

Untersuchung der relativen Lokalisationsfähigkeit in der Horizontalebene bei blinden und sehbehinderten Personen über Kopfhörer mittels virtueller Akustik

Stefanie Goicke¹, Jürgen Tchorz¹, Tim Jürgens¹

¹ Institut für Akustik, Technische Hochschule Lübeck, 23562 Lübeck, E-Mail: stefanie.goicke@gmail.com

Einleitung

Schalllokalisierung ist ein wichtiger Bestandteil des menschlichen Alltags [1] und vermittelt wichtige Informationen über das Umfeld. Hierbei ergänzen sich akustische und visuelle Lokalisierung. Für sehbeeinträchtigte Personen, wie blinde und sehbehinderte Personen, ist die akustische Lokalisationsfähigkeit aufgrund des eingeschränkten Sehvermögens von großer Bedeutung [2].

Die virtuelle Akustik wird in der Anwendung in Forschung und Simulation immer bedeutsamer, beispielsweise für Sounddesign oder akustische Planung von Gebäuden oder Autos [3] oder auch bei der Nutzung virtueller Realität [4]. Hierfür werden die gewünschten Signale mit den aufgenommenen Head-Related Impulse Responses (HRIRs) gefaltet. Diese sind in vielen Datenbanken für verschiedene Räume und Azimuth-, sowie Elevationswinkel vorhanden.

Im Freifeld weisen insbesondere früh-erblindete Personen, d.h. Personen deren Blindheit bereits bei der Geburt bestand oder in der frühen Kindheit einsetzte, bessere Lokalisationsfähigkeiten als Normalsehende in der Horizontalebene bei Winkeln nahe der interauralen Achse [5], [6], für monaurale Lokalisation [8] und relative Abstandsschätzung [6], [7] auf. Bei vertikaler Lokalisation [8], [9] oder absoluter Abstandsschätzung zeigen die früh-erblindeten Personen schlechtere Ergebnisse.

Einige Studien untersuchten bereits Abstandsschätzungen [9], [10] bei blinden Personen mittels virtueller Akustik über Kopfhörer und verknüpften die monaurale Lokalisationsfähigkeit mit der kortikalen Funktion [11]. Die binaurale Lokalisationsfähigkeit sehbeeinträchtigter Personen in der Horizontalebene, vergleichbar mit dem im Freifeld durchgeführten Experiment von [6], wurde noch nicht durchgeführt, soweit es den Autoren bekannt ist. Angelehnt an [6] soll nun herausgefunden werden, ob die horizontale Lokalisationsfähigkeit sehbeeinträchtigter Personen von der Lokalisationsfähigkeit von Personen mit normaler Sehleistung abweicht, wenn mittels virtueller Akustik über Kopfhörer gemessen wird.

Methoden

Probanden

33 Probanden, aufgeteilt in vier Gruppen, nahmen an der Studie teil: Sechs früh-erblindete (FE) Personen (4w und 2m), deren Blindheit bis zum elften Lebensjahr auftrat, fünf später-erblindete (SE) Personen (1w und 4m), deren Blindheit ab dem zwölften Lebensjahr auftrat, fünf sehbehinderte (SB) Personen (1w und 4m) und 17 Personen mit normaler Sehleistung (6w und 11m). Die sehbeeinträchtigten Personen waren im Alter von 19-37

Jahre und im Durchschnitt 27,5 Jahre alt. Die normalsehenden Personen waren 22-30 Jahre und im Durchschnitt 26 Jahre alt. Details zum Alter beim Eintreten der Sehbeeinträchtigung und den Ursachen sind Tabelle 1 zu entnehmen. Alle Probanden hatten ein normales Hörvermögen; die Luftleitungshörschwelle war bei allen Frequenzen zwischen 125 Hz und 8 kHz ≤ 30 dB hearing level (HL).

Alle Probanden wurden mündlich und schriftlich unterwiesen und unterschrieben ihr Einverständnis zur Teilnahme vor Beginn der Studie. Eine Anerkennung erfolgte vorab durch die Ethikkommission der Technischen Hochschule Lübeck.

Tabelle 1: Übersicht sehbeeinträchtigter Probanden

Nr.	Probanden-Gruppe	Geschlecht; Alter; Alter bei Sehbeeinträchtigung (Jahre)	Ursache für Sehbeeinträchtigung
1	FE	M; 28; Geburt	Lebersche Kongenitale Amaurose
2	FE	M; 29; 0,25	Retinoblastom
3	FE	W; 37; Geburt	Netzhautdegeneration
4	FE	W; 25; 8	Meningeom en plaque
5	FE	W; 22; 6	Makuladegeneration
6	FE	W; 19; 7	Netzhautdegeneration
7	SE	M; 29; 21	Retinopathia pigmentosa
8	SE	M; 27; 16	Aniridie
9	SE	M; 26; 20	Albinismus
10	SE	M; 27; 22	Kindliches Glaukom
11	SE	W; 32; 23	Retinoblastom
12	SB	W; 32; 20	Morbus Stargardt
13	SB	M; 23; Geburt	Iris Kolobom
14	SB	M; 22; Geburt	Retinopathia pigmentosa
15	SB	M; 29; Geburt	Glaukom
16	SB	M; 29; 20	Lebersche hereditäre Optikus-Neuropathie

Messequipment und Kalibrierung

Die Stimuli wurden mithilfe von individuellen MATLAB-Skripten (The MathWorks) erstellt und über eine externe Soundkarte (Roland QuadCapture) präsentiert, an die circumaurale Kopfhörer (Sennheiser HDA 200) angeschlossen waren. Diese Kopfhörer haben eine hohe Dämpfung äußerer Geräusche (Basierend auf 3M's Peltor Gehörschutz; typische Dämpfung: 27 dB). Eine Freifeldentzerrung wurde mittels eines Finite Impulse Response (FIR) Filters mit 801 Koeffizienten durchgeführt.

Die Kalibrierung erfolgte am künstlichen Ohr von Brüel&Kjær (B&K type 4153) mit dem ½" Mikrofon (B&K type 4192), angeschlossen an den Schallpegelmessgerät (B&K type 2250). Die Probanden saßen auf einem Stuhl in einem ruhigen, akustisch nicht optimierten Raum. Nebengeräusche wurden mittels des Pegelmessgerät NTI XL2 kontrolliert und <65 dB(A) gehalten. Typischerweise betragen die Nebengeräusche 40-50 dB(A).

Stimulus

Der Stimulus war ein bandbegrenzt weißes Rauschen der Länge 90 ms, eingebettet in 10 ms fade-in und fade-out. Die Bandbegrenzung erfolgte auf 600 Hz bis 12 kHz durch einen Butterworth Bandpassfilter 4. Ordnung mit endlicher Impulsantwort. Das Rauschen wurde mit Head-Related Impulse Responses (HRIR) gefaltet. Die HRIR wurden am Kunstkopf gemessen und stammen aus der frei verfügbaren Fast and Automatic Binaural Impulse Response Acquisition (FABIAN) Datenbank [12]. Die verwendete Auflösung betrug frontal 2° und lateral 4°. Das binaural synthetisierte Signal wurde über den Freifeld-entzerrten Kopfhörer mit 70 dB(Z) dargeboten.

Experiment

Basierend auf der Studie von Voss [6], bewerteten die Probanden, ob zwei sequenziell dargebotene, durch 1,5s Stille getrennte Rauschen aus derselben oder aus verschiedenen Richtungen wahrgenommen werden. Hierbei dient das erste Rauschen als Referenz, das zweite Rauschen wurde randomisiert aus gegebenen Winkeln ausgewählt. Alle Probanden benutzten die Computertastatur und wählten „1“ für dieselbe Richtung und „0“ für unterschiedliche Richtungen, bei Bedarf wurde geraten. Mit „Enter“ wurde die Entscheidung bestätigt. Die Positionierung der Finger auf den Tasten wurde durch die Studienleitung überwacht.

Das Experiment gliederte sich in vier Messungen. Zu Beginn erhielten alle Probanden eine Trainingsphase, deren Daten nicht weiter analysiert wurden. Anschließend wurden die drei Messungen frontal und lateral links und rechts in randomisierter Reihenfolge und getrennt von kurzen Pausen durchgeführt. Das Experiment dauerte weniger als zwei Stunden für jeden Probanden.

Für die **frontale Diskrimination** wurden der Referenzwinkel 0° gefolgt von einem randomisierten Winkel aus -10° bis 10° in 2° Schritten, ausgenommen 0°, dargeboten. Jeder Winkel wurde insgesamt fünf Mal dargeboten, zuzüglich zehn Darbietungen mit dem Testwinkel entsprechend dem Referenzwinkel („catch trial“)

von 0°. Insgesamt wurden bei der frontalen Diskrimination 60 Darbietungen durchgeführt.

Die **laterale Diskrimination** wurde sowohl links als auch rechts durchgeführt. Hierbei folgt auf den Referenzwinkel links 90° (rechts: 270°) eine randomisierte Darbietung aus 15 Winkeln zwischen 62° und 118° (rechts: 242° bis 298°) und einer Schrittweite von 4°. Jeder Winkel wurde zehn Mal dargeboten. Jede laterale Diskrimination bestand aus 150 Darbietungen.

Die Datenanalyse erfolgte mit MATLAB. Die Daten wurden mittels Shapiro-Wilk-Test auf Normalverteilung überprüft. Die Daten sind nicht normalverteilt, weshalb der nichtparametrische Mann-Whitney-U-Test verwendet wurde, um signifikante Unterschiede zu erkennen. Die psychometrische Funktion wurde anhand von [13] erstellt, um die 50%-Diskriminationsschwelle erkennen zu können.

Resultate

Abbildung 1 zeigt die Boxplots für **frontale Diskrimination**. Die Anteile korrekt erkannter Winkelunterschiede zwischen Referenzwinkel (0°) und dem randomisierten Messwinkel sind für die positive und negative Richtung zusammengefasst dargestellt. Die Boxen umfassen das 25. bis 75. Perzentil, der Median ist in der Box als horizontale Linie gekennzeichnet. Die Whisker erweitern die Boxen auf die 1,5-fache Länge und eventuelle Ausreißer sind separat dargestellt. Die catch trials wurden im Mittel zu 95%, 70%, 90% und 90% von den früh-erblindeten, spät-erblindeten, sehbehinderten und sehenden Probanden als solche erkannt. Die psychometrischen Funktionen (durchgezogene Linien in Abbildung 1) zeigen Diskriminationsschwellen bei 3° für früh- und spät-erblindete, 5° für sehbehinderte und 4° für Personen mit normaler Sehleistung. Die Unterschiede zwischen den blinden und sehbehinderten Personen im Vergleich zu Personen mit normaler Sehleistung wurden mittels Mann-Whitney-U-Test überprüft und sind nicht signifikant.

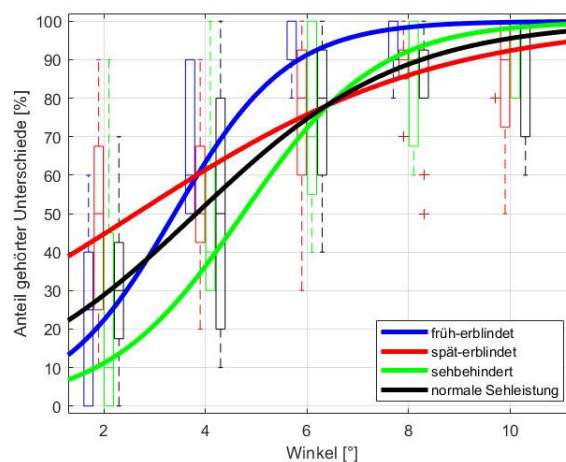


Abbildung 1: frontale Diskrimination der vier Probanden-Gruppen. Durchgezogene Linien zeigen angefitzte psychometrische Funktionen.

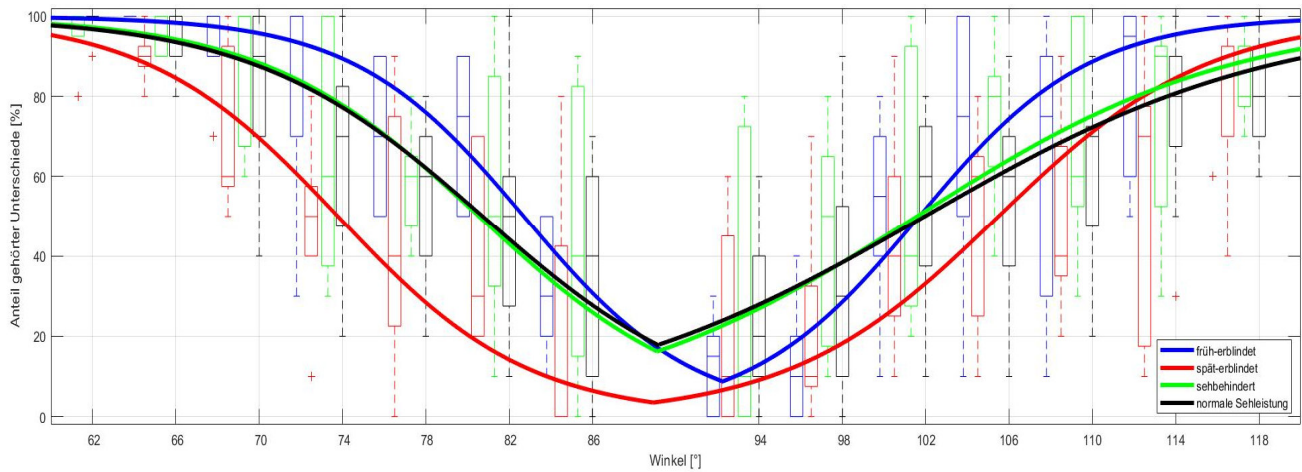


Abbildung 2: laterale Diskrimination links der vier Probanden-Gruppen. Durchgezogene Linien als angefittete psychometrische Funktionen.

Abbildung 2 zeigt die Boxplots der lateralen Diskrimination links aller vier Probanden-Gruppen. Die Anteile korrekt erkannter catch trials (90°) liegt hier bei 90%, 80%, 80% und 80% für früh-erblindete, spät-erblindete, sehbehinderte und sehende Personen. Die psychometrischen Funktionen erzeugen Diskriminationsschwellen von 84° , 75° , 82° und 82° in der vorderen Halbebene und 103° , 107° , 103° und 103° in der hinteren Halbebene für die früh-erblindeten, spät-erblindeten, sehbehinderten und sehenden Probanden. Die Unterschiede zwischen den Probanden-Gruppen sind nicht statistisch signifikant (Mann-Whitney-U-Test). Jedoch unterscheidet sich die Genauigkeit der Diskrimination aller Probanden zwischen der frontalen (3° - 5°) und der lateralen Diskrimination (8° - 17°).

Abbildung 3 zeigt die Boxplots der **lateralen Diskrimination rechts** aller vier Probanden-Gruppen. Die Anteile korrekt erkannter catch trials (270°) liegt hier bei 90%, 90%, 80% und 70% früh-erblindete, spät-erblindete, sehbehinderte und sehende Probanden. Die psychometrischen Funktionen zeigen Diskriminationsschwellen von 261° , 258° , 261° und 258° in der hinteren und 281° , 285° , 283° und 279° in der vorderen Halbebene für früh-erblindete, spät-erblindete, sehbehinderte und sehende Probanden. Die Unterschiede in der Diskriminationsgenauigkeit sind hier mit (9° - 15°) ebenfalls höher als bei der frontalen Diskrimination mit 3° - 5° .

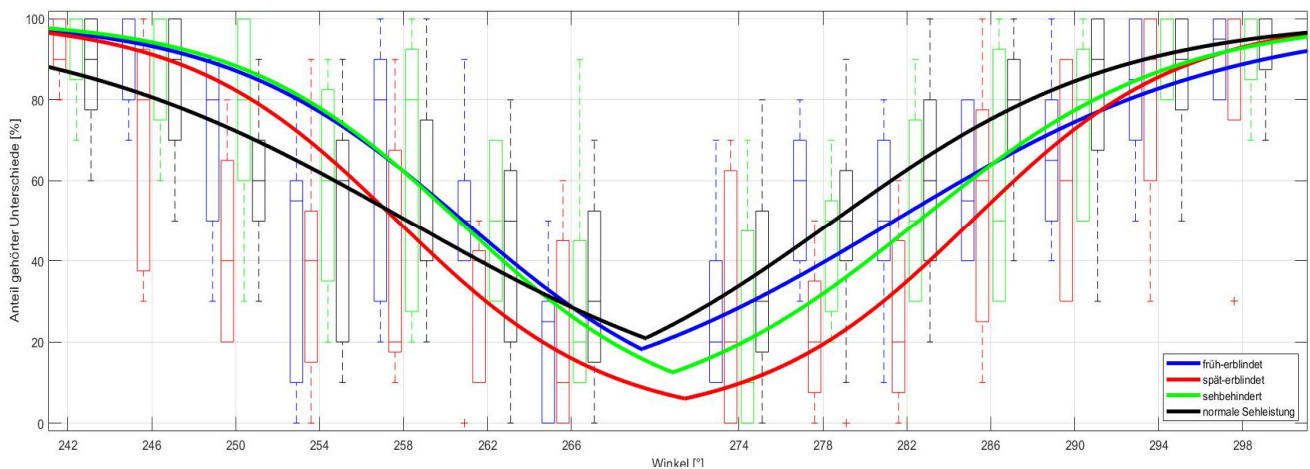


Abbildung 3: laterale Diskrimination rechts der vier Probanden-Gruppen. Durchgezogene Linien als angefittete psychometrische Funktionen.

Diskussion

Die Ergebnisse der vorliegenden Studie weisen keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen der früh-, spät-erblindeten, sehbehinderten und sehenden Probanden auf. Das bedeutet, dass unter Nutzung virtueller Akustik über Kopfhörer sehende und sehbeeinträchtigte Personen gleichermaßen Signale aus verschiedenen horizontalen Winkeln unterscheiden können.

Für die frontale Diskrimination stimmt das Resultat mit den Ergebnissen von [6] überein. Bei der lateralen Diskrimination wurden in der vorliegenden Studie ebenfalls keine Unterschiede zwischen den Probanden-Gruppen gefunden. Dieses Ergebnis weicht von den Erkenntnissen aus [6] bei der Darbietung im Freifeld und einem Abstand von 3m zur Schallquelle ab. Die nicht vorhandenen Unterschiede in unserer Studie können vermutlich auf die Stichprobengröße und das Fehlen der individuellen Pinna-Cues zurückgeführt werden, die durch die generalisierte Pinna des Kunstkopfes der verwendeten HRIR ersetzt wurden, und die individuell von großer Bedeutung für die sehbeeinträchtigten Personen sind [14]. Ein beeinflussender Faktor hierfür sind vermehrt auftretende vorne-hinten Verwechslungen. Diese sind überwiegend bei der lateralen Diskrimination von Bedeutung. Hinzu kommt der geringere Abstand zur Schallquelle, bei Aufnahme der HRIR von 1m, im Gegensatz zu 3m bei [6]. Dies könnte darauf schließen lassen, dass sehbeeinträchtigte Personen eine bessere relative Lokalisationsfähigkeit in größerem Abstand aufweisen als sehende Probanden.

Die binauralen Effekte der interauralen Pegeldifferenzen (ILD) und interauralen Zeitdifferenzen (ITD) sind wichtiger für die horizontale Lokalisation [1] und werden bei der virtuellen Akustik beibehalten [4]. Dadurch haben alle Probanden-Gruppen die gleichen Voraussetzungen.

In einer weiteren Studie könnte das gleiche Experiment für die vertikale Diskrimination durchgeführt werden. Hierbei könnte überprüft werden, ob die schlechtere vertikale Diskrimination der sehbeeinträchtigten Personen gegenüber Normalsehenden [10], [11] auch unter Nutzung virtueller Akustik mit Kopfhörern besteht.

Fazit

Die vorliegende Studie befasst sich mit der relativen horizontalen Lokalisationsfähigkeit früh-erblindeter, spät-erblindeter und sehbehinderter Personen, sowie bei Personen mit normaler Sehleistung. Es zeigt sich, dass die Lokalisationsfähigkeit bei sehbeeinträchtigten Personen keine signifikanten Unterschiede im Vergleich zu Personen mit normaler Sehleistung aufweist. Alle Versuchspersonengruppen sind in der Lage, Geräusche aus unterschiedlichen Richtungen zu diskriminieren. Dies geschieht mit einer Genauigkeit von frontal 3°-5°, lateral links 8°-17° und rechts 9°-15°.

Literatur

- [1] Van Opstal, J. B.: The auditory system and human sound-localization behavior. London, San Diego, Cambridge, Oxford: Academic Press, (2016).
- [2] Voss, P.: Auditory Spatial Perception without Vision. *Front. Psychol.*, vol. 7, art. 1960, pp. 1-7, (2016 Dec.), doi: 10.3389/fpsyg.2016.01960.
- [3] Craig, A.B., Sherman, W.R. und Will, J. D.: Developing virtual reality applications - foundations of effective design. Burlington, MA: Morgan Kaufmann Publishers, Elsevier, (2009).
- [4] Wightman, F. L. and Kistler, D. J.: Headphone simulation of free-field listening. I: Stimulus synthesis. *J. Acoust. Soc. Am.*, vol. 85, no. 2, pp. 858–867, (1989 Feb.), doi: 10.1121/1.397557.
- [5] Röder, B., Teder-Sälejärvi, W., Sterr, A., Rösler, F., Hillyard, S. A. and Neville, H. J.: Improved auditory spatial tuning in blind humans. *Nature*, vol. 400, no. 6740, pp. 162–166, (1999 Jul.), doi: 10.1038/22106.
- [6] Voss, P., Lassonde, M., Gougoux, F., Fortin, M., Guillemot, J. P., and Lepore, F.: Early- and Late-Onset Blind Individuals Show Supra-Normal Auditory Abilities in Far-Space. *Curr. Biol.*, vol. 14, no. 19, pp. 1734–1738, (2004 Oct.), doi: 10.1016/j.cub.2004.09.051.
- [7] Kolarik, A. J., Cirstea, S. and Pardhan, S.: Evidence for enhanced discrimination of virtual auditory distance among blind listeners using level and direct-to-reverberant cues, *Exp. Brain Res.*, vol. 224, no. 4, pp. 623–633, (2013 Feb.), doi: 10.1007/s00221-012-3340-0.
- [8] Zwiers, M. P., Van Opstal, A. J. and Cruysberg, J. R. M.: Two-dimensional sound-localization behavior of early-blind humans, *Exp. Brain Res.*, vol. 140, no. 2, pp. 206–222, (2001 Sep.), doi: 10.1007/s002210100800.
- [9] Zwiers, M. P., Van Opstal, A. J. and Cruysberg, J. R. M.: A Spatial Hearing Deficit in Early-Blind Humans, *J. Neurosci.*, vol. 21, no. 9, pp. RC142–RC142, (2001 May), doi: 10.1523/jneurosci.21-09-j0002.2001.
- [10] Kolarik, A. J., Pardhan, S., Cirstea, S. and Moore, B. C. J.: Auditory spatial representations of the world are compressed in blind humans, *Exp. Brain Res.*, vol. 235, no.2, pp. 597–606, (2017 Feb.), doi: 10.1007/s00221-016-4823-1.
- [11] Voss, P., Lepore, F., Gougoux, F. and Zatorre, R. J.: Relevance of Spectral Cues for Auditory Spatial Processing in the Occipital Cortex of the Blind, *Front. Psychol.*, vol. 2, art. 48, pp. 1-12, (2011 Mar.), doi: 10.3389/fpsyg.2011.00048.
- [12] Brinkmann, F., Lindau, A., Weinzierl, S., Geissler, G., van de Par, S., Aspöck, L., Obdam, R. and Vorländer, M.: The FABIAN head-related transfer function data base, (2017 Feb.), doi: 10.14279/depositonce-5718.
- [13] Jürgens, T. and Brand, T.: Microscopic prediction of speech recognition for listeners with normal hearing in noise using an auditory model, *J. Acoust. Soc. Am.*, vol. 126, no. 5, pp. 2635–2648, (2009 Nov.), doi: 10.1121/1.3224721.
- [14] Doucet, M-E., Guillemot, J-P, M, Lassonde, M., Gagné, J-P., Leclerc, C. and Lepore, F.: Blind subjects process auditory spectral cues more efficiently than sighted individuals, *Exp. Brain Res.*, vol. 160, no. 2, pp. 194–202, (2005 Jan.), doi: 10.1007/s00221-004-2000-4.