Mittenfrequenzen 1,5 betrug. Tatsächlich war die Komodulationsverschlechterung bereits deutlich kleiner bei einem Verhältnis von 1,75, was darauf hinweist, dass die Mittenfrequenz des Verdeckers und die Bandbreite der Stimuli den Betrag der Komodulationsverschlechterung beeinflussen; beide unterschieden sich in den beiden genannten Studien aus der Literatur. Die Stimulusparameter dieser Studie wurden so gewählt, dass sich noch ein messbarer binauraler Gewinn ergab; es war nicht das Ziel, die Komodulationsverschlechterung zu maximieren. In der Studie von Nitschmann und Verhey (2012) betrug das größte Verhältnis der Mittenfrequenzen 1,18. Bei dieser spektralen Entfernung ist der binaurale Gewinn bereits kleiner als 3 dB.

Die statistische Analyse der Daten dieser Studie zeigt keine signifikante Interaktion zwischen der Einhüllenden-Korrelation und dem interauralen Phasenunterschied des Zielsignals. Der kombinierte Effekt von binauralen Merkmalen und Modulationsmerkmalen gleicht der Summe von binauralem Gewinn und Komodulationsverschlechterung. Daher scheint es berechtigt, die Daten dahingehend zu interpretieren, dass binaurale Merkmale und Modulationsmerkmale unabhängig voneinander verarbeitet werden. Dies scheint in Übereinstimmung mit der Schlussfolgerung von Epp und Verhey (2009) zu sein, dass sich die Effekte von Komodulationsgewinn und binauralem Gewinn addieren. Epp und Verhey (2009) argumentieren jedoch, dass diese Addition der beiden Effekte nur dann beobachtet werden kann, wenn der Komodulationsgewinn auf einem frequenzgruppenübergreifenden Prozess beruht, wohingegen in Versuchsbedingungen, in denen Merkmale innerhalb einer Frequenzgruppe genutzt werden, weniger als eine Addition der Effekte beobachtet wird (vergleiche etwa Hall *et al.*, 1988).

Die traditionelle Erklärung für die Komodulationsverschlechterung war, dass das auditorische System komodulierte Rauschbänder als ein auditorisches Objekt zusammenfasst, wobei derselbe frequenzübergreifende Prozess zum tragen kommt, mit dem auch der Komodulationsgewinn erklärt wird (Cohen und Schubert, 1987). Allerdings haben einige neuere Studien die Komodulationsverschlechterung mo-

delliert ohne einen frequenzübergreifenden Prozess anzunehmen. Borrill und Moore (2002) argumentierten, dass die Komodulationsverschlechterung vielmehr auf Ausbreitung der Erregung (*spread of excitation*¹) und Detektion in den Tälern des Zeitsignals des Verdeckers (*dip listening*) als auf einer Gruppierung als auditorisches Objekt beruht. Buschermöhle *et al.* (2007) zeigten, dass Komodulationsverschlechterung bereits auf Basis der mittleren komprimierten Einhüllenden in einem auditorischen Filter simuliert werden kann. Auf Basis der Vorhersagen eines Modells postulierten Ernst und Verhey (2008), dass periphere Zwei-Ton-Suppression (*two-tone suppression*) eine wichtige Rolle in Komodulationsverschlechterungsversuchen spielt. Unabhängig vom zugrundeliegenden Mechanismus zeigen alle diese Studien aus der Literatur, dass die Komodulationsverschlechterung möglicherweise aus der Analyse innerhalb eines auditorischen Filters resultiert, also auf einem Prozess innerhalb einer Frequenzgruppe beruht. Dazu kommt die hier vorliegende Studie mit kleinen spektralen Entfernungen zwischen den Mittenfrequenzen von Verdeckter und Zielsignal, so dass man auch hier annehmen kann, dass die in Abb. 3.1 dargestellte Komodulationsverschlechterung auf einen Prozess innerhalb einer Frequenzgruppe zurückgeht. Die in dieser Studie gemessenen Daten deuten also darauf hin, dass eine Addition der Effekte von Komodulation und interauralen Unterschieden auch vorliegt, wenn Prozesse innerhalb einer Frequenzgruppe zur Verarbeitung der Komodulation herangezogen werden und Komodulation eher eine herabgesetzte Detektion als einen Detektionsvorteil zeitigt.

3.5 Dank

Wir danken der Deutschen Forschungsgemeinschaft (DFG) für die Förderung dieses Projektes.

¹Dieser Begriff bezeichnet die Beobachtung, dass ein Verdeckter die Wahrnehmung von Signalen nicht nur dann beeinflusst, wenn sie innerhalb seiner Frequenzen liegen, sondern auch, wenn sie in nicht zu großem Frequenzabstand darunter und darüber liegen. Für Details dazu siehe das Kapitel „Masking“ in Fastl und Zwicker (2007).

4 Zusammenfassung und Ausblick

Frequenzselektivität ist eine fundamentale Eigenschaft der auditorischen Verarbeitung. Psychoakustische Messungen zur Quantifizierung dieser Frequenzselektivität zeigen jedoch auch häufig einen ungewollten Einfluss zeitlicher Aspekte der Schalle, die neben den spektralen Merkmalen genutzt werden. Frühere Messungen haben gezeigt, dass etwa im Fall der Verdeckungsmuster vor allem die diotischen Schwellen wesentlich durch zeitliche Aspekte in Form von Modulationsmerkmalen geprägt sind. Der Fokus der vorliegenden Arbeit liegt auf der möglichen Rolle zeitlicher Aspekte bei der Frequenzverarbeitung beim beidohrigen Hören und inwieweit sich diese von der monauralen spektralen Verarbeitung unterscheidet.

In Kapitel 2 ging es bei einem binauralen Verdeckungsmuster-Versuch um die Detektion kurzer und langer, interaural gleichphasiger oder gegenphasiger Sinustöne in einem bei 500 Hz zentrierten diotischen Schmalbandverdecker. Der binaurale Gewinn war in beiden Fällen für einen Sinuston an der Verdecker-Mittenfrequenz am größten, allerdings war er für die kurzen Sinustöne deutlich kleiner als für die langen und der Abfall mit steigendem Abstand der Frequenz des Sinustons von der Verdecker-Mittenfrequenz war bei den langen Sinustönen deutlich steiler als bei den kurzen. Ein Modell, das für die Simulation des Versuchs mit den langen Sinustönen entwickelt worden war, konnte auch den binauralen Gewinn in dem Versuch mit den kurzen Sinustönen vorhersagen. Dieses Modell verwendete ausschließlich zur Simulation der N_0S_0 -Schwellen eine Modulationsfilterbank, die durch Analyse der Interaktionen zwischen Schmalbandverdecker und Sinuston zusätzliche Information gewinnt und dadurch den steilen Abfall der N_0S_0 -Schwellen mit zunehmendem Frequenzabstand des Sinustones von der Verdecker-Mittenfrequenz vorhersagen kann, der wesentlich für den steilen Abfall des binauralen Gewinns mit zunehmendem Frequenzabstand des Sinustones von der Verdecker-Mittenfrequenz ist. Der stärkere Abfall des binauralen Gewinns mit zunehmendem Frequenzabstand des Sinustones von der Verdecker-Mittenfrequenz für die langen im Vergleich zu den kurzen Sinustönen erklärt sich wahrscheinlich

aus der besseren Detektion von Schwebungen durch die Modulationsfilterbank und damit niedrigere Schwellen im Fall der langen Sinustöne. Etwas breitere „binaurale“ Filter im Falle der N_0S_π -Schwellen, wie sie einige psychoakustische Versuche vermuten lassen, scheinen das Ergebnis der Simulation zu verbessern.

In Kapitel 3 wurde die Kombination zweier bekannter Effekte in einem Versuch untersucht: Komodulationsverschlechterung und binauraler Gewinn. Dies erfolgte mit je einem Schmalbandrauschen als Verdeckter und als Signal, die zur Messung der Komodulationsverschlechterung in ihren Einhüllenden unkorreliert (UC) oder korreliert (komoduliert, CM) und zur Messung des binauralen Gewinns bei diotischem Verdeckter hinsichtlich des Signals interaural gleichphasig (S_0) oder gegenphasig (S_π) dargeboten wurden. Die Messergebnisse legen am ehesten eine voneinander unabhängige Verarbeitung von Komodulationsverschlechterung und binauralem Gewinn nahe.

Über beide Versuche zusammengefasst zeigen sich die Ergebnisse etwas widersprüchlich: Die Simulation der Schwellen im Versuch aus Kapitel 2 gelang, ohne eine Auswertung der Interaktionen von Signal und Verdeckter durch eine Modulationsfilterbank im binauralen Fall vorzusehen. Auf der anderen Seite zeigt der Versuch aus Kapitel 3 am ehesten eine unabhängige Verarbeitung durch die zu Komodulationsverschlechterung und binauralem Gewinn führenden Mechanismen. Auch im Vergleich zweier binauraler Versuchsbedingungen, nämlich S_π -UC und S_π -CM ergibt sich eine Komodulationsverschlechterung, die sich von der monauralen Versuchsbedingung (S_0 -UC und S_0 -CM) nicht unterscheidet. Eine Auswertung zumindest der Korrelation der Einhüllenden durch das auditorische System findet also wahrscheinlich im monauralen wie im binauralen Fall statt.

Eine Möglichkeit, die beiden Versuche zusammenzuführen, bestünde etwa darin, im letzteren Versuch aus Kapitel 3 die Zielsignaldauer von bisher 300 ms bis auf die in Kapitel 2 verwendeten 12 ms zu verkürzen und dabei die Entwicklung von Komodulationsverschlechterung und binauralem Gewinn zu betrachten.

Glossar

2-down-1-up-Verfahren bezeichnet ein Verfahren zur Pegelsteuerung bei einem Hörversuch; dabei wird die Größe, die gemessen werden soll, meist ist es der Signalpegel, nach zwei richtigen Antworten der Versuchsperson verringert und nach einer falschen Antwort der Versuchsperson erhöht.

Ausbreitung der Erregung siehe Spread of Excitation

binaural eigentlich nur eine beide Ohren betreffende Schalldarbietung, meint dieser Begriff aber meist in einem engeren Sinne die sich durch eine dichotische im Gegensatz zu einer diotischen Darbietung ergebenden Unterschiede in der Wahrnehmung

binauraler Gewinn (*binaural masking-level difference, BMLD*) ist der in Dezibel (dB) angegebene Detektionsvorteil, der sich durch einen interauralen Unterschied zwischen Stimuli ergibt. Er wird errechnet aus der Differenz einer dichotischen Mithörschwelle, die von der zugehörigen diotischen Mithörschwelle abgezogen wird. Meistens ist dies die Differenz N_0S_0 -Schwelle - N_0S_π -Schwelle. Der Begriff *masking-level difference* geht auf Webster (1951) zurück.

binaural masking-level difference siehe binauraler Gewinn

BMLD binaural masking-level difference, siehe binauraler Gewinn

CDD siehe Komodulationsverschlechterung

CMR siehe Komodulationsgewinn

comodulation detection difference siehe Komodulationsverschlechterung

comodulation masking release siehe Komodulationsgewinn

Cue bezeichnet ein besonderes Merkmal eines Schallsignals, das dessen Detektierbarkeit beeinflusst. Oft werden spezieller monaurale oder binaurale Cues, genannt, die man ungefähr als monaurale oder binaurale Merkmale übersetzen könnte. Ein binauraler Cue ist zum Beispiel der Eindruck eines Unterschiedes zwischen den den beiden Ohren dargebotenen Stimuli, der sich durch ein minimal überschwelliges dichotisches Signal in einem diotischen Verdeckter ergibt.

dichotisch Ein Stimulus wird *dichotisch* genannt, wenn er beiden Ohren dargeboten wird und Unterschiede zwischen dem dem linken und rechten Ohr dargebotenen Stimulus bestehen.

diotisch Ein Stimulus wird *diotisch* genannt, wenn er beiden Ohren genau gleich (identisch) dargeboten wird.

Dip Listening bezeichnet die Detektion eines Signals in den „Tälern“ eines in der Amplitude fluktuierenden Verdeckers.

EC, EC-Prozess, EC-Modell (*EC: equalization-cancellation*) bezeichnet einen Prozess und ein Modell zur Erklärung des Detektionsvorteils beim binauralen Hören (im engeren Sinne), das auf Durlach (1963) zurückgeht. Das Grundprinzip ist folgendes: Die den beiden Ohren dargebotenen Stimuli werden im Pegel aneinander angeglichen (*equalization*) und dann voneinander subtrahiert, was zu einer Auslöschung (*cancellation*) der diotischen Anteile führt.

ERB (*equivalent rectangular bandwidth*) bezeichnet ein Maß für die Bandbreite der auditorischen Filter, das auf Glasberg und Moore (1990) zurückgeht. Die Bandbreite der auditorischen Filter in Hz ergibt sich dabei wie folgt: $ERB = 24,7(f/228,8 + 1 \text{ Hz})$, wobei f die Mittenfrequenz der auditorischen Filter in Hz bezeichnet¹. Weiterhin bezeichnet ERB auch eine gehörgerechte (d. h. in Bandbreiten der auditorischen Filter anstelle von Hz skalierte) Frequenzachse, die sich nach Glasberg und Moore (1990) wie folgt ergibt: $ERB_N = 21,4 \log_{10}(f/228,8 \text{ Hz} + 1)$, wobei f die Frequenz in Hz bezeichnet².

Komodulationsgewinn (*comodulation masking release, CMR*) bezeichnet die Verbesserung der Detektierbarkeit eines Sinustones durch eine gemeinsame Einhüllende mehrerer, bei verschiedenen Frequenzen zentrierter Verdecker

Komodulationsverschlechterung (*comodulation detection difference, CDD*) bezeichnet die Verschlechterung der Detektierbarkeit eines Schmalbandrauschens in einem (oder mehreren), an einer (oder mehreren) anderen Frequenz(en) zentrierten und im Frequenzbereich nicht überlappenden Schmalbandverdecker durch eine gemeinsame Einhüllende

Masker siehe Verdecker

Masking Pattern siehe Verdeckungsmuster

N₀ ein beiden Ohren identisch dargebotenes Rauschen

N₀S₀ Darbietung eines Signales S₀ verdeckt durch ein Rauschen N₀

¹Eine Formel dieser Art wurde zuvor von Greenwood (1961) vorgeschlagen.

²Formeln gegenüber Glasberg und Moore (1990) anders notiert, aber bis auf Rundung mit identischem Ergebnis

N_0S_π Darbietung eines Signales S_π verdeckt durch ein Rauschen N_0

off-frequency bedeutet eine Stimulusdarbietung, in der der Signalstimulus außerhalb der Frequenzen des Verdeckers liegt

on-frequency bedeutet eine Stimulusdarbietung, in der der Signalstimulus innerhalb der Frequenzen des Verdeckers liegt

S_0 ein beiden Ohren identisch dargebotenes Signal, oft ein Sinuston

S_π ein beiden Ohren dargebotenes Signal derselben Frequenz, oft ein Sinuston, aber mit einem interauralen Phasenunterschied von 180° . Bei einem Rauschen erzeugt man den interauralen Unterschied durch Vorzeichenumkehr in einem der beiden Kanäle.

Spread of Excitation (Ausbreitung der Erregung) meint die Beobachtung, dass ein Verdecker nicht nur die Wahrnehmung von Signalfrequenzen innerhalb seines Frequenzbandes, sondern auch die Wahrnehmung benachbarter Frequenzen unter- und oberhalb seines Frequenzbandes beeinflusst.

Trial bezeichnet in einem psychoakustischen Versuch eine Schalldarbietung, nach der von der Versuchsperson eine Antwort erwartet wird.

Verdecker (*masker*) bezeichnet ein Schallsignal, das gleichzeitig mit einem Zielsignal dargeboten wird und eventuell die Detektierbarkeit des Zielsignals verändert, oft ein breitbandiges oder schmalbandiges Rauschen

Verdeckungsmuster (*masking pattern*) bezeichnet die Kurve der Mithörschwellen als Funktion der Signalfrequenz für einen durch ein Schmalbandrauschen fester Mittenfrequenz oder einen Sinuston verdecktes Signal. Der Begriff wurde von Egan und Hake (1950) eingeführt.

Zielsignal (*target signal, target*) bezeichnet das Signal, auf das die Versuchsperson ihre Aufmerksamkeit richten soll, oft ein Sinuston in einem Verdecker

Siehe auch das Abkürzungsverzeichnis auf Seite vii.

Literaturverzeichnis

- Bernstein, L. R., Trahiotis, C., Akeroyd, M. A., und Hartung, K. (2001): „Sensitivity to brief changes of interaural time and interaural intensity“, *J. Acoust. Soc. Am.* **109**(4), 1604–1615.
- de Boer, E. (1962): „Note on the critical bandwidth“, *J. Acoust. Soc. Am.* **34**(7), 985–986.
- de Boer, E., und Bos, C. E. (1962): „On the concept of the critical band“, 4th Int. Congr. Acoust., Copenhagen, H13, 1–4.
- Borrill, S. J., und Moore, B. C. J. (2002): „Evidence that comodulation detection differences depend on within-channel mechanisms“, *J. Acoust. Soc. Am.* **111**, 309–313.
- Buschermöhle, M., Verhey, J. L., Feudel, U., und Freund, J. A. (2007): „The role of the auditory periphery in comodulation detection difference and comodulation masking release“, *Biol. Cybern.* **97**, 397–411.
- Buss, E., und Hall, J. W. III (2010): „The role of off-frequency masking in binaural hearing“, *J. Acoust. Soc. Am.* **127**, 3666–3677.
- Cohen, M. F., und Schubert, E. D. (1987): „The effect of cross-spectrum correlation on the detectability of a noise band“, *J. Acoust. Soc. Am.* **81**(3), 721–723.
- Colburn, H. S. (1973): „Theory of binaural interaction based on auditory-nerve data. I. General strategy and preliminary results on interaural discrimination“, *J. Acoust. Soc. Am.* **54**, 1458–1470.
- Dau, T., Püschel, D., und Kohlrausch, A. (1996): „A quantitative model of the ‘effective’ signal processing in the auditory system. I. Model structure“, *J. Acoust. Soc. Am.* **99**(6), 3615–3622.
- Dau, T., Kollmeier, B., und Kohlrausch, A. (1997a): „Modeling auditory processing of amplitude modulation. I. Detection and masking with narrow-band carriers“, *J. Acoust. Soc. Am.* **102**(5), 2892–2905.
- Dau, T., Kollmeier, B., und Kohlrausch, A. (1997b): „Modeling auditory processing of amplitude modulation. II. Spectral and temporal integration“, *J. Acoust. Soc. Am.* **102**(5), 2906–2919.

- Derleth, R. P., und Dau, T. (2000): „On the role of envelope fluctuation processing in spectral masking“, J. Acoust. Soc. Am. **108**(1), 285–296.
- Durlach, N. I. (1963): „Equalization and cancellation theory of binaural masking-level differences“, J. Acoust. Soc. Am. **35**(8), 1206–1218.
- Egan, J. P., und Hake, H. W. (1950): „On the masking pattern of a simple auditory stimulus“, J. Acoust. Soc. Am. **22**(5), 622–630.
- Epp, B., und Verhey, J. L. (2009): „Combination of masking releases for different center frequencies and masker amplitude statistics“, J. Acoust. Soc. Am. **126**, 2479–2489.
- Ernst, S. M. A., und Verhey, J. L. (2008): „Peripheral and central aspects of auditory across-frequency processing“, Brain Res. **1220**, 246–255.
- Fastl, H., und Zwicker, E. (2007): *Psychoacoustics – Facts and Models*, Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg, New York, 3. Auflage 2007 (ISBN-13 978-3-540-23159-2).
- Fletcher, H., und Munson, W. A. (1937): „Relation between loudness and masking“, J. Acoust. Soc. Am. **9**(1), 1–10.
- Fletcher, H. (1940): „Auditory patterns“, Rev. Mod. Phys. **12**, 47–65.
- Glasberg, B. R., und Moore, B. C. J. (1990): „Derivation of auditory filter shapes from notched-noise data“, Hear. Res. **47**, 103–138.
- Grantham, D. W., und Wightman, F. L. (1978): „Detectability of varying interaural temporal differences“, J. Acoust. Soc. Am. **63**(2), 511–523.
- Greenwood, D. D. (1961): „Critical bandwidth and the frequency coordinates of the basilar membrane“, J. Acoust. Soc. Am. **33**(10), 1344–1356.
- Hall, J. W., Tyler, R. S., und Fernandes, M. A. (1983): „Monaural and binaural auditory frequency resolution measured using bandlimited noise and notched-noise masking“, J. Acoust. Soc. Am. **73**(3), 894–898.
- Hall, J. W., Haggard, M. P., und Fernandes, M. A. (1984): „Detection in noise by spectro-temporal pattern analysis“, J. Acoust. Soc. Am. **76**, 50–56.
- Hall, J. W., Cokely, J.-A., und Grose, J. H. (1988): „Combined monaural and binaural masking release“, J. Acoust. Soc. Am. **83**, 1839–1845.
- Helmholtz, H. (1863): *Die Lehre von den Tonempfindungen als physiologische Grundlage für die Theorie der Musik*, Verlag Friedrich Vieweg, Braunschweig 1863.

- Henning, G. B., Yasin, I., und Witton, C. (2007): „Remote Masking and the Binaural Masking-Level Difference“ in *Hearing – From Sensory Processing to Perception*, herausgegeben von B. Kollmeier, G. Klump, V. Hohmann, U. Langemann, M. Mauermann, S. Uppenkamp und J. Verhey (Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg), S. 457–466.
- Hirsh, I. J. (1948): „The influence of interaural phase on interaural summation and inhibition“, *J. Acoust. Soc. Am.* **20**(4), 536–544.
- Jeffress, L. A. (1948): „A place theory of sound localization“, *J. Comp. Physiol. Psychol.* **41**, 35–39.
- Jeffress, L. A., Blodgett, H. C., Sandel, T. T., und Wood, C. L. I. (1956): „Masking of tonal signals“, *J. Acoust. Soc. Am.* **28**, 416–426.
- Kollmeier, B., und Gilkey, R. H. (1990): „Binaural forward and backward masking: Evidence for sluggishness in binaural detection“, *J. Acoust. Soc. Am.* **87**(4), 1709–1719.
- Levitt, H. (1971): „Transformed up-down methods in psychoacoustics“, *J. Acoust. Soc. Am.* **49**(2), 467–477.
- Licklider, J. C. R. (1948): „The influence of interaural phase relations upon the masking of speech by white noise“, *J. Acoust. Soc. Am.* **20**(2), 150–159.
- Mayer, A. M. (1876): „LXI. Researches in Acoustics“, *Phil. Mag.* **2**(14), 500–507.
- McFadden, D., Russell, W. E., und Pulliam, K. A. (1972): „Monaural and binaural masking pattern for a for a low-frequency tone“, *J. Acoust. Soc. Am.* **51**(2), 534–543.
- McFadden, D. (1987): „Comodulation detection differences using noiseband signals“, *J. Acoust. Soc. Am.* **81**, 1519–1527.
- Moore, B. C. J., und Glasberg, B. R. (1983): „Suggested formulae for calculating auditory-filter bandwidth and excitation patterns“, *J. Acoust. Soc. Am.* **74**(3), 750–753.
- Moore, B. C. J., Alcantara, J. I., und Dau, T. (1998): „Masking patterns for sinusoidal and narrow-band noise maskers“, *J. Acoust. Soc. Am.* **104**(2), 1023–1038.
- Nelken, I., Rotman, Y., und Bar Yosef, O. (1999): „Responses of auditory-cortex neurons to structural features of natural sounds“, *Nature* **397**(6715), 154–157.
- Nitschmann, M., Verhey, J. L., und Kollmeier, B. (2010): „Monaural and binaural frequency selectivity in hearing-impaired subjects“, *Int. J. Audiol.* **49**, 357–367.

- Nitschmann, M., und Verhey, J. L. (2012): „Modulation cues influence binaural masking-level difference in masking-pattern experiments“, *J. Acoust. Soc. Am.* **131**(3), EL223–EL228.
- Nitschmann, M., und Verhey, J. L. (2013): „Binaural notched-noise masking and auditory-filter shape“, *J. Acoust. Soc. Am.* **133**, 2262–2271.
- Nitschmann, M., Yasin, I., Henning, G. B, und Verhey, J. L. (2017): „Modeling off-frequency binaural masking for short- and long-duration signals“, *J. Acoust. Soc. Am.* **142**(2), EL205–EL210.
- Ohm, G. S. (1843): „Über die Definition des Tones, nebst daran geknüpfter Theorie der Sirene und ähnlicher tonbildender Vorrichtungen“, *Ann. Phys. Chem.* **59**(8), 513–565.
- van de Par, S., und Kohlrausch, A. (1999): „Dependence of binaural masking level differences on center frequency, masker bandwidth, and interaural parameters“, *J. Acoust. Soc. Am.* **106**(4), 1940–1947.
- Patterson, R. D. (1976): „Auditory filter shapes derived with noise stimuli“, *J. Acoust. Soc. Am.* **59**(3), 640–654.
- Rice, S. O. (1954): „Mathematical analysis of random noise“, in *Selected Papers on Noise and Stochastic Processes*, herausgegeben von N. Wax, Dover, New York, 133–294.
- Schafer, T. H., Gales, R. S., Shewmaker, C. A., und Thompson, P. O. (1950): „The frequency selectivity of the ear as determined by masking experiments“, *J. Acoust. Soc. Am.* **22**(4), 490–496.
- Schooneveldt, G. P., und Moore, B. C. J. (1989): „Comodulation masking release (CMR) for various monaural and binaural combinations of the signal, on-frequency and flanking bands“, *J. Acoust. Soc. Am.* **85**, 262–272.
- Seebeck, A. (1846): „Beiträge zur Physiologie des Gehör- und Gesichtssinnes“, *Ann. Phys. Chem.* **68**(8), 449–465.
- Sever, J. C., Jr., und Small, A. M., Jr. (1979): „Binaural critical masking bands“, *J. Acoust. Soc. Am.* **66**(5), 1343–1350.
- Swets, J. A., Green, D. M., und Tanner, W. P. (1962): „On the width of critical bands“, *J. Acoust. Soc. Am.* **34**(1), 108–113.
- Verhey, J. L., Pressnitzer, D., und Winter, I. M. (2003): „The psychophysics and physiology of comodulation masking release“, *Exp. Brain Res.* **153**, 405–417.
- Verhey, J. L., und Nitschmann, M. (2019): „Comodulation detection difference and binaural unmasking“, *J. Acoust. Soc. Am.* **146**(2), EL106–EL110.

- Webster, F. A. (1951): „The influence of interaural phase on masked thresholds I. The role of interaural time-deviation“, J. Acoust. Soc. Am. **23**(4), 452–462.
- Wegel, R. L., und Lane, C. E. (1924): „The auditory masking of one sound by another and its probable relation to the dynamics of the inner ear“, Phys. Rev. **23**, 266–285.
- Yasin, I., und Henning, G. B. (2012): „The effects of noise-bandwidth, noise-fringe duration, and temporal signal location on the binaural masking-level difference“, J. Acoust. Soc. Am. **132**, 327–338.
- Zerbs, C. (2000): *Modelling the effective binaural signal processing in the auditory system*, Dissertation, Fakultät für Mathematik und Naturwissenschaften, Carl-von-Ossietzky-Universität, Oldenburg. Herbert-Utz-Verlag, München (ISBN 3-89675-821-7).
- Zwicker, E., Flottorp, G., und Stevens, S. S. (1957): „Critical band width in loudness summation“, J. Acoust. Soc. Am. **29**(5), 548–557.
- Zwicker, E., und Henning, G. B. (1984): „Binaural masking-level differences with tones masked by noises of various bandwidths and levels“, Hear. Res. **14**, 179–183.

Der Lebenslauf ist in dieser Version aus Datenschutzgründen nicht enthalten.

Ehrenerklärung

Ich erkläre, dass ich die der Medizinischen Fakultät der Otto-von-Guericke-Universität zur Promotion eingereichte Dissertation mit dem Titel „Die Rolle von Pegelschwankungen bei der binauralen spektralen Verarbeitung“ in der Abteilung für Experimentelle Audiologie mit Unterstützung durch Prof. Dr. Jesko L. Verhey ohne sonstige Hilfe durchgeführt und bei der Abfassung der Dissertation keine anderen als die dort aufgeführten Hilfsmittel benutzt habe.

Bei der Abfassung der Dissertation sind Rechte Dritter nicht verletzt worden.

Ich habe diese Dissertation bisher an keiner in- oder ausländischen Hochschule zur Promotion eingereicht. Ich übertrage der Medizinischen Fakultät das Recht, weitere Kopien meiner Dissertation herzustellen und zu vertreiben.

Göttingen, 21. Dezember 2019

Dr. Marc Nitschmann