

Warum sind ‘binaurale Frequenzgruppen’ (manchmal) breiter als monaurale?

Armin Kohlrausch(1,2), Steven van de Par(1), Jeroen Breebaart(1)

(1) IPO-Center for Research on User-System Interaction, TU Eindhoven, P.O. Box 513, NL-5600 MB Eindhoven, Niederlande

(2) Philips Research Laboratories Eindhoven, Prof. Holstlaan 4, NL-5656 AA Eindhoven, Niederlande

Zusammenfassung

Eine vielverwendete Meßmethode zur Abschätzung der Frequenzgruppenbreite im Gehör beruht auf Maskierungsexperimenten, in denen die Bandbreite des maskierenden Rauschens systematisch verändert wird. Hält man die spektrale Leistungsdichte des Rauschens konstant, steigen die Schwellen eines gleichzeitig angebotenen Testsignals zunächst mit steigender Rauschbandbreite an. Ab einer bestimmten Bandbreite bleiben die Schwellen konstant und durch Anpassen zweier Graden läßt sich aus dem Schwellenverlauf ein Wert für die Integrationsbandbreite des Gehörs ableiten. Wiederholt man dieses Experiment in einer binauralen Konfiguration (z.B. NoS π), so liegt die Integrationsbandbreite um einen Faktor 2 bis 3 höher als im monauralen Experiment. Der deutliche Unterschied zwischen monauraler und binauraler kritischer Bandbreite tritt allerdings nur bei hohen Pegeln auf und nimmt mit abnehmendem Pegel ab (Hall et al., 1983). Andererseits gibt es Experimente, in denen sich auch bei hohen Maskiererpegeln kein Unterschied zwischen monauraler und binauraler kritischer Bandbreite zeigt (z.B. Kohlrausch, 1988). In diesem Beitrag werden zunächst detektionstheoretische Überlegungen vorgestellt, die die Unterschiede zwischen monauralen und binauralen Situationen erklären können. Weiterhin werden Simulationsergebnisse mit einem neuartigen binauralen Modell vorgestellt, das in der Lage ist, die offensichtlich widersprüchlichen Ergebnisse zur ‘binauralen Frequenzgruppenbreite’ mit einem einheitlichen Parametersatz des Modells nachzubilden.

Einleitung

Die Frequenzgruppenbreite des Gehörs läßt sich mit einer Reihe von Meßmethoden abschätzen, von denen für den Kontext dieses Beitrages zwei besonders interessant sind. Beide beruhen auf der Bestimmung der Mithörschwelle eines Sinustons in einem Rauschmaskierer. Die erste, ursprünglich von Fletcher (1940) beschriebene Methode verwendet einen Bandpaßrauschmaskierer, der den Sinuston spektral umfaßt. Bietet man das Rauschen mit konstanter spektraler Leistungsdichte an, so steigen die Mithörschwellen mit steigender Bandbreite zunächst an, um ab einer bestimmten Bandbreite konstant zu bleiben. Dieser Übergang im Schwellenverlauf dient als Maß für die Frequenzgruppenbreite (S. Abb. 1a). Die zweite Methode erlaubt nicht nur eine Abschätzung der Frequenzgruppenbreite, sondern auch der Filterform des Gehörs (Patterson, 1976). Hierbei dient ein Bandstopprauschen als Maskierer und die Frequenz des Testsignals liegt, eventuell auch asymmetrisch, im Bereich der Bandsperre. Bei dieser Methode wird zunächst die Filterform aus den Meßdaten abgeleitet und hieraus eine Größe für die Filterbandbreite berechnet (s. Abb. 1b). Für uns ist nun der Vergleich dieser Bandbreiten für monaurale und binaurale Situationen interessant, wobei wir unter binaural solche Experimente verstehen, in denen die Mithörschwellen aufgrund interauraler Unterschiede im Stimulus deutlich niedriger als im monauralen Fall liegen. Bei der ersten Methode besteht ein deutlicher Unterschied, wobei binaurale Bandbreiten typischerweise um einen Faktor 2 bis 3 höher liegen als monaurale Bandbreiten (Hall et al., 1983, van der Heijden und Trahiotis, 1998, Abb. 1a). Diese Beobachtung bildet die Grundla-

ge für die Diskussion über einen eventuellen Unterschied in der Breite monauraler und binauraler Frequenzgruppen. Bei der zweiten Methode zeigen sich dagegen keine signifikanten Unterschiede zwischen monauralen und binauralen Frequenzgruppenbreite (s. Abb. 1b). Im folgenden wollen wir einige Überlegungen vorstellen, die diese auf den ersten Blick widersprüchlichen Resultate miteinander in Einklang bringen.

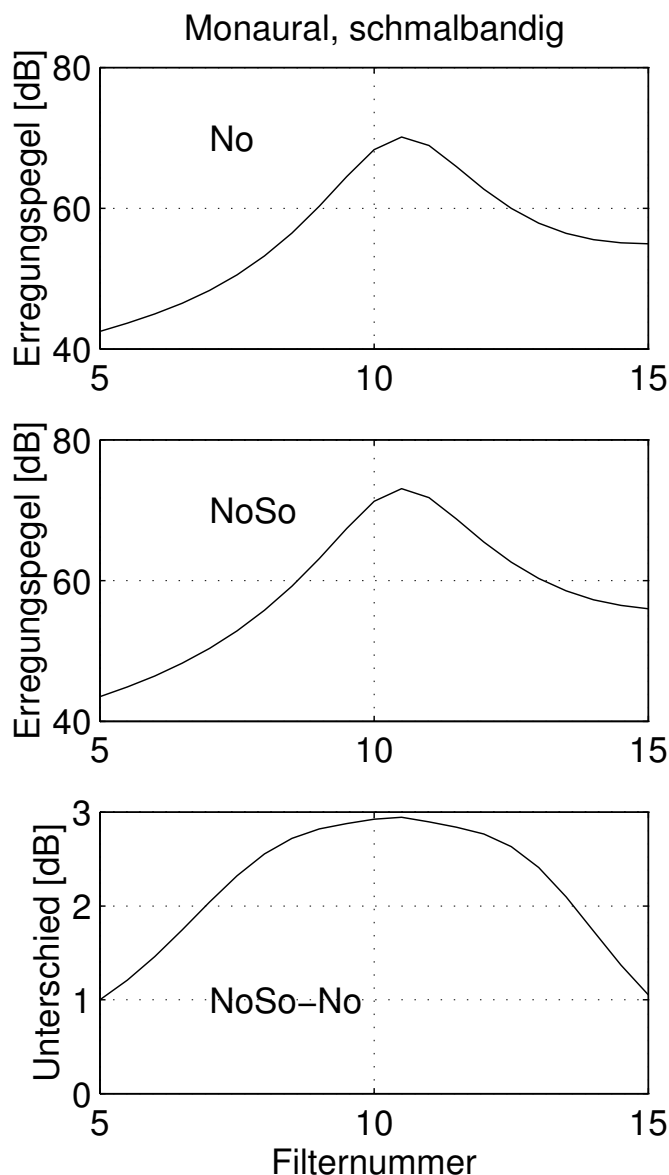


Abb. 1: Simultane Mithörschwellen eines 500-Hz Sinustons in Bandpaßrauschen (linkes Teilbild) oder Bandsperrenrauschen (rechtes Teilbild) als Funktion der Rauschbandbreite bzw. der Bandsperrenbreite. Die ausgefüllten Symbole zeigen Daten für die Situation NoSo, die offenen Symbole solche für NoS π . Die spektrale Leistungsdichte des Maskierers betrug 50 dB/Hz (Quadrate) bzw. 10 dB/Hz (Dreiecke). Daten aus der Arbeit von Hall et al. (1983).

Detektionsstatistik

Bei unseren theoretischen Überlegungen betrachten wir zunächst den Detektionscue im monauralen und binauralen Fall. Bei monauraler Detektion wird das Testsignal durch die Erhöhung der Energie um einen bestimmten Wert detektiert.

Da die Energie des Maskierers selbst statistischen Schwankungen unterliegt, muß die Energieerhöhung bei schmalbandigen Rauschen deutlich höher sein als 1 dB. Das heißt, bei schmalbandigem Rauschen wird die Detektion des Testsignals nicht durch interne Auflösungsgrenzen des Gehörs (z.B. ein 1 dB Kriterium) bestimmt, sondern durch die *externen* Fluktuationen im Rauschmaskierer. Im binauralen Fall dagegen wird das Testsignal durch eine Änderung im interauralen Kreuzkorrelationsgrad erkannt (z.B. van de Par und Kohlrausch, 1995). Da der Korrelationsgrad des Maskierers allein bei No Rauschen immer 1 ist, gibt es keine externe Unsicherheit, und die Mithörschwelle muß durch *internes* Rauschen, d.h. die interne Grenze für die Wahrnehmbarkeit von Korrelationsänderungen, bestimmt sein. Wir nehmen im folgenden an, daß diese internen Rauschen in verschiedenen Frequenzgruppen unabhängig voneinander sind.

Welchen Einfluß haben diese Unterschiede in der Detektionsstatistik nun auf Messungen mit schmalbandigen Rauschmaskierern? Aufgrund der Erregungsverteilung wird sich das Rauschen, gerade bei höheren Maskiererpegeln, in mehreren benachbarten Frequenzgruppen abbilden. Dabei ist davon auszugehen, daß die zeitlichen Einhüllendenfluktuationen in den verschiedenen Frequenzgruppen hoch miteinander korreliert sind. Die durch das Testsignal bewirkte Änderung der Energie bzw. des interauralen Korrelationsgrades wird sich ebenfalls in mehreren Frequenzgruppen abbilden. Im monauralen Fall läßt sich hieraus allerdings kein Detektionsvorteil ableiten, weil, wie oben erwähnt, die Rauschfluktuationen in den Frequenzgruppen nicht unabhängig voneinander sind. Im binauralen Fall ist das anders: Aufgrund der angenommenen Unabhängigkeit des internen Rauschens läßt sich durch 'Beobachtung' mehrerer Frequenzgruppen ein statistischer Vorteil erzielen, die Detektionsleistung also verbessern. Wenn das Rauschen eine Bandbreite jenseits der monauralen Frequenzgruppenbreite hat, ergibt sich folgendes Bild: Die durch das Testsignal erzeugte Änderung ist in der zentralen Frequenzgruppe am größten und in benachbarten Frequenzgruppen durch die Filterwirkung deutlich kleiner. Im monauralen Fall wird daher, wie bei einem schmalbandigen Rauschen, die Detektion nur in einer einzigen Frequenzgruppe erfolgen, in der auch das Testsignal liegt. Für binaurale Stimuli ergibt sich dagegen eine signifikante Veränderung gegenüber dem schmalbandigen Fall: Da die Detektion nur noch in einer Frequenzgruppe erfolgt, kann die Auswirkung des internen Rauschens nicht mehr durch Detektion in verschiedenen Frequenzgruppen 'ausgemittelt' werden und wird sich daher stärker auf die Schwelle auswirken. Nun findet der Übergang zwischen schmal- und breitbandiger Situation schrittweise statt. Bei subkritischen Bandbreiten des Rauschmaskierers wird der Schwellenanstieg mit zunehmender Bandbreite primär durch die Zunahme des Rauschgesamtpiegels innerhalb der zentralen Frequenzgruppe bewirkt. Überschreitet das Rauschen die monaurale Frequenzgruppenbreite, wird dagegen ein weiterer langsamer Schwellenanstieg erfolgen, da nun zunehmend die Verminderung des internen Rauschens durch Detektion in mehreren Frequenzgruppen unmöglich gemacht wird. Dies ist deutlich in Abb. 1a bei der 50-dB Kurve (Quadrate) zu sehen: Während die monaurale Kurve bis zu einer Bandbreite von 100 Hz ansteigt, gilt dies für die binaurale Kurve bis ca. 600 Hz. In dieser Abbildung sieht man auch gut den Einfluß des Maskiererpegels: Aufgrund der geringeren Erregungsverteilung bei niedrigen Pegeln wird der Unterschied zwischen monauraler und binauraler Bandbreite mit abnehmendem Pegel geringer.

Modellsimulationen

Im folgenden wollen wir einige Simulationen mit einem neuen binauralen Modellansatz zeigen. Dieses Modell wird im Detail an anderer Stelle beschrieben (Breebaart et al., 1998a,b). Es kombiniert Ideen der EC Theorie und von Kreuzkorrelationsmodellen, indem in der binauralen Verarbeitungsstufe die Aktivitäten von rechter und linker Höhrbahn voneinander abgezogen werden. Dies geschieht nachdem die Stimuli intern gegeneinander verzögert und im relativen Pegel verändert wurden. Im Gegensatz zur EC Theorie geschieht dies aber nicht nur für eine einzige Kombination von Pegel- und Zeitanpassung, sondern für verschiedene Kombinationen. Die Erweiterung gegenüber Kreuzkorrelationsmodellen besteht darin, daß auch stationäre Pegelunterschiede berücksichtigt werden können und daß eine Normierung mit der Signalenergie überflüssig wird (s. Breebaart et al., 1998c). In physiologischen Begriffen beruht unser Modellansatz auf der Arbeitsweise von EI (Excitation-Inhibition) Neuronen, während Kreuzkorrelationsmodelle der Arbeitsweise von EE (Excitation-Excitation) Neuronen entsprechen. Das interne Erregungsmuster wird in jeder Frequenzgruppe getrennt berechnet und zur Simulation einer begrenzten Auflösung interauraler Parameter wird zu diesem Muster eine Zufallsgröße addiert. Mit diesem Modell wurden unter Konstanzhaltung der Modellparameter eine Reihe von Maskierungsexperimenten aus der Literatur simuliert, von denen hier nur die oben besprochenen Experimente von Hall et al. (1983) behandelt werden. Abbildung 2a zeigt zunächst NoS π Daten für Rauschmaskierer variabler Bandbreite. Experimentelle Daten aus der Studie von Hall et al. sind mit den offenen Symbolen gekennzeichnet, Modellresultate mit den geschlossenen Symbolen. Das Modell zeigt ebenso wie die experimentellen Daten eine größere Integrationsbandbreite mit steigendem Rauschpegel. Der Grund hierfür liegt in dem oben besprochenen Einfluß der Detektionsstatistik, der in genau dieser Weise auch im Modell realisiert ist. Abbildung 2b zeigt den zweiten Datensatz mit einem Bandsperrenrauschen. Experimentelle und Modelldaten sind wiederum durch offene bzw. geschlossene Symbole angegeben. Auch hier liegen beide Datensätze dicht beieinander. Im Gegensatz zu Abb. 2a hat hier der Rauschpegel kaum Einfluß auf die Integrationsbandbreite, die -3 dB Bandbreiten liegen nach Hall et al. zwischen 50 Hz beim niedrigsten Pegel und 64 Hz beim höchsten. Im Rahmen unserer Detektionsdiskussion läßt sich dieses Ergebnis folgendermaßen verstehen: In einem Bandsperrenrauschen ist die Detektion immer auf die zentrale Frequenzgruppe begrenzt, da hier das Signal-Rausch-Verhältnis am größten ist. Die Möglichkeit, im binauralen Fall Information über verschiedene Frequenzgruppen zu kombinieren, entfällt also (im monauralen Fall ist sie sowieso nicht gegeben) und damit gibt es hier keinen grundlegenden Unterschied zwischen monauraler und binauraler Situation. Der in der Literatur angeführte Unterschied zwischen monauralen und binauralen Frequenzgruppenbreiten ist in dieser Sichtweise also eher ein Epiphänomen der Statistik des Detektionscues. Wie wir an anderer Stelle zeigen, lassen sich durchaus monaurale Situationen schaffen, in denen die Frequenzgruppenbreite 'binaurale' Eigenschaften hat, wie auch der umgekehrte Fall einer binauralen Situation mit 'monauraler' Frequenzgruppenbreite (Kohlrausch et al., 1998, siehe auch van der Heijden und Trahiotis, 1998).

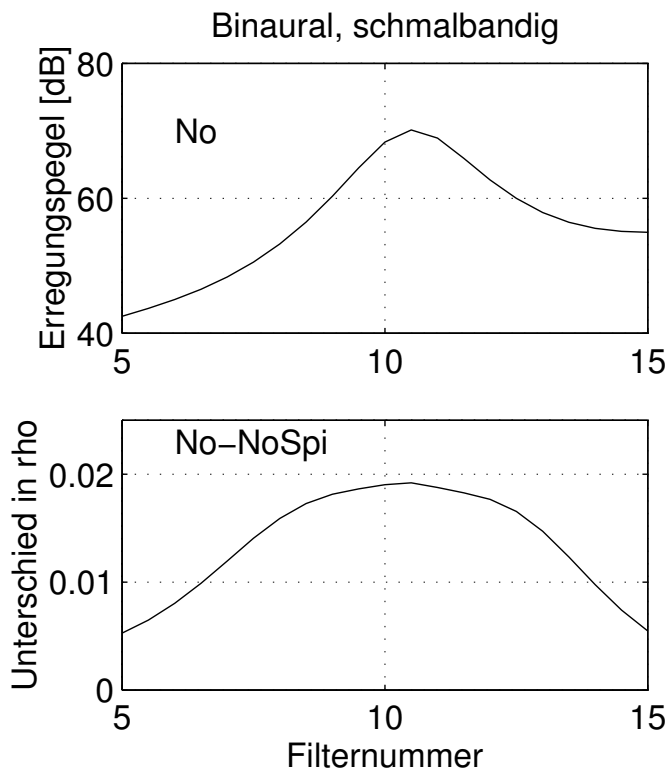


Abb. 2: Experimentelle Daten von Hall et al. (1983, offene Symbole) und eigene Modellsimulationen (geschlossene Symbole) für die Situation $NoS\pi$ (vergl. Abb. 1). Der Kurvenparameter ist die spektrale Leistungsdichte des Maskierers: 50 dB/Hz (Quadrate); 30 dB/Hz (aufrechte Dreiecke); 10 dB/Hz (invertierte Dreiecke).

Literatur

- Breebaart, J., van de Par, S. und Kohlrausch, A. (1998a+b). ASA/ICA Konferenz, Seattle, Juni 1998.
- Breebaart, J., van de Par, S. und Kohlrausch, A. (1998c). J. Acoust. Soc. Am. **103**, im Druck.
- Fletcher, H. (1940). Rev. Mod. Phys. **12**, 47–65.
- Hall, J.W., Tyler, R.S. und Fernandes, M.A. (1983). J. Acoust. Soc. Am. **73**, 894–898.
- van der Heijden, M. und Trahiotis, C. (1998). J. Acoust. Soc. Am. **103**, 1609–1614.
- Kohlrausch, A. (1988). J. Acoust. Soc. Am. **84**, 573–583.
- Kohlrausch, A., van de Par, S. und Breebaart, J. (1998). ASA/ICA Konferenz, Seattle, Juni 1998.
- Patterson, R.D. (1976). J. Acoust. Soc. Am. **59**, 640–654.
- van de Par, S. und Kohlrausch, A. (1995). J. Acoust. Soc. Am. **98**, 3157–3169.