

Master-Thesis

Untersuchung des Sensibilisierungspotentials einer Gehörverlustsimulation

Referent:

Prof. Dr. Eicke Godehardt

Korreferentin:

Prof. Dr. Ute Bauer-Wersing

Vorgelegt von:

Valentin Buss

Matrikelnr.: 1405549

valentin.buss@stud.fra-uas.de

Abgabetermin: 14.11.2023

Vorwort

Die vorliegende Arbeit wurde für bessere Lesbarkeit für Menschen mit Einschränkungen optimiert. Dazu wurde die vom Braille Institut empfohlene Schriftart „Atkinson Hyperlegible“ genutzt. Die Schriftart ist kostenlos und kann unter <https://brailleinstitute.org/freefont> heruntergeladen werden.

Zudem wurde auf die übliche Setzung im Blocksatz verzichtet, da der Flattersatz durch unterscheidbare Zeilenenden und gleichmäßige Wortabstände die Orientierung im Text erleichtert. Dieses Vorgehen orientiert sich am Styleguide für Lesbarkeit von Text der Bundesregierung: <https://styleguide.bundesregierung.de/sg-de/hilfsmittel/barrierefreiheit/lesbarkeit-von-text>

Beim Erstellen dieser Arbeit wurden KI-Tools genutzt. Diese dienten in erster Linie der Unterstützung von Recherche und kreativer Ideenfindung im Konzeptionsprozess der Arbeit und der Evaluationsstudie. Des Weiteren wurden Tools zur Unterstützung der Erstellung eines Skripts in R zur statistischen Auswertung der Studiendaten und zur Erstellung eines Hintergrundgeräuschs für die Nutzung in der durchgeführten Studie verwendet.

Der Text der vorliegenden Arbeit wurde vollständig durch den Autor geschrieben und enthält keine durch KI-Tools verfassten Abschnitte. Sämtliche in dieser Arbeit direkt oder indirekt referenzierten Informationen stammen aus den angegebenen Literaturquellen und nicht aus (potentiell fehlerhaften) KI-generierten Ausgaben.

Im Folgenden sind die genutzten Tools und Anwendungsfelder aufgelistet:

Toolname	Nutzung
ChatGPT	Unterstützung von Ideenfindung, Konzeption und Suche der korrekten R-Befehle für die statistische Auswertung
Bing Chat	Unterstützung der Suche nach passender Hardware und Software für den Hörverlustsimulator
Elicit	Unterstützung der Recherche relevanter wissenschaftlicher Quellen
Research Rabbit	Unterstützung der Recherche relevanter wissenschaftlicher Quellen
Stable Audio	Erstellung eines Hintergrundgeräuschs (Babble Noise) für die Evaluationsstudie

Abstract

Das Ziel dieser Arbeit ist es, zur Erforschung der Sensibilisierungswirkung von Gehörverlustsimulationen beizutragen.

Hierzu wird eine Plattform auf Basis eines Raspberry Pi entwickelt, mit der sich verschiedene Ausprägungen von Gehörverlust in Echtzeit simulieren lassen. Auf der Plattform wird beispielhaft die durchschnittliche Altersschwerhörigkeit eines 70-jährigen Mannes implementiert.

Mit Hilfe dieser Implementierung wird in einer Evaluationsstudie untersucht, wie sich die Gehörverlustsimulation auf die Empathie für die Belange von höreingeschränkten Menschen auswirkt. Dabei führen die Versuchspersonen eine Konversation in einer Café-Szenerie, während sie mit einer von zwei Gehörverlustsimulationsvarianten beaufschlagt sind. Variante A stellt die neu entwickelte Echtzeitsimulation dar, Variante B ein einfacher Kapselgehörschutz.

Die Studie zeigt allgemein einen signifikanten Pre-Post Effekt der Gehörverlustsimulation auf die „Perspective Taking“-Skala des „Saarbrücker Persönlichkeitsfragebogen zur Empathie“ (SPF-IRI). Die These, dass Variante A einen signifikant stärkeren Effekt als Variante B hat, kann jedoch nicht bestätigt werden.

Dieses Ergebnis lässt vermuten, dass eine möglichst akkurate Darstellung des Gehörverlusts weniger wichtig für eine Sensibilisierungswirkung ist, als die Gestaltung des Gesamterlebnisses der Höreinschränkungssimulation in Wechselwirkung mit der Umgebung.

Für eine zukünftige Überprüfung dieser Vermutung steht die in dieser Arbeit entwickelte Plattform zur freien Verfügung. Eine Teileliste, eine Aufbauanleitung sowie die in dieser Arbeit genutzte Implementierung der Höreinschränkung sind unter <https://github.com/Va-Bu/hl-sim> abrufbar.

Inhalt

Abkürzungsverzeichnis:	3
1 Motivation und Ziele der Arbeit	4
1.1 Prävalenz von Höreinschränkungen	4
1.2 Bedeutung von Höreinschränkungen für den Menschen	4
1.3 Methoden und Ziele	5
1.4 Vorgehen	7
2 Das Hören und seine Hintergründe	8
2.1 Anatomie und Bedeutung für das Hören	8
2.1.1 Äußeres Ohr	8
2.1.2 Innenohr und neuronale Verarbeitung	10
2.2 Pathologie und Höreinschränkungen	12
2.2.1 Schallleitungsschwerhörigkeit	13
2.2.2 Schallempfindungsschwerhörigkeit	13
2.2.3 Audiogramme	15
2.3 Auswirkung von Raumakustik auf das Hören	16
2.4 Relevanz für diese Arbeit	17
3 Simulatorentwicklung	19
3.1 Konzeption der Plattform	19
3.1.1 x86/x64 PC	19
3.1.2 Raspberry Pi	20
3.1.3 Bela	21
3.2 Auswahl der Komponenten und Blockschaltbild	22

3.3	Software und Signalverarbeitung	24
3.3.1	(Echtzeit) Audio unter Linux	25
3.3.2	Auswahl der Linux Distribution	28
3.3.3	Auswahl der Signalverarbeitungssoftware	29
3.4	Implementierung der Gehörverlustsimulation	33
4	Evaluation des Simulators.....	39
4.1	Ziel des Versuchs	39
4.2	Methodik und verwandte Arbeiten	40
4.3	Studiendesign.....	42
4.3.1	Unabhängige Variablen.....	42
4.3.2	Abhängige Variablen	43
4.3.3	Umgebung	46
4.3.4	Ablauf	49
4.3.5	Einladung der Versuchspersonen	51
4.4	Ethische Aspekte.....	52
4.5	Ergebnisse	53
4.6	Zusätzliche qualitative Erhebung	55
5	Diskussion und Fazit.....	56
5.1	Diskussion der Studienergebnisse.....	56
5.2	Desiderata.....	57
5.3	Zusammenfassung	59

Abkürzungsverzeichnis:

ADC	-	Analog Digital Conversion / Analog zu Digital Konvertierung
DAC	-	Digital Analog Conversion / Digital zu Analog Konvertierung
HAT	-	Hardware Attached on Top / Hardwareaufsatz für Raspberry Pi
ICF	-	International Classification of Functioning / Internationale Klassifikation der Funktionsfähigkeit
OS	-	Operating System / Betriebssystem
RPi	-	Raspberry Pi
WHO	-	World Health Organization / Weltgesundheitsorganisation

1 Motivation und Ziele der Arbeit

Das Hören ist einer der klassischen fünf Sinne des Menschen und trägt im Alltag eine große Bedeutung. Dennoch ist der Hörsinn in der Forschung im Vergleich zum Sehsinn unterrepräsentiert (Hutmacher, 2019). Auch in der öffentlichen Wahrnehmung zeigen sich Unterschiede. So sind Sehhilfen wie Brillen und Kontaktlinsen in entwickelten Ländern wie Deutschland alltäglich, wenn nicht sogar modisch, während Hörhilfen noch immer ein Stigma anhaftet (Ruusuvuori *et al.*, 2021). Dies führt unter anderem auch zu einer mangelnden Versorgung von hörgeschädigten Menschen mit Hörhilfen (Barton *et al.*, 2001).

Im folgenden Einleitungsteil dieser Arbeit wird die Bedeutung von Höreinschränkungen für den Menschen erläutert. Anschließend wird erörtert, mit welchem Vorgehen die Arbeit dazu beitragen soll, das Thema Höreinschränkung besser zu beleuchten und ihm zu mehr Aufmerksamkeit zu verhelfen.

1.1 Prävalenz von Höreinschränkungen

Die World Health Organization (WHO) geht davon aus, dass die Zahl der Personen mit Höreinschränkungen bis 2050 auf fast 2,5 Milliarden ansteigen wird, davon über 700 Millionen mit mittleren oder schweren Höreinschränkungen. Das entspricht bei einer bis dahin erwarteten Weltbevölkerung von 10 Milliarden Menschen etwa 25 % bzw. 7 % der Bevölkerung (World Health Organisation, 2021). Dennoch zeigen Studien, dass sich die Anzahl von Menschen mit Hörhilfen bisher nur im Bereich von 1-4 % bewegt, die überwiegende Anzahl der höreingeschränkten Menschen also nicht mit Hörhilfen versorgt ist (Barton *et al.*, 2001).

Diese Arbeit soll zum einen dazu beitragen, den Forschungsrückstand bezüglich des Hörsinns aufzuholen und dem Hören in der allgemeinen Wahrnehmung einen höheren Stellenwert zu verschaffen. Zum anderen soll der großen Zahl an Menschen mit unversorgter Höreinschränkung geholfen werden, indem untersucht wird, inwiefern auch für deren Bedarfe sensibilisiert werden kann.

1.2 Bedeutung von Höreinschränkungen für den Menschen

Gemäß der "Internationalen Klassifikation der Funktionsfähigkeit, Behinderung und Gesundheit" (ICF) (World Health Organisation, 2001) fallen die Funktionen des Hörens in die Kategorie b230 (b Körperfunktionen, b2 Sinnesfunktionen und Schmerz, b230 Funktionen des Hörens (Hörsinn)). Zu den aufgeführten Funktionen gehören nicht nur die reine Schallwahrnehmung (b2300), sondern beispielsweise auch die Fähigkeit, die Richtung eines Schallereignisses wahrnehmen zu können

(b2303 Richtungshören) oder Sprache verstehen und von anderen Geräuschen differenzieren zu können (b2304 Sprachdifferenzierung).

Eine Störung oder Einschränkung der unter b230 aufgeführten Funktionen kann zu erheblichen Auswirkungen auf den Bereich der Aktivitäten und Partizipation (d), insbesondere den Bereich Kommunikation (d3) haben. Die Aktivität einer Unterhaltung mit mehreren Personen (d3504) sei an dieser Stelle besonders hervorgehoben. Weshalb dies für Menschen mit Höreinschränkungen besonders schwierig sein kann, wird in Kapitel 2.2.2 Schallempfindungsschwerhörigkeit erläutert. Letztendlich können darunter auch die interpersonellen Interaktionen und Beziehungen (d7) leiden, was sich wiederum auf die mentalen Funktionen (b1) wie psychosoziale Funktionen (b122) auswirken kann.

Forschung zu den Auswirkungen von Gehöreinschränkungen im Alter legt zudem den Verdacht nahe, dass die Einschränkung des Hörens in Verbindung mit der daraus folgenden Einschränkung sozialer Interaktion Depressionen sowie einen Rückgang kognitiver Funktionen begünstigt (Rutherford *et al.*, 2018). Laut Lind *et. al.* liegt auch häufig eine Komorbidität von Höreinschränkung und kognitiver Einschränkung vor, auch wenn ein kausaler Zusammenhang hier nicht eindeutig geklärt ist (Lind, Meyer and Young, 2016).

Durch die vergleichsweise geringe öffentliche Aufmerksamkeit, die dem Thema Höreinschränkungen zuteilwird, werden auch die in diesem Kapitel erläuterten Auswirkungen leicht unterschätzt. Selbstverständlich steht die Prävention von Gehörschädigungen an vorderster Stelle und auch eine bessere Versorgung mit Hörhilfen kann Betroffenen helfen. Nicht zuletzt spielt aber die Sensibilisierung des Umfelds betroffener Personen eine große Rolle. Auf der einen Seite kann Sensibilisierung der besseren Rücksichtnahme dienen, andererseits kann sie auch Missstände aufzeigen und so deren Behebung forcieren. So könnten beispielsweise sensibilisierte Architekt:innen bei der Planung von Räumen von vornherein ein größeres Augenmerk auf eine akustisch günstige Gestaltung legen oder nach dem Bau akustische Optimierungsmaßnahmen ausführen.

1.3 Methoden und Ziele

Eine Möglichkeit, die Gesellschaft bzw. bestimmte Zielgruppen für die Auswirkungen und damit auch für die Bedarfe von höreingeschränkten Menschen zu sensibilisieren, ist die Simulation (Bearman *et al.*, 2015). Hierfür wird das verringerte Hörvermögen einer höreingeschränkten Person künstlich erzeugt und so für Menschen ohne Höreinschränkung erlebbar gemacht. Die Simulatoren reichen hierbei von stark vereinfachten (und entsprechend unrealistischen) Verfahren mit vorprozessierten

Audioaufnahmen bis hin zu akademisch fundierten Hörverlustsimulationen, z.B. im EU-Förderprojekt "3D Tune-In" sowie diversen weiteren Arbeiten, auf die in dieser Arbeit an gegebener Stelle eingegangen wird (Sevigny-Skyer and Dagel, 1990; Hu *et al.*, 2011; Cuevas-Rodríguez *et al.*, 2017; Kock, 2021).

Von besonderer Bedeutung für eine realitätsnahe Simulation ist eine mobile Echtzeitsignalverarbeitung, die das Erlebnis in Alltagssituationen ermöglicht. Kommerziell wird zwar beispielsweise von der Firma Sensimetrics¹ eine Echtzeitsimulation angeboten, diese ist jedoch recht kostspielig und durch die Notwendigkeit eines Windows-Computers wenig mobil. Ein Ziel dieser Arbeit ist daher, eine leicht und kostengünstig reproduzierbare Echtzeitsimulation zu entwickeln, welche hinreichend portabel für den Einsatz in Alltagssituationen ist. Über die Forschung in dieser Arbeit hinaus soll die Hörverlustsimulation als Plattform für weitere Entwicklung und Forschung genutzt werden können. So soll ein Beitrag dazu geleistet werden, den Rückstand in der Hör(verlust)forschung im Vergleich zur Seh(verlust)forschung aufzuholen.

Zudem konzentrierte sich die Forschung zu Gehörverlustsimulatoren bisher darauf, eine möglichst akkurate Verschlechterung der Hörleistung zu erzielen (Graf, 1997; M. I. Porhun *et al.*, 2021). Wenig beleuchtet ist hingegen, welche indirekten Auswirkungen die Hörverlustsimulation auf die Testpersonen hat.

Allgemein ist bei Behinderungssimulationen umstritten, inwiefern diese die gewünschten Sensibilisierungseffekte auf uneingeschränkte Menschen haben. Studien, welche positive Effekte auf die Einstellung der Testpersonen gegenüber Menschen mit Einschränkungen nach Erlebnis einer Simulation messen konnten (Sevigny-Skyer and Dagel, 1990; Chowdhury, Ferdous and Quarles, 2021), stehen kritischen Studien gegenüber, die sogar negative Auswirkungen auf die Einstellung der Testpersonen gemessen haben (French, 1992; Nario-Redmond, Gospodinov and Cobb, 2017). Bei diesen zeigte sich insbesondere der negative Effekt gesteigerter Angst vor dem Eintreten einer eigenen Einschränkung. Ein weiteres Ziel dieser Arbeit ist daher, zu erheben, wie sich die realistische Echtzeit-Gehörverlustsimulation im Vergleich zu einer stark vereinfachten und entsprechend fehlerhaften Simulation auf die Testpersonen auswirkt.

¹ <https://shop.sens.com/products/immersive-helps>

1.4 Vorgehen

Um die eingehend beschriebenen Ziele zu erreichen, ist für die Arbeit folgendes Vorgehen geplant:

1. Definition einer portablen, einfach reproduzierbaren und möglichst günstigen Hardware-Plattform für einen Hörverlustsimulator
2. Software-Implementierung einer Gehörverlustsimulation auf der definierten Hardware-Plattform
3. Konzeption einer Studie zur Erforschung der Sensibilisierungswirkung jener Gehörverlustsimulation
4. Durchführung und Auswertung der Studie

An diesem Vorgehen orientiert sich auch die weitere Struktur dieser Arbeit.

Der Zeitplan für die Durchführung der einzelnen Schritte findet sich im Anhang dieser Arbeit in Appendix A.

2 Das Hören und seine Hintergründe

In diesem Kapitel wird beschrieben, wie die wichtigsten Elemente des menschlichen Gehörs funktionieren und welche funktionellen Einschränkungen durch eine pathologische bzw. altersbedingte Veränderung dieser Elemente bewirkt werden. Zudem wird erläutert, welche Bedeutung die Akustik von Räumen für das Hören hat.

2.1 Anatomie und Bedeutung für das Hören

Zunächst wird beim Hören zwischen dem peripheren Anteil (der jeweils links und rechts stattfindet) und dem zentralen Anteil (nach Zusammenführung der neuronalen Signale beider Seiten) unterschieden. Der periphere Anteil kann anatomisch in die Bereiche Äußeres Ohr, Mittelohr, Innenohr und den VIII. Hirnnerv (Hörnerv) gegliedert werden (Boenninghaus and Lenarz, 2007, p. 6). Die folgende Beschreibung lehnt sich an diese Unterteilung an, wobei die neuronale Verarbeitung vom Innenohr bis zum auditiven Cortex gemeinsam mit dem Innenohr erläutert wird.

2.1.1 Äußeres Ohr

Zum äußeren Ohr gehört neben der von außen sichtbaren Ohrmuschel (*Pinna* bzw. *Auricula Auris*) auch der äußere Gehörgang bis vor das Trommelfell (Boenninghaus and Lenarz, 2007, p. 6). Die Ohrmuschel ist individuell von Mensch zu Mensch verschieden geformt und dient nicht nur zum Einfangen von Schall in Richtung Gehörgang. Durch die unterschiedlich ausgeprägten Falten und Leisten wird Schall je nach Einfallrichtung und Wellenlänge unterschiedlich verändert, indem es beispielsweise zu Abschattung, Beugung oder Resonanzeffekten kommt. Auch Abschattung und Reflektion an Schädel und Torso (insbesondere Schultern), aber vor allem am äußeren Ohr, liefern so wichtige Informationen für die Ortung einer Schallquelle. Im Entwicklungsprozess des Hörens, welcher bereits vor der Geburt beginnt und noch bis ins Jugendlichenalter andauert, wird unter anderem auch der Zusammenhang zwischen der Ursprungsrichtung eines Schallereignisses und der damit verbundenen Klangfärbung gelernt. Ausführlich wurden diese Mechanismen von Jens Blauert untersucht und beschrieben (Blauert, 1996, pp. 63–77). Für die exakte Verortung von Schallquellen auf der Transversalebene sind zudem die Zeit- und Lautstärkeunterschiede zwischen linkem und rechtem Ohr maßgeblich. Hierauf wird im Kapitel 2.1.2 „Innenohr und neuronale Verarbeitung“ nochmals Bezug genommen.

Der Gehörgang ist ebenfalls individuell ausgeprägt und verläuft in der Regel nicht in einer geraden Linie, sondern gekrümmt. Zusammen mit den Haaren und Talgdrüsen im äußeren Teil des Gehörgangs sorgt dies für Schutz gegen das Eindringen von Fremdkörpern. Bei gesunden Ohren wird der äußere Gehörgang durch kontinuierlichen Transport von Talg bzw. Zerumen nach außen sauber und frei

gehalten. Der innere Gehörgang verfügt nicht mehr über Talgdrüsen und endet am Trommelfell (Boenninghaus and Lenarz, 2007, pp. 6–7). Mittelohr

Das Mittelohr umfasst die sogenannte Paukenhöhle (*Cavum Tympani*), beginnt mit dem Trommelfell (*Membrana Tympani*) und endet an der Hörschnecke (*Cochlea*) (siehe Abbildung 1). Der am Trommelfell einfallende Schall wird über die Gehörknöchelchen Hammer, Amboss und Steigbügel an das ovale Fenster der Hörschnecke übertragen (Boenninghaus and Lenarz, 2007, pp. 7, 12–13).

In erster Linie übernimmt das Mittelohr dabei die Aufgabe der Impedanzanpassung zwischen Luftschall im Gehörgang und Körperschall in der mit Lymphe gefüllten Hörschnecke. Der Impedanzsprung würde ansonsten dazu führen, dass ein Großteil der Schallleistung nicht übertragen, sondern reflektiert werden würde. Die Impedanzanpassung erfolgt über Flächenunterschiede zwischen Trommelfell und ovalem Fenster der Cochlea sowie über Hebelwirkung der Gehörknöchelchen Hammer und Amboss, was insgesamt zu einer Schalldruckverstärkung von ca. 1:18 bis 1:22 führt (Boenninghaus and Lenarz, 2007, p. 22).

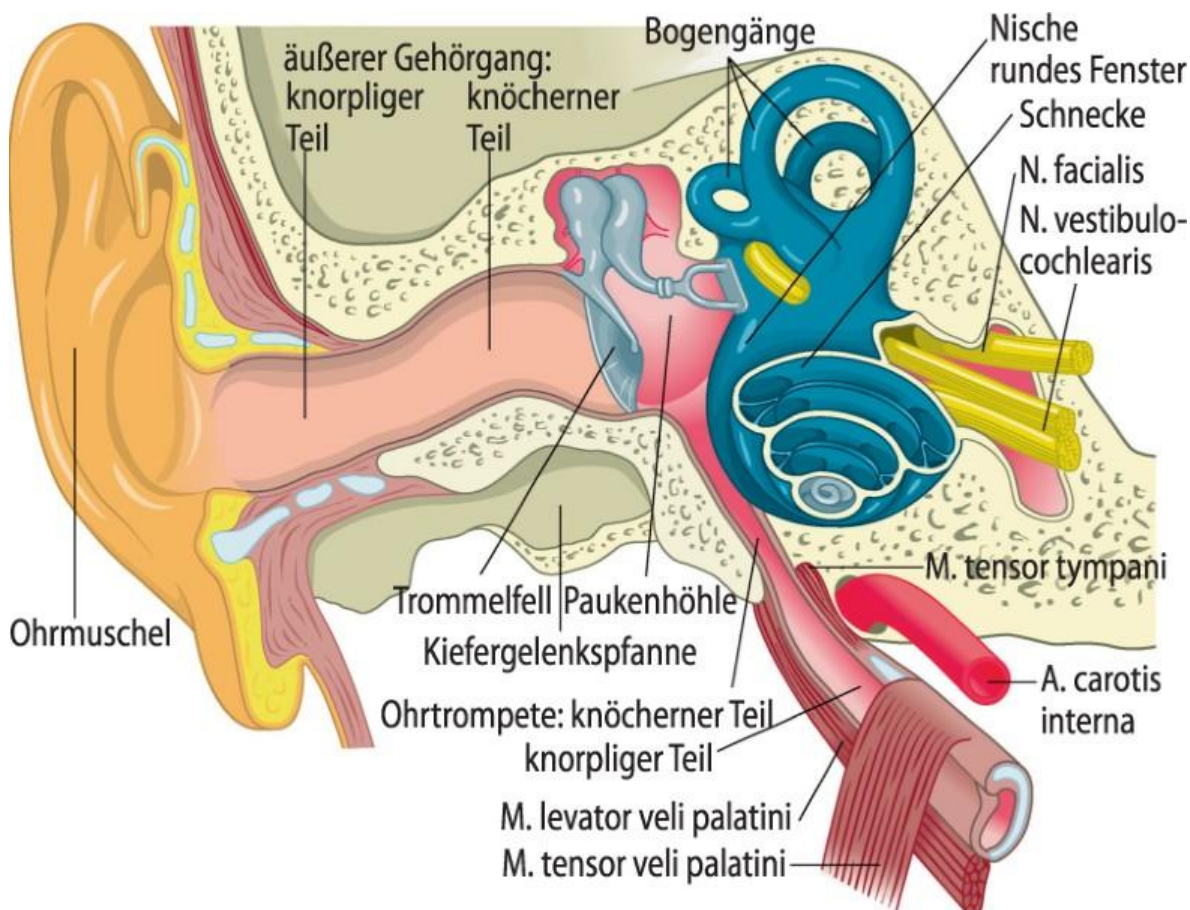


Abbildung 1: Querschnitt des Ohres, mit Außenohr, Mittelohr und Hörschnecke (Cochlea), die das Innenohr darstellt (Boenninghaus and Lenarz, 2007, p. 6)

Damit das Trommelfell nicht durch Druckunterschiede zwischen Paukenhöhle und Außenohr bzw. Außenwelt beeinträchtigt wird, verbindet die Eustachische Röhre die Paukenhöhle mit dem Nasen-Rachen-Raum. Über diese Röhre kann ein Druckausgleich erfolgen oder Flüssigkeit aus der Paukenhöhle abfließen (Boenninghaus and Lenarz, 2007, pp. 13–14).

2.1.2 Innenohr und neuronale Verarbeitung

Das Innenohr besteht aus der Hörschnecke und dem Gleichgewichtsorgan (auf welches hier nicht näher eingegangen wird). Nach der im vorherigen Kapitel beschriebenen Übertragung des Luftschalls in eine Schwingung der Lympflüssigkeit in der Hörschnecke, bildet sich dort (nach der hydrodynamischen Theorie von Georg von Békésy) eine Volumenverschiebung der Flüssigkeit aus. Diese läuft vom ovalen Fenster entlang der sogenannten *Scala Vestibuli* bis zum *Helicotrema* und über die *Scala Tympani* zurück bis zum runden Fenster (Boenninghaus and Lenarz, 2007, p. 23). Durch die Volumenverschiebung kommt es zu einer Wanderwelle auf der Basilarmembran, welche das Corti-Organ, das eigentliche Hörorgan mit den für das Hören zuständigen Sinneszellen und Nervenfasern trägt. Dabei erreicht die Amplitude der Basilarmembranauslenkung aufgrund der Anatomie der Hörschnecke (abnehmende Steifigkeit der Basilarmembran mit Entfernung vom ovalen Fenster) je nach Frequenz des Schalls näher oder ferner des ovalen Fensters ihr Maximum. Für hohe Frequenzen wird das Maximum nah am ovalen Fenster erreicht, für niedrige Frequenzen weit von diesem entfernt, nahe am *Helicotrema*. So ergibt sich eine räumliche Verteilung von Schallfrequenz bzw. Tonhöhe entlang der Basilarmembran (ebd.).

Die Wahrnehmung einer Schallfrequenz ist jedoch nicht alleine vom Ort der Maximalauslenkung abhängig. Das bereits erwähnte Corti-Organ verfügt über äußere und innere Haarzellen, welche zwischen Basilarmembran und Tektorialmembran sitzen und durch das Schwingen der Basilarmembran relativ zur Tektorialmembran in der Frequenz des Schallereignisses angeregt werden. Auch aus der Anregungsfrequenz erhält der *auditive Cortex* die Information über die wahrgenommene Tonhöhe.

Bei der Anregung der Haarzellen ist die Wirkung der äußeren Haarzellen besonders hervorzuheben, denn sie arbeiten im Gegensatz zu den inneren Haarzellen nicht nur sensorisch, sondern auch motorisch. Werden die äußeren Haarzellen durch Verschiebung der Basilarmembran gegenüber der Tektorialmembran angeregt (siehe Abbildung 2), reagieren sie durch eigene Schwingungen. Diese Eigenschwingungen führen zu einer Verstärkung der Verschiebungen, da sie die Tektorialmembran zusätzlich bewegen. So werden die inneren Haarzellen selbst bei sehr geringen Schallamplituden angeregt und auch leise Schallereignisse hinreichend hörbar.

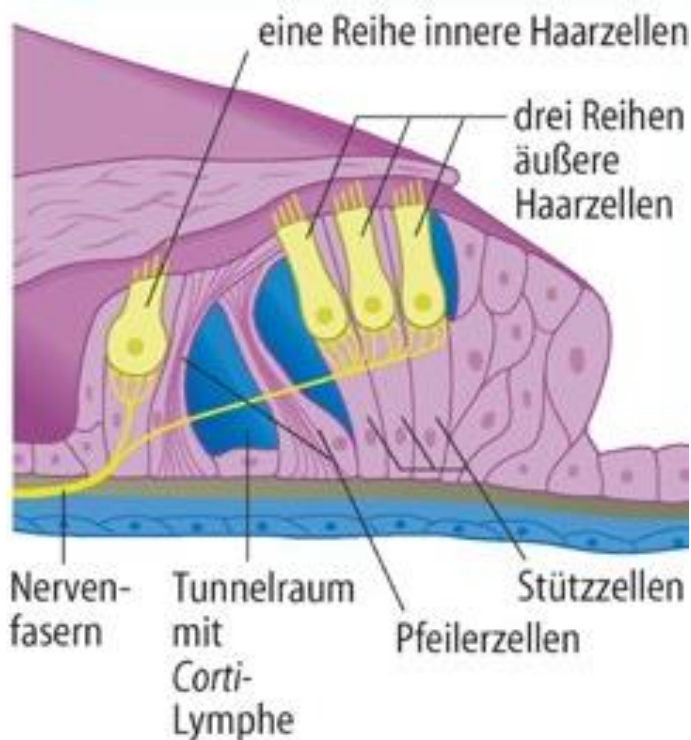


Abbildung 2: Schnitt durch das Corti-Organ mit äußeren und inneren Haarzellen. Die Basalmembran (unten, blau) bewegt sich bei Schallereignissen zusammen mit dem Corti-Organ relativ zur Tektorialmembran (oben, lila) (Boenninghaus and Lenarz, 2007, p. 16)

Andererseits können die Eigenschwingungen der äußeren Haarzellen auch inhibierend wirken. So wird sowohl der Anstieg der Anregung bei höheren Schallamplituden reduziert (Dynamikkompression) als auch die Anregung benachbarter Haarzellen unterdrückt. Letzteres führt zu einer nochmals gesteigerten Frequenzauflösung, da die entlang der Basalmembran benachbarten Sinneszellen, die einer höheren oder niedrigeren Tonhöhe zugeordnet sind, nicht oder lediglich vermindert aktiviert werden (Boenninghaus and Lenarz, 2007, p. 24). So ist die Tonhöhenauflösung des Gehörs sehr viel genauer als beispielsweise die Lautstärkeauflösung, welche nach Forschung von Zwicker und Feldtkeller die Lautstärke innerhalb größerer Tonhöhenbereiche aufsummiert (Zwicker and Feldtkeller, 1955).

Die Steuerung der motorischen Aktivitäten der äußeren Haarzellen findet im oberen Olivenkomplex (*Olivia Superior*) statt (siehe Abbildung 3). Dies markiert auch den Übergang vom peripheren Hören, das im linken und rechten Ohr unabhängig abläuft, zum seitenverknüpften zentralen Hören. Auch wenn die sogenannte Hörbahn beidseitig verläuft und bis hin zum *auditiven Cortex* praktisch doppelt vorhanden ist, bestehen bereits im oberen Olivenkomplex und damit sehr nah an der Hörschnecke Querverbindungen zwischen linker und rechter Seite (Boenninghaus and Lenarz, 2007, pp. 19–20). Hier findet auch bereits der Abgleich von Pegel- und Laufzeitdifferenzen statt, was wie in Kapitel 2.1.1 beschrieben die transversale Verortung von Schallereignissen unterstützt (Blauert, 1996, pp. 71–76).

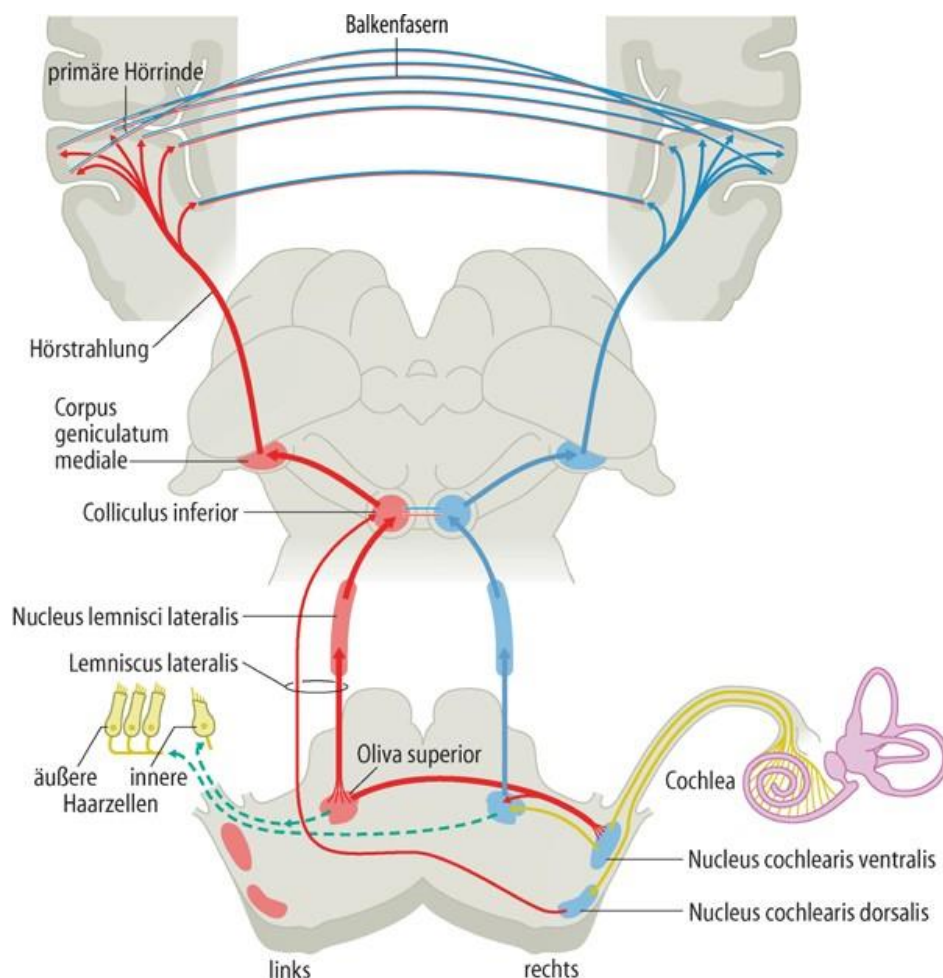


Abbildung 3: Die Hörbahn eines Menschen ausgehend von der Cochlea unten rechts bis zum auditorischen Cortex in der primären Hörrinde oben, inklusive der Querverbindungen zwischen linker (rot) und rechter (blau) Seite (Boenninghaus and Lenarz, 2007, p. 19)

Damit verbunden ist auch der sogenannte „Cocktailparty-Effekt“, der es ermöglicht, sich auf bestimmte Schallereignisse zu fokussieren. Dabei wird in der weiteren kognitiven Verarbeitung gezielt der Schallanteil herausgehoben, der aus einer bestimmten Richtung eintrifft und damit bestimmte interaurale Pegel-, Laufzeit- und Frequenzspektrums-Unterschiede aufweist.

2.2 Pathologie und Höreinschränkungen

Unter Kenntnis der Aufgaben der verschiedenen Bestandteile des Hörapparats lässt sich nachvollziehen, welche Auswirkungen pathologische Veränderungen auf das Hörvermögen haben können. Auch wenn das Hören nur teilweise eingeschränkt ist, spricht man vom Hörverlust (Hypakusis). Das Spektrum der möglichen Ursachen für Hörverlust reicht von genetischer Veranlagung (Boenninghaus and Lenarz, 2007, p. 109) über Fremdeinwirkung (z.B. Knalltrauma (Boenninghaus and Lenarz, 2007, p. 106)) bis hin zu ungesundem Lebenswandel (z.B. Nikotinkonsum (Chang *et al.*, 2016)). Die wohl häufigste Ursache für ein abnehmendes Hörvermögen ist aber die Alterung, insbesondere ab

dem 50. Lebensjahr – hier spricht man auch von Presbyakusis (Boenninghaus and Lenarz, 2007, pp. 107–108).

Zur Eingrenzung der Ursache wird zunächst zwischen zwei Arten der Höreinschränkung unterschieden, der Schallleitungsschwerhörigkeit und der Schallempfindungsschwerhörigkeit (Boenninghaus and Lenarz, 2007, pp. 32–34).

2.2.1 Schallleitungsschwerhörigkeit

Bei der Schallleitungsschwerhörigkeit liegt die Ursache auf der Strecke vom Gehörgang bis zum ovalen Fenster der Hörschnecke.

Durch Entzündung, mangelnden Zerumen-Transport oder individuelle Anatomie kann der Gehörgang stark verengt sein. Dies führt erst zum Hörverlust, wenn der Gehörgang vollständig blockiert ist und lässt sich in der Regel leicht beheben, indem der Gehörgang gesäubert bzw. die Entzündung behandelt wird. Chronische Entzündungen können jedoch zu wiederkehrenden Problemen führen.

Nochmals komplizierter sind pathologische Veränderungen des Mittelohrs. Ist das Trommelfell oder eines der Gehörknöchelchen beschädigt oder sammelt sich in der Paukenhöhle Flüssigkeit (Paukenerguss), funktioniert die in Kapitel 0 beschriebene Impedanzanpassung nicht mehr und die Lautstärke des wahrgenommenen Schalls ist stark herabgesetzt. Hier kann ein Hörgerät, das den Pegelverlust kompensiert, gute Abhilfe leisten.

2.2.2 Schallempfindungsschwerhörigkeit

Bei Schallempfindungsschwerhörigkeit ist die Bandbreite möglicher Ursachen nochmals größer. Man kann weiterhin eine Unterteilung in sensorische und neurale bzw. zentrale Schwerhörigkeit vornehmen (Boenninghaus and Lenarz, 2007, p. 35).

Sensorische Schallempfindungsschwerhörigkeit liegt dann vor, wenn die Haarzellen in der Hörschnecke nicht mehr ordnungsgemäß funktionieren. Bei alterungs- oder toxikologisch bedingter Abnahme der Haarzellenaktivität ist der hochfrequente Bereich nahe dem ovalen Fenster stärker betroffen als der weiter entfernte tieffrequente Bereich. Entsprechend ergibt sich zunächst eine Hochtonschwerhörigkeit, die sich jedoch mit Fortschreiten bis in den Mitteltonbereich (ca. 500 Hz) hinabzieht. Bei traumatischen Einwirkungen, z.B. durch überdurchschnittliche Lärmexposition, ist besonders der Bereich um 4 kHz betroffen, da sich hier in der Basalwindung der Gehörschnecke ein Energiemaximum bildet und zugleich die Hörschwelle sehr niedrig ist, also schon ein geringer Schalldruck zu einer starken Reizung der Haarzellen führt (Boenninghaus and Lenarz, 2007, p. 106).

Durch ein Absterben der Haarzellen wird dabei nicht nur die Hörschwelle heraufgesetzt, was die Wahrnehmung leiser Schallereignisse und Sprache erschwert. Die in Kapitel 2.1.2 beschriebene Inhibierung durch Eigenschwingung der äußeren Haarzellen findet ebenfalls nicht mehr statt. Das bedeutet, dass die natürliche Dynamikkompression der Hörwahrnehmung entfällt und oberhalb der Hörschwelle ein unnatürlicher Lautstärkeanstieg erfolgt. So ist die übliche Reaktion beim Sprechen mit Schwerhörigen, deutlich lauter zu sprechen, unter Umständen kontraproduktiv, weil der starke Lautstärkeanstieg zu einem Überschreiten der Unbehaglichkeitsschwelle führt. Dieses Phänomen wird als „Recruitment“ bezeichnet (Boenninghaus and Lenarz, 2007, p. 35). Moderne Hörgeräte können mit Multiband-Kompressoren eine frequenzabhängige Dynamikkompression vornehmen und damit ein natürlicheres Hörgefühl wiederherstellen.

Da auch die Inhibierung der Schwingung benachbarter Bereiche der Basilarmembran entfällt, ergibt sich überdies ein Verschmieren der Tonhöhenwahrnehmung. Die exakte akustische Erfahrung aufgrund dieser spektralen Verschmierung ist schwer nachzuvollziehen. Simulationen ergeben aber einen mechanisch/roboterhaft klingenden Effekt und es ist eine negative Auswirkung auf die Sprachverständlichkeit messbar (Graf, 1997; M. I. Porhun *et al.*, 2021). Bisher ist kein Verfahren bekannt, diese Effekte zu beheben oder zu kompensieren. Auch das Hören mit Cochlea-Implantaten weist eine solche spektrale Verschmierung auf, da die Elektroden breitere Bereiche der Hörnerven gleichzeitig aktivieren (Boenninghaus and Lenarz, 2007, pp. 115–116).

Bei retrocochleärem bzw. neuralem Hörverlust liegen Probleme in der Verarbeitung der Sinnesreize im Verlauf der Hörbahn bzw. im auditiven Cortex vor. Neben neurologischen Erkrankungen wie Multipler Sklerose können auch Tumore oder ototoxische Medikamente den Hörnerv schädigen (Boenninghaus and Lenarz, 2007, p. 108). Auch altersbedingte Veränderungen können die neurale Verarbeitung der Hörreize beeinträchtigen. Die Ursache einer derartigen Schwerhörigkeit ist mitunter schwer zu ermitteln, da ein Großteil der üblichen klinischen Tests keinen Befund zeigt. (Valderrama, de la Torre and McAlpine, 2022). Insbesondere im Alter liegt meist eine gleichzeitige Verschlechterung sensorischer und neuraler Reizverarbeitung vor, zumal sich die Nervenbahnen, die mangels sensorischer Aktivierung nicht mehr angesprochen werden, allmählich zurückbilden. Auch der Abbau kognitiver Fähigkeiten im Alter kann das zentrale Hören beeinträchtigen. So wird beispielsweise die zeitliche Auflösungsfähigkeit schlechter, sodass interaurale Zeitunterschiede schlechter zur in Kapitel 2.1.3 beschriebenen transversalen Quellenverortung genutzt werden können (Boenninghaus and Lenarz, 2007, pp. 25, 35, 45; Kortlang, Mauermann and Ewert, 2016).

2.2.3 Audiogramme

Die üblichste Visualisierungsform eines Hörverlusts ist die Darstellung der Hörschwellenverschiebung in Abhängigkeit der Frequenz. Eine solche Darstellung wird Audiogramm genannt. Dabei wird eine bei gegebener Frequenz um x dB höhere Hörschwelle gleichgesetzt mit einem Verlust von x dB Hörvermögen. In der DIN EN ISO 7029 finden sich Beispieldiagramme der altersabhängig zu erwartenden Medianabweichung der Hörschwelle (siehe Abbildung 4). Die Medianwerte wurden aus den Ergebnissen verschiedener Hörschwellenuntersuchungen von 1980 bis 2011 errechnet.

Die Diagramme geben die Medianwerte für Männer und Frauen im Alter von 30, 40, 50, 60, 70 und 80 Jahren an. Je älter, umso höher der Hörverlust und entsprechend die Hörschwellenabweichung. Ein Wert von 20 dB an der Ordinate bedeutet, dass ein Ton 20 dB lauter wiedergegeben werden muss als bei einem „normalhörenden“ Menschen, um gerade noch gehört zu werden. Auf der Abszisse sind die verschiedenen gemessenen Tönhöhen als Frequenz abgetragen.

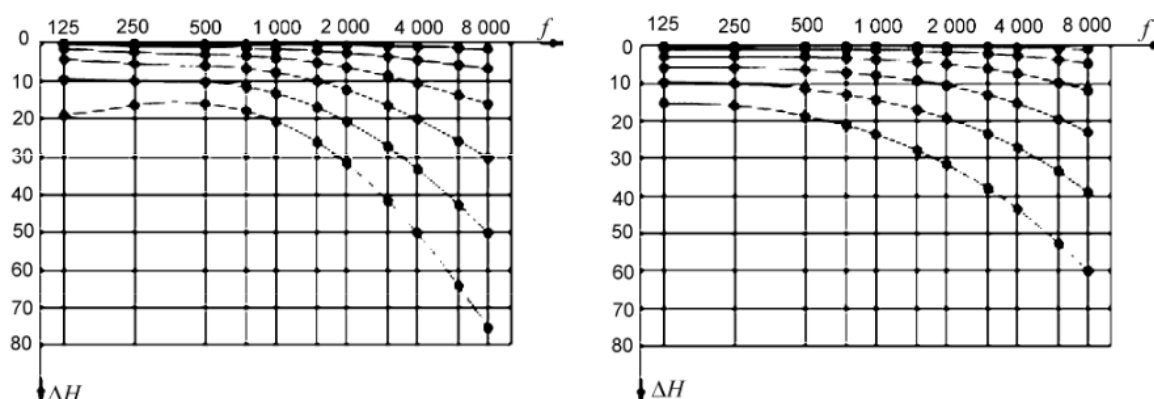


Abbildung 4: Altersabhängige Audiogramme für Männer (links) und Frauen (rechts) von 30 (oberste Kurve) bis 80 (unterste Kurve) Jahren in Schritten von 10 Jahren (DIN EN ISO 7029)

Es wird ersichtlich, dass Männer im statistischen Mittel stärker betroffen sind als Frauen, dass aber bei beiden Geschlechtern der altersbedingte Hörverlust mit ansteigender Frequenz zunimmt.

Um die Auswirkungen dieses Hörverlusts auf die Verständlichkeit von Sprache zu verstehen, kann der übliche Frequenz- und Pegelbereich natürlicher Sprache in das Hörschwellendiagramm eingezeichnet werden. Die üblicherweise genutzte, auf den Sprachforscher Gunnar Fant zurückgehende „Sprachbanane“ zur Darstellung des Sprachbereichs ist dabei laut Steffens nicht so akkurat, wie die in der ASA/ANSI S3.5 definierten Frequenz- und Pegelbereiche (Steffens, 2016). In Abbildung 5 sind beide Definitionen des Sprachbereichs sowie die Normkurve für 70-jährige Männer laut DIN EN ISO 7029 (rot gestrichelt) eingezeichnet.

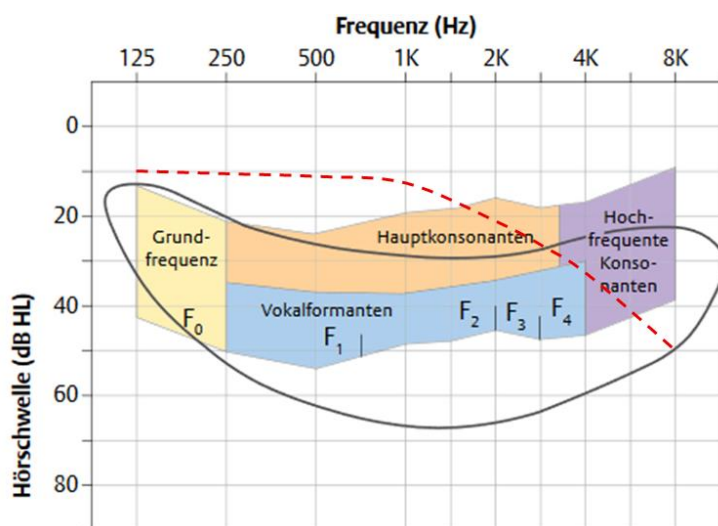


Abbildung 5: Bereiche natürlicher Sprache („Sprachbanane“ in schwarz, exaktere Aufschlüsselung farbig) und beispielhafte Hörschwelkenkurve (rot gestrichelt) (Steffens, 2016)

Dabei wird ersichtlich, dass insbesondere hochfrequente Konsonanten wie die Frikative F oder (stimmloses) S nicht mehr hörbar bzw. unterscheidbar sind. Aber auch einige Hauptkonsonanten – insbesondere die Plosive P, T und K – können kaum noch von ihren weichen Pendanten B, D und G unterschieden werden. Am besten bleiben Vokale verständlich, deren Unterscheidung vor allem mit Hilfe des ersten und zweiten Formanten (F_1 und F_2) vorgenommen wird (siehe auch DIN 18041:2016-03, Anhang F.1).

Dies gilt wohlgerneht für einen durchschnittlichen, altersbedingten Hörverlust. Individuell sind deutlich stärkere Einschränkungen möglich.

2.3 Auswirkung von Raumakustik auf das Hören

Ein oft vernachlässigter Aspekt bei der Beurteilung von Hörfähigkeit ist die Eigenschaft der Umgebung, in der sich die hörende Person befindet. Hörtests werden in der Regel mit Kopfhörern durchgeführt, um einen etwaigen Einfluss der Akustik des Raumes auf das Testergebnis zu minimieren. In der Realität herrschen jedoch je nach Umgebung stark unterschiedliche akustische Bedingungen, welche relevante Auswirkungen auf die Hörwahrnehmung haben. So kommt es in geschlossenen Räumen – je nach Bebauung oder Topologie aber auch unter freiem Himmel – zu Hall, der die Schallwahrnehmung stark beeinflussen kann. Insbesondere für Menschen mit Höreinschränkung und in Verbindung mit Hintergrundgeräuschen, kann Hall die Sprachverständlichkeit stark beeinflussen (Helfer and Wilber, 1990; Iglehart, 2020).

Eine übliche Messgröße in der Raumakustik ist die „sabinesche Nachhallzeit“, benannt nach dem US-amerikanischen Physiker Wallace Clement Sabine. Sie gibt an, in welcher Zeit nach Abschalten einer

breitbandigen, omnidirektionalen Schallquelle der Pegel im Raum um 60 dB gefallen ist und wird daher auch T_{60} genannt (Höfker, 2022).

In der DIN 18041 „Hörsamkeit in Räumen – Anforderungen, Empfehlungen und Hinweise für die Planung“ werden Anforderungen und Empfehlungen für die akustische Gestaltung von Räumen beschrieben. Besonderes Augenmerk liegt hierbei auf der Erleichterung von Sprachkommunikation in Räumen, auch und insbesondere für Menschen mit eingeschränktem Hörvermögen. Dabei wird nochmals unterschieden in Räume der Gruppe B, in denen Kommunikation nur über kurze Entfernungen gelingen muss (z.B. Gespräch zwischen zwei gegenüberstehenden Personen in einer Kantine) und Räume der Gruppe A, in denen auch Kommunikation über größere Entfernungen bzw. mit einer größeren über den Raum verteilten Personenanzahl problemlos erfolgen soll (z.B. Unterrichtsräume).

Diese Gruppen werden je nach Nutzungsart nochmals unterteilt, da beispielsweise für Räume mit musikalischer Nutzung (Gruppe A1) eine höhere Nachhallzeit geeignet ist, als für Unterrichtsräume mit sprachlicher Nutzung und Inklusionsanspruch (Gruppe A4). Letztere haben die strengsten Anforderungen. Die Sollnachhallzeit T_{60} ist logarithmisch vom Raumvolumen V abhängig und ist für Gruppe A4 definiert als

$$T_{Soll,A4} = \left(0,26 \lg \frac{V}{m^3} - 0,14 \right) s$$

Für ein Raumvolumen von 100 m³ ergibt sich somit eine Sollnachhallzeit von lediglich 0,38 Sekunden. Ein solcher Wert ist nur mit akustischer Behandlung eines Raumes durch Schallabsorber zu erzielen, welche entsprechend ihres Namens einen Teil des Schalls absorbieren, anstatt ihn wie eine nackte Wand oder Glasfläche zu reflektieren. Dadurch verringert sich einerseits die Nachhallzeit, vor allem aber verbessert sich das Verhältnis von Direktschall (z.B. Sprache, die direkt vom Mund zu den Ohren gelangt) zu Nachhall (Reflektionen der Sprache an Wänden, Boden und Decke, welche später am Ohr eintreffen) und damit die Sprachverständlichkeit.

2.4 Relevanz für diese Arbeit

Es lässt sich zusammenfassen, dass Gehörverlust (insbesondere im Alter) ein vielschichtiges Phänomen ist, das sich vor allem durch vier Auswirkungen zeigt:

- Erhöhte Hörschwelle, insbesondere im Mittel-Hochtonbereich → Leise Geräusche und Sprache werden nicht mehr hinreichend wahrgenommen

- Herabgesetzter Dynamikumfang → Geringerer Lautstärkebereich, in dem gut gehört werden kann
- Spektrale Verschmierung → Verzerrung des wahrgenommenen Schalls
- Temporale Verschmierung → Verschlechterung der Verortung von Schallquellen und der Fokussierungsmöglichkeit auf eine bestimmte Schallquelle

Eine schlechte Raumakustik, charakterisiert durch eine lange Nachhallzeit, stellt in Wechselwirkung mit diesen Einschränkungen eine besondere Herausforderung dar. Daher hilft eine Verbesserung der Raumakustik insbesondere Personen mit Höreinschränkungen beim Verorten von Schallquellen und beim Sprachverständnis.

Entsprechend der Zielsetzung aus Kapitel 1.3 sollen die hier beschriebenen Auswirkungen von altersbedingtem Hörverlust durch eine Simulation erlebbar gemacht werden. So soll beispielsweise bei Architekt:innen eine bessere Sensibilisierung für die Relevanz von Akustik für die Barrierefreiheit von Räumen erzielt werden. Die Entwicklung des dafür vorgesehenen Simulators ist im folgenden Kapitel beschrieben.

3 Simulatorentwicklung

Wie in Kapitel 1.3 beschrieben ist das Hauptziel der Simulatorentwicklung die Schaffung einer einfach und günstig reproduzierbaren, portablen Plattform zur Entwicklung akustischer Simulationen und deren Erprobung in realitätsnahen Umgebungen. Hierzu soll ein Komplettaufbau dienen, der das Schallfeld der Umgebung mit Binaural-Mikrofonen² aufnimmt, entsprechend der gewünschten Simulation verarbeitet und möglichst verzögerungsfrei über Kopfhörer wieder ausgibt. Damit unterscheidet sich die Zielsetzung von bisher entwickelten Hörverlustsimulationen, deren Fokus primär auf der möglichst exakten Erzielung einer Hörbeeinträchtigung lag, ohne besonderen Wert auf Portabilität, einfache, günstige Reproduzierbarkeit oder unkomplizierte Anwendung „im Feld“ zu legen (Hu *et al.*, 2011; Cuevas-Rodríguez *et al.*, 2017; Mourgela, Agus and Reiss, 2020; Kock, 2021)

Anhand der neuartigen Zielsetzung wird im Folgenden abgewogen, welche Hardware- und Software-Lösungen zur Erreichung dieser Ziele geeignet sind. Anschließend wird eine Beispielimplementierung einer Hörverlustsimulation beschrieben.

3.1 Konzeption der Plattform

Der in dieser Arbeit entwickelte Simulator soll für eine möglichst große Anzahl an Menschen in möglichst vielen Szenarien einsetzbar sein. Das bedeutet, dass so weit wie möglich auf frei zugängliche oder leicht zu erwerbende Hard- und Software gesetzt wird. Zudem scheiden unhandliche oder leistungshungrige Komponenten aus, da diese dem Ziel der Portabilität entgegenstünden. Nachteilig ist hierbei, dass eine begrenzte Leistungsfähigkeit der Komponenten auch die Spielräume in der Signalverarbeitungssoftware verringert.

Zunächst gilt es, das Herzstück der Plattform auszuwählen. Als mögliche Optionen werden ein x86/x64 PC, die Raspberry Pi Familie sowie der auf Audio- und User-Interface-Anwendungen optimierte Bela Single Board Computer (SBC) genauer betrachtet.

3.1.1 x86/x64 PC

Der Vorteil der Nutzung einer konventionellen PC-Architektur liegt auf der Hand. Je nach Auswahl des Geräts ist eine sehr hohe Rechenleistung verfügbar. Softwareseitig ist die Flexibilität maximal und Audioschnittstellen lassen sich, sofern nicht ohnehin in brauchbarer Qualität enthalten, einfach mittels USB-Peripheriegeräten hinzufügen. Auch preislich fällt die Option nicht zwangsweise schlechter aus als andere. Ein ausrangiertes Notebook könnte für den Anwendungszweck genügen und würde

² Binaural bezeichnet die Aufnahme oder Wahrnehmung von akustischen Signalen mit beiden Ohren

sämtliche benötigte Peripherie inklusive Maus, Tastatur, Bildschirm und Akku bereits mitbringen. Eine weitere zunehmend beliebte Option sind sogenannte „Thin Clients“ wie der Fujitsu Futro S740³. Bisher waren solche Rechner vor allem dafür gedacht, dauerhaft mit einem Server verbunden zu sein und lediglich eine Bedienschnittstelle zur Verfügung zu stellen, während die eigentliche Rechenlast vom Server gestemmt wird. Aktuelle Geräte verfügen aber über genügend Rechenleistung, um auch eigenständig genutzt zu werden. Besagter Futro S740 ist aktuell (Stand 7/2023) etwa zum Preis eines Raspberry Pi 4 2GB zu erwerben. Durch die hohe Effizienz der Intel(R) Celeron(R) J4105 Quad Core CPU und einem Leistungsbedarf von nur 5 (Idle) bis 15 (Last) Watt, kann der Futro sogar mit einer Power Delivery fähigen Powerbank mobil betrieben werden.

Dennoch gibt es auch Nachteile. So ist die günstige Verfügbarkeit spezifischer Modelle wie des Futro S740 zeitlich begrenzt und für zukünftige Nachbauten fraglich. Die exakte Reproduzierbarkeit des Setups würde also deutlich abnehmen, je weiter diese Arbeit zurückliegt. Andere Thin Clients könnten zwar im Prinzip dasselbe leisten, um dies absolut sicherzustellen, müsste jedoch wieder eine Detailbetrachtung des Ersatzsystems vorgenommen werden. Hinsichtlich des Ziels der mobilen Einsatzmöglichkeit ist festzuhalten, dass ein mobiler Einsatz zwar möglich, jedoch nicht sonderlich praktisch wäre. Das Gewicht mit über 0,5 kg und die Maße von 36 x 165 x 147 mm würden eine größere Tragehilfe wie einen Rucksack notwendig machen.

3.1.2 Raspberry Pi

Der Einplatinencomputer Raspberry Pi (RPi) ist seit über zehn Jahren verfügbar und hat sich in dieser Zeit mit über 40 Millionen verkauften Exemplaren⁴ zu einem der wichtigsten Computermodele in der Bastler- und Maker-Szene, aber auch in Wissenschaft und Lehre entwickelt. Inzwischen gibt es von „Zero“ bis „4 Mod. B“ insgesamt 13 verschiedene Modelle mit unterschiedlicher Leistungsfähigkeit und Schnittstellenbestückung, die jedoch größtenteils untereinander kompatibel sind. So ist sichergestellt, dass auch ein mit einem Modell 3 konzipiertes System ohne größere Anpassungen mit einem Modell 4 lauffähig ist. Auch die sogenannten HATs (Hardware Attached on Top), die auf die GPIO-Pinleiste aufgesteckt werden können, um so die Schnittstellen und Funktionsvielfalt der RPi's nochmals zu erweitern, sind bis auf wenige Ausnahmen mit allen RPi Modellen kompatibel. Dazu kommt, dass die Raspberry Pi Foundation für jedes Modell eine Mindestdauer angibt, für die es noch

³ <https://github.com/R3NE07/Futro-S740>

⁴ <https://www.heise.de/hintergrund/10-Jahre-Raspberry-Pi-Wieso-ihn-Millionen-Menschen-kaufen-6511544.html>

produziert wird. So soll der RPi 3 B+ beispielsweise noch bis mindestens Januar 2028 produziert werden⁵. Das Kriterium der Zukunftsfähigkeit ist damit erfüllt.

Eine weitere Kerneigenschaft des RPi und zugleich auch Grund für die weite Verbreitung ist der günstige Preis. Die Preisempfehlung für ein Modell Zero 2 W liegt bei lediglich 15 USD, die für das aktuelle Modell 4 B je nach Arbeitsspeicher-Bestückung bei 35 bis 70 USD. Durch die Halbleiterknappheit in den Jahren 2020 bis 2022 lagen die Verkaufspreise zuletzt, sofern überhaupt ein Modell verfügbar war, deutlich über den Preisempfehlungen. Inzwischen wurde die Produktion jedoch wieder hochgefahren, was für sinkende Preise sorgt. Stand 08/2023 ist ein Modell 4 B ab 50€, ein Modell 3 B ab 44€ erhältlich. Auch das Ziel des Einsatzes möglichst günstiger Komponenten wäre damit erfüllt.

Abstriche müssen, besonders bei den günstigeren Modellen, hinsichtlich der Leistungsfähigkeit gemacht werden. Der verbaute Broadcom Chip mit ARM-Cortex A-53 (RPi Zero 2 W oder RPi 3) bzw. A-72 (RPi 4) Prozessor gerät bei komplexen Aufgaben schnell an seine Leistungsgrenzen. Dies ist neben dem geringen Preis auch dem geringen maximalen Energieverbrauch von lediglich ca. 7 Watt unter Last⁶ geschuldet. Dafür lassen sich sämtliche RPi Modelle mobil mit einer Powerbank als Energiequelle betreiben, da sie einen gewöhnlichen 5 Volt USB-Anschluss als Spannungsquelle nutzen. Für den RPi 4 ist dabei ein möglicher Ausgangsstrom von 3,0 A empfohlen, dem RPi 3 genügen 2,5 A, dem Zero 2 W sogar 2,0 A.

Ein letzter Malus gegenüber einem x86/x64 PC ist die Softwarekompatibilität. Zwar gibt es aufgrund der großen Community inzwischen eine sehr große Auswahl an Software für den RPi, einige Software ist jedoch nur für x86 bzw. x64 Architektur verfügbar und auf den ARM-betriebenen RPi nicht lauffähig.

3.1.3 Bela

Eine Hardware, auf der bereits eine Echtzeit-Hörverlustsimulation experimentell umgesetzt wurde, ist Bela⁷ (Kock, 2021).

Bela basiert auf Varianten des Einplatinencomputers „BeagleBoard“. Dieser weist einige Gemeinsamkeiten mit dem RPi auf, wie kompakte Abmessungen, eine große Anschlussvielfalt für Peripherie und einen günstigen Basispreis. Während die Bela-Hardware mit einem ARM Cortex A-8 Prozessor und lediglich 512 MB RAM etwas schwächer ist als aktuelle RPi Modelle, ist sie insbesondere

⁵ <https://www.raspberrypi.com/products/raspberry-pi-3-model-b-plus/>

⁶ <https://www.hackster.io/news/raspberry-pi-4-firmware-updates-tested-a-deep-dive-into-thermal-performance-and-optimization-2f22c78e7089>

⁷ <https://bela.io/>

in Verbindung mit dem „Bela Cape“⁸ für möglichst latenzarme Ein- und Ausgabe von Audiosignalen optimiert. Damit soll eine Roundtrip-Latenz von Audio-Eingang zu Ausgang von nur einer Millisekunde⁹ möglich sein.

Die Bela Entwicklungsplattform teilt sich aber nicht nur einige Nachteile, wie die beschränkte Rechenleistung und Flexibilität des ARM-Prozessors, mit dem RPi. Hinzu kommen nachteilig eine geringere Verbreitung der BeagleBoard-Plattform und ein höherer Gesamtpreis des Bela-Gesamtaufbaus. Das Bela Mini Starter Kit kostet Stand 8/2023 150 €.

So überwiegen gegenüber einem RPi die Nachteile, weshalb die Nutzung der Bela Hardware nicht zielführend erscheint.

3.2 Auswahl der Komponenten und Blockschaltbild

Da sich für den vorgesehenen Zweck die Nutzung eines RPi als optimal herausgestellt hat, bildet ein RPi 3 B die Basis des Hardwareaufbaus. Für eine vollständige Signalkette fehlen noch Binaural-Mikrofone, ein Audio-Interface (der RPi selbst verfügt über keinen Audio-Eingang), Kopfhörer und eine Stromversorgung.

Professionelle Mikrofone zur binauralen Erfassung eines Schallfelds wie von 3Dio¹⁰ können vierstelligen Summen kosten. Auf einer Website von London Soundsurvey¹¹ werden hingegen die günstigsten erhältlichen Modelle aufgelistet (auch wenn die Preise nicht mehr aktuell sind). Die günstigsten in Europa verfügbaren Modelle sind die Soundman OKM I solo für 65 €¹². Optional sind diese auch in einem Gesamtpaket mit einem USB-Audiointerface für insgesamt 144 € erhältlich. Es handelt sich um zwei Mikrofonkapseln mit Schaumstoffüberzug, die man optimalerweise in die Ohrmuschel steckt. Sollen allerdings auch Kopfhörer getragen werden, müsste man sie an den Kopfhörern fixieren, ohne dass es zu einer Schallübertragung zwischen Kopfhörer und Mikrofon (Rückkopplung) kommt. Eine Alternative stellt das Roland Headset CS-10EM¹³ dar. Dieses ist mit einem Marktpreis von ca. 100 € etwas teurer, enthält aber sowohl Kopfhörer, als auch Mikrofone. Eine Rückkopplung wurde im Design bereits weitestmöglich unterdrückt und der Halt im Ohr wird durch die Ohrpadsstücke des Kopfhörerteils sichergestellt. Die Mikrofonkapseln sind zur Außenseite gerichtet und ragen nur

⁸ Capes sind für BeagleBoard Computer das, was HATs für Raspberrys sind, also aufsteckbare Erweiterungen

⁹ <https://bela.io/about>

¹⁰ <https://3diosound.com/>

¹¹ https://www.soundsurvey.org.uk/index.php/survey/budget_mics/

¹² <https://soundman.de/produkte/>

¹³ <https://www.roland.com/us/products/cs-10em/>

minimal aus der Ohrmuschel hervor. Das ermöglicht das zusätzliche Tragen von Kapselgehörschutz über dem Headset, um den Umgebungsschall zusätzlich zu verringern.

Um das Mikrofonsignal in den RPi einzuspeisen, wird ein Audio-Interface benötigt. Einfache USB-Interfaces wie das Behringer UCA202 oder UCA222¹⁴ sind bereits ab ca. 25 € erhältlich. Die Unterstützung solcher USB-Interfaces unter Linux ist allerdings lückenhaft und bei der Internetrecherche trifft man auf viele Problembeschreibungen. Auch der Test mit einem etwas höherpreisigen Zoom U-44¹⁵ verlief nicht zufriedenstellend und erzeugte zyklische Störgeräusche auf der Eingangsseite. Nützlicher Weise verfügt der RPi über die Möglichkeit, Audioschnittstellen per HAT hinzuzufügen. Diese Audio-HATs werden wie in Kapitel 3.1.2 beschrieben auf die GPIO-Pinleiste des RPi aufgesteckt. Das HAT nutzt die Pins 18-21 des RPi als doppelte I²S-Schnittstelle (Inter-IC Sound) zur bidirektionalen Übertragung eines digitalen Pulse-Code-modulierten (PCM) Audiostreams zwischen HAT und RPi. Die Umwandlung vom analogen Mikrofonsignal in einen digitalen Stream (analog digital conversion – ADC) und zurück von einem digitalen Stream in ein analoges Kopfhörersignal (digital analog conversion – DAC) übernimmt das HAT.

Die bekannteste und offiziell unterstützte Reihe solcher HATs stammt von Hifiberry¹⁶. Im Gegensatz zu den Modulen anderer Anbieter gibt es mit dem „DAC+ADC“ auch ein Modell mit Stereo-Mikrofoneingang. Hier ist jedoch Vorsicht geboten, da kleine Elektretmikrofonkapseln, wie sie in allen kompakten Headsets vorkommen, eine Tonaderspeisung benötigen, um die Kapsel mit Betriebsspannung zu versorgen. Während jede gewöhnliche Soundkarte eine solche Tonaderspeisung zur Verfügung stellt, ist dies bei den meisten HATs nicht der Fall. Lediglich das Modell „DAC+ADC Pro“ von Hifiberry für 60 € verfügt über eine schaltbare Tonaderspeisung und ist daher für den Anwendungszweck prädestiniert.

Streng genommen ist der Betrieb eines Kopfhörers an einem Line-Ausgang wie ihn das DAC + ADC Pro HAT bietet ungünstig, da der Ausgang eine hohe Ausgangsimpedanz von 500 Ohm und nur eine geringe Ausgangsspannung von 2,1 V_{rms} aufweist. Damit ergibt sich eine maximale Leistung $P = \frac{U^2}{R}$ von lediglich 8,82 mW. Durch den hohen Wirkungsgrad der Roland-Kopfhörer von 102 dB/mW genügt dies jedoch für einen Betrieb ohne zusätzlichen Kopfhörerverstärker, was Kosten, Aufwand und eine zusätzliche potentielle Stör- und Fehlerquelle einspart.

¹⁴ <https://www.behringer.com/product.html?modelCode=P0484>

¹⁵ <https://zoomcorp.com/de/de/audio-interfaces/audio-interfaces/u-44/>

¹⁶ <https://www.hifiberry.com/>

Durch die Doppelfunktion des Roland-Headsets als Binaural-Mikrofon und Stereo-Kopfhörer fehlt demnach lediglich noch eine mobile Spannungsversorgung. Da sämtliche Peripherie vom RPi versorgt wird, genügt ein einzelner 5V-Anschluss. Um genügend Leistungsreserven und einen zuverlässigen Betrieb auch bei Lastspitzen zu gewährleisten, wurde eine Logilink Powerbank¹⁷ mit bis zu 4 A Ausgangsstrom über USB-A und 37 Wh (10 Ah * 3,7 V) Kapazität gewählt.

Der Gesamtaufbau ist entsprechend auf Abbildung 6 in Form eines Blockdiagramms dargestellt. Eine Teileliste, Hinweise zu Zusammenbau und Inbetriebnahme sowie Fotos des Gesamtaufbaus finden sich in Appendix B.

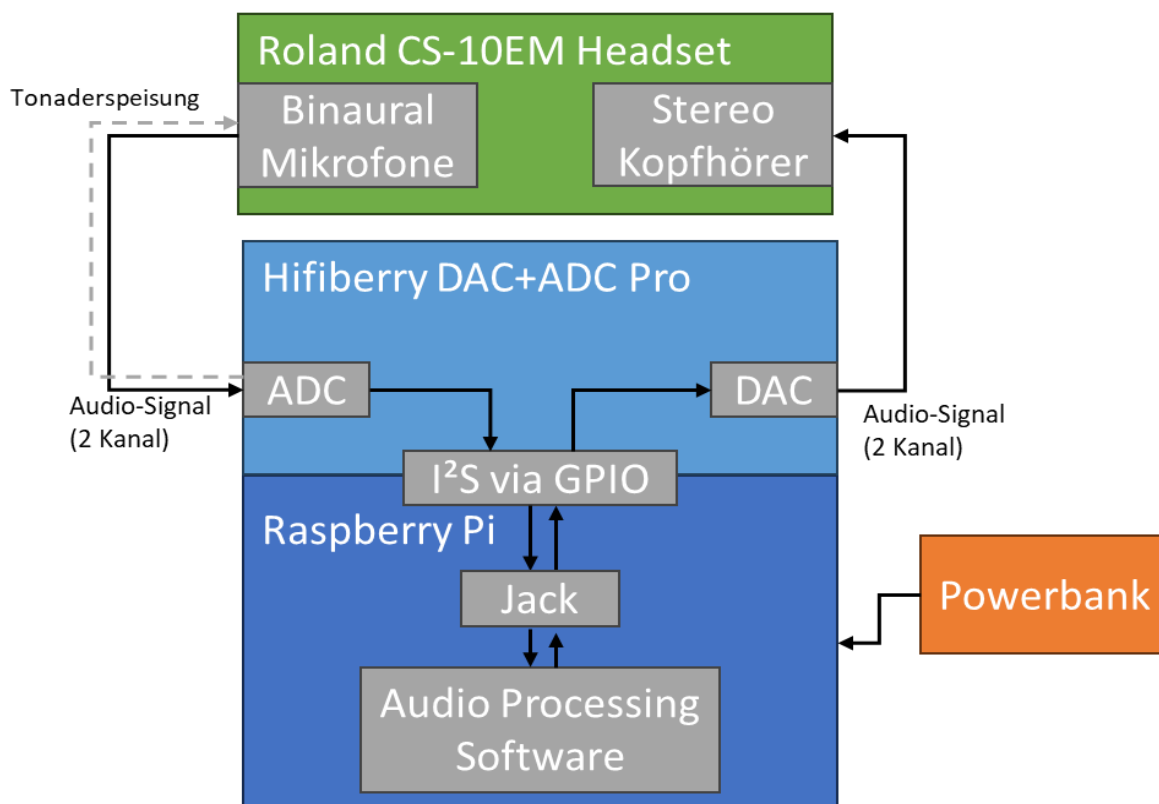


Abbildung 6: Blockschaltbild des Hardwareaufbaus. Raspberry Pi und Hifiberry DAC+ADC Pro sind fest miteinander verbunden das CS-10EM Headset ist mit Audio-Kabeln angeschlossen, die Powerbank versorgt den RPi per USB-A auf Micro-USB Kabel mit Strom

3.3 Software und Signalverarbeitung

Nach der Festlegung des Hardwareaufbaus muss kompatible und geeignete Software zur Signalverarbeitung ausgewählt werden. Da der Simulator einfach und kostengünstig reproduzierbar sein soll liegt nahe, dass auf dem RPi ein Open Source Betriebssystem – vorzugsweise Linux-basiert – zum Einsatz kommen soll. Bevor die passende Distribution ausgewählt wird, werden grundlegende

¹⁷ <https://www.reichelt.de/powerbank-10000-mah-2x-usb-1x-usb-c-display-schwarz-logilink-pa0286-p348739.html>

Anforderungen an die Audiosignalverarbeitung erläutert. Bezüglich der konkreten Signalverarbeitungssoftware sollen wie bei der Hardwareauswahl wieder verschiedene Optionen beleuchtet und die am besten geeignete ausgewählt werden.

3.3.1 (Echtzeit) Audio unter Linux

Für eine realitätsnahe Gehörverlustsimulation soll ein über die Mikrofone aufgenommenes Signal so schnell wie möglich verarbeitet und wieder ausgegeben werden. Das (nicht erreichbare) Optimum wäre absolute Echtzeit, also eine Latenz von 0 Millisekunden. Um diesem Optimum so nahe wie möglich zu kommen, müssen alle Elemente der Signalverarbeitungskette so latenzarm wie möglich sein. Die wichtigsten Kettenglieder im Audiopfad unseres Simulators werden im Folgenden erläutert.

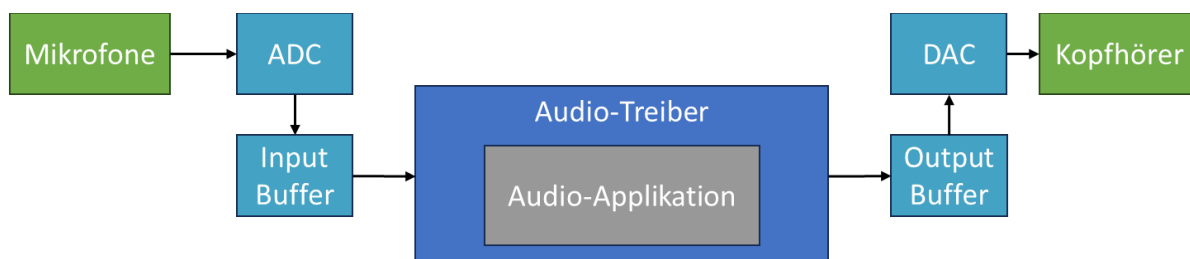


Abbildung 7: Audiopfad von Mikrofonsignal bis Kopfhörerausgabe. Die Buffer befinden sich auf dem DAC+ADC HAT und können durch Audiosoftware angesprochen werden

Auf Abbildung 7 ist zunächst anwendungsunabhängig dargestellt, welchen Weg das Signal von den Mikrofonen bis zum Kopfhörer nimmt. Das analoge Mikrofonsignal wird vom HAT per ADC in ein digitales Signal umgewandelt und in den Input Buffer geladen. Aus diesem Buffer greift sich der Audio-Treiber das Signal ab, und stellt es der Audio-Applikation zur Verfügung. Diese verarbeitet es und schreibt es anschließend über den Audio-Treiber in den Output Buffer. Der Ausgangspfad zum Kopfhörer verläuft spiegelsymmetrisch zum Eingangspfad, wobei im letzten Schritt das Digitalsignal durch den DAC wieder in ein Analogsignal umgewandelt wird.

Die wichtigsten Parameter in dieser Kette sind die Abtastrate und die Puffergröße. Ein digitales Audiosignal besteht aus einer Folge von Einzelwerten (Samples – siehe Abbildung 8), wobei die Abtastrate (Samplerate) bestimmt, wie viele Einzelwerte pro Sekunde vorliegen.

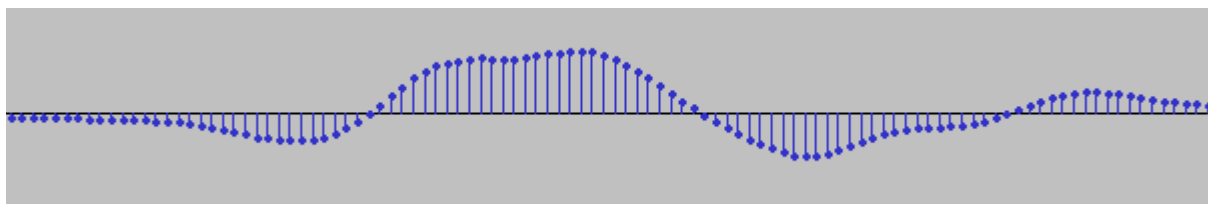


Abbildung 8: Ein digitales Audiosignal, dargestellt durch eine Abfolge von Amplitudenwerten (Samples)

Für eine fehlerfreie Audioverarbeitung muss sämtliche Hard- und Software in der Kette von ADC bis DAC mit einer einheitlichen Abtastrate arbeiten oder es muss eine Abtastratenkonvertierung (Samplerate Conversion) durchgeführt werden. Dieser Zwischenschritt ist für eine geringstmögliche Latenz jedoch zu vermeiden.

Der zweite wichtige Parameter ist die Puffergröße von Input und Output Buffer (diese sind in der Regel gleich groß). Je größer der Puffer, umso mehr Samples werden gesammelt, bevor sie vom Audio-Treiber als Datenblock (Chunk) abgerufen und den Applikationen zur Verfügung gestellt werden bzw. bevor die Soundkarte sie aus dem Ausgangspuffer ausliest und an den DAC durchreicht. Bei einer Abtastrate von 44,1 kHz und einer Puffergröße von 512 Samples dauert es so

$$\frac{\text{Puffergröße}}{\text{Abtastrate}} = \frac{512}{44100 \frac{1}{s}} = 0,0116 s = 11,6 ms$$

bis der Puffer gefüllt ist. Diese 11,6 ms wären für eine Audioanwendung bereits grenzwertig hoch, zumal nicht nur der Eingangs-, sondern auch der Ausgangspuffer eine solche Latenz erzeugt. Daher ist eine Puffergröße von 256 oder 128 Samples empfehlenswert, um die Verzögerung zu halbieren oder zu vierteln. Theoretisch wäre es auch möglich, kontinuierlich Datenblöcke aus dem Eingangspuffer zu holen, die kleiner sind als die Puffergröße und diese schnellstmöglich zu verarbeiten. Das würde jedoch die CPU-Last durch die häufigen Abrufe extrem steigern und ist für schwache Hardware wie den RPi nicht zu empfehlen. Daher entspricht die Blockgröße (Chunksize) in der Regel der Puffergröße.

Vorsicht ist auch bei einer zu kleinen Puffergröße geboten. Braucht die Applikation zu lange, um einen Datenblock zu verarbeiten und schafft es nicht, Eingangsdaten rechtzeitig abzuholen oder Ausgangsdaten rechtzeitig abzuliefern, kann der Eingangspuffer überlaufen oder der Ausgangspuffer leerlaufen. Dies würde zu Diskontinuitäten im Audiosignal führen, welche typischerweise als Knacksen hörbar sind (Lazzarini, 2019, p. 132). Eine mögliche Stellschraube zur Reduktion der Verarbeitungszeit ist die Bittiefe. Diese gibt die Auflösung an, in der die Amplitude jedes einzelnen Samples quantisiert wird. Der Hifiberry ADC arbeitet nativ mit 24 Bit, was deutlich feiner ist als z.B. die 16 Bit Auflösung einer Audio-CD. Samples mit einer niedrigeren Auflösung zu verarbeiten erfordert entsprechend weniger Rechenleistung. Daher sollte eine Abtastung in 16 Bit bzw. eine Bittiefenreduktion vor der eigentlichen Signalverarbeitung in Erwägung gezogen werden, falls es zu Problemen mit Tonaussetzern kommt.

Ein weiteres wichtiges Element einer möglichst latenzarmen Audioverarbeitung ist der bisher lediglich als „Audio-Treiber“ bezeichnete Block. Standardmäßig nutzt Linux ALSA¹⁸ zur Verwaltung von

¹⁸ Advanced Linux Sound Architecture - <https://www.alsa-project.org/>

Soundkartentreibern (bzw. Kernel-Modulen) und Audio-Funktionen. Darüber liegt Pulse Audio¹⁹ als Soundserver, der den Zugriff verschiedener Applikationen auf Audio-Ressourcen steuert und damit wie eine Art Mischpult fungiert. Für latenzarme Anwendungen gibt es jedoch eine performantere Soundserver-Alternative namens Jack²⁰. Diese nutzt ebenfalls ALSA zum Zugriff auf Ressourcen wie Soundkarten bzw. das Hifiberry HAT, organisiert den Austausch von Audiodaten zwischen Software- und Hardwarekomponenten aber besonders effizient und verfügt über einen expliziten „Echtzeitmodus“. Bei diesem wird sichergestellt, dass die Übergabe von Audiopaketen höchste Priorität besitzt und wenn möglich nicht durch Interrupts gestört wird. So hat sich Jack zum Quasi-Standard für den Audiodatenaustausch professioneller Audiosoftware unter Linux (ähnlich zu ASIO²¹ unter Windows) etabliert (Lazzarini, 2019, p. 145).

Der letzte wichtige Aspekt für latenzarme Audioanwendungen unter Linux ist das Betriebssystem selbst. Da Linux kein klassisches Echtzeitbetriebssystem ist, gibt es verschiedene Ansätze, es so gut wie möglich echtzeittauglich zu machen. Klassische Lösungen wie RTAI²² oder Xenomai²³ nutzen einen zusätzlichen Echtzeit-Kernel, der die rechtzeitige Ausführung von Echtzeit-Tasks sicherstellt und dazu notfalls sämtliche sonstigen Systemfunktionen unterbricht. Allerdings müssen Applikationen explizit dafür programmiert werden, die Echtzeitfähigkeit des Zusatzkernels zu nutzen.

Inzwischen wurden aber auch viele Mechanismen zur Erzielung von Echtzeitfähigkeit in den Hauptkernel von Linux integriert. Dazu gehören beispielsweise hochauflösende Timer (1 Mikrosekunden Schritte) und die Optimierung von Interrupts und Spinlocks²⁴. So sind z.B. Interrupts durch Tasks mit hoher Priorität unterbrechbar, was eine Ausführung von Echtzeit-Tasks trotz Interrupts sicherstellt (Linutronix, 2013). Der Hauptvorteil gegenüber Microkernel-Ansätzen wie Xenomai ist, dass Echtzeitanwendungen in einer gewöhnlichen Linux-Umgebung parallel zu nicht echtzeitkritischen Anwendungen laufen können und nicht explizit für die API des jeweiligen Microkernels geschrieben werden müssen. Dazu muss lediglich sichergestellt sein, dass die echtzeitkritische Anwendung eine möglichst hohe Task-Priorität besitzt. Die „Preempt_RT“ genannte Echtzeitoptimierung des Linux Kernels ist allerdings nicht standardmäßig bei allen Betriebssystemen integriert, da sie auch die CPU-

¹⁹ <https://wiki.ubuntuusers.de/PulseAudio/>

²⁰ <https://jackaudio.org/faq/>

²¹ Audio Stream Input/Output ist ein latenzarmes Audiotransfer-Protokoll für Hard- und Software und der Standard für latenzarme Audioanwendungen unter Windows

²² <https://www.rtai.org/>

²³ <https://www.xenomai.org/>

²⁴ Spinlocks sind Mechanismen zum Sperren einer von mehreren Prozessen gemeinsam genutzten Ressource, wobei ein Prozess warten muss, bis die Ressource vom anderen freigegeben wird, was zu Ablaufverzögerungen führen kann

Last erhöht und im Zweifelsfall die Leistung von nicht echtzeitkritischen Anwendungen reduziert. Sie lässt sich zwar auch nachträglich patchen, indem der Kernel inklusive des Preempt_RT-Patches neu kompiliert wird, hier ergeben sich aber (wie im folgenden Kapitel ersichtlich werden wird) Herausforderungen in der Kompatibilität mit anderen Kernel-Patches wie spezifischen Anpassungen für den RPi.

3.3.2 Auswahl der Linux Distribution

Das offizielle Betriebssystem für den RPi ist „Raspberry Pi OS“ (ehemals Raspbian genannt), eine für den RPi optimierte, auf Debian basierende Linux-Distribution. Diese ist in 32 und 64 Bit Versionen verfügbar. Mittels der offiziellen Software „Raspberry Pi Imager“ lassen sich diese (sowie auch andere Linux-Distributionen) auf eine leere SD-Karte installieren.

Für eine möglichst latenzarme Audioverarbeitung ist Raspberry Pi OS allerdings nicht das optimale Betriebssystem, da sein Kernel beispielsweise nicht den Preempt_RT-Patch enthält. Es gibt eine gepatchte Version²⁵, bei der die Kompatibilität zwischen Preempt_RT-Patch und RPi-spezifischen Patches sichergestellt ist, diese wird jedoch nur mit deutlicher Verzögerung zum Hauptzweig gepflegt. Zudem ist Raspberry Pi OS ein eher universelles Betriebssystem, das nicht für Audioanwendungen optimiert wurde.

Im Gegensatz dazu gibt es Linux Distributionen, die explizit für Audio- und Multimedianoutzung entwickelt wurden. Darunter das ebenfalls Debian-basierte „AV Linux“²⁶ oder das Ubuntu-basierte „Ubuntu Studio“²⁷. Diese sind jedoch nicht für ARM-Prozessoren und den RPi entwickelt bzw. optimiert und werden daher aufgrund der bereits festgelegten Hardware nicht weiter betrachtet. Die einzige für RPi entwickelte, explizit für latenzarme Audioanwendungen optimierte Distribution scheint (Stand 8/2023) „Patchbox OS“²⁸ zu sein. Dieses basiert auf Raspberry Pi OS, verfügt jedoch über den Preempt_RT-Patch, vorkonfigurierte Audiosoftware (inkl. Jack Server) und einen Wizard zur Einrichtung der wichtigsten Einstellungen. Durch die aktive Entwicklung ist der verwendete Hauptkernel außerdem deutlich aktueller als bei der Realtime-Version von Raspberry Pi OS²⁹. Aufgrund dieser Eigenschaften ist Patchbox OS das optimale Betriebssystem für den Gehörverlust-simulator. Es ist kompatibel mit

²⁵ <https://github.com/raspberrypi/linux/tree/rpi-4.19.y-rt>

²⁶ <http://www.bandshed.net/avlinux/>

²⁷ <https://ubuntustudio.org/>

²⁸ <https://blokas.io/patchbox-os/docs/>

²⁹ Stand 8/2023 Version 5.15 (Patchbox OS) gegenüber 4.19 (Raspberry Pi OS RT branch)

allen Vollformat-RPi³⁰ ab Version 2B und lässt sich per Raspberry Pi Imager Software problemlos auf einer mindestens 16 GB großen SD-Karte installieren.

3.3.3 Auswahl der Signalverarbeitungssoftware

Nun da die Voraussetzungen geschaffen sind, ist noch eine letzte, aber essentielle Wahl zu treffen: Mit welcher Software soll die eigentliche Signalverarbeitung, also die Gehörverlustsimulation selbst, erfolgen? Hierzu wurden verschiedene Möglichkeiten exploriert, die im Folgenden beschrieben sind.

3.3.3.1 3DTI Toolkit

Ein großes europäisches Projekt, das sich 2015 bis 2018 mit digitalen Anwendungen für Hörgeschädigte beschäftigt hat, war 3D Tune In³¹. Im Rahmen des Projekts entstand ein Toolkit zur Anwendungsentwicklung, das unter anderem auch einen Gehörverlustsimulator beinhaltet. Leider gibt es kein offizielles Release für ARM-basierte Systeme. Eine ehemals online nutzbare JavaScript-Version ist nicht mehr funktionsfähig. Eine eigenhändige Portierung kam aufgrund des schwer abschätzbaren Aufwands nicht in Frage, die Gehörverlustsimulation wurde jedoch auch als VST-Plugin³² zur Verfügung gestellt, das als „Effekt“ in Digitale Audio Workstations (DAW) eingebunden werden kann.

Da das VST-Plugin ebenfalls kein natives Linux-, sondern ein Windows-Plugin ist, sind hierzu Umwege notwendig. Eine beliebte Möglichkeit um Windows-VST-Plugins unter Linux zu betreiben, sind sogenannte VST-Wrapper. Diese simulieren eine Windows Umgebung, in der das Plugin betrieben wird und leiten die Signale zwischen der Linux-Applikation und der Windows-Umgebung hin und zurück. Ein solcher Wrapper ist LinVST³³. Abgesehen von Performancefragen eines solchen Wrappers bei Echtzeitanwendungen ist für einen Betrieb auf einem RPi auch die notwendige Nutzung von Wine³⁴ eine Hürde. Wine erfordert nämlich eine Aufteilung des allokierten Betriebssystemspeichers von 3 GB Userspeicher zu 1 GB Kernelspeicher (3G/1G User/Kernel Memory Split) und auf dem RPi wird bis zum Modell 3 B+ standardmäßig ein 2G/2G Split genutzt. Dies bedeutet, dass zur Nutzung von Wine eine Modifikation des Linux Kernel zur Änderung der Speicherallokation notwendig wäre. Da die anschließende Performance einer solchen Wrapper-Lösung fraglich ist, wurde dieser Weg in dieser Arbeit nicht weiter betrachtet. Er könnte aber für zukünftige Arbeiten in Frage kommen, insbesondere da ab dem RPi 4 standardmäßig ein 3G/1G Memory-Split zum Einsatz kommt.

³⁰ Kompatibilität mit den kleineren Zero Modellen mangels Hardware nicht getestet

³¹ <https://www.3d-tune-in.eu/>

³² Virtual Studio Technology (VST) ist ein Standard für Audio-Plug-Ins der Firma Steinberg Media Technologies, der sich über die Produkte von Steinberg hinaus als Industriestandard etabliert hat

³³ <https://github.com/osxmidi/LinVst>

³⁴ <https://www.winehq.org/>

Zumindest ließ sich das Plugin auf einem Windows-PC betreiben, um einen Eindruck davon zu erhalten, wie die Umsetzung einer Gehörverlustsimulation des 3D Tune In Projekts akustisch wirkt. Interessant war hierbei insbesondere die Umsetzung der spektralen und zeitlichen Verschmierung, die beide Verzerrungen erzeugen, welche Stimmen und Geräusche kratzig und metallisch klingen lassen.

3.3.3.2 *MATLAB/Octave*

Eine weitere Möglichkeit ist die Nutzung von MATLAB bzw. des Open Source Pendant Octave. Das „MATLAB Support Package for Raspberry Pi Hardware“³⁵ ermöglicht es, MATLAB-Code auf einem PC zu schreiben und von dort aus auf dem RPi auszuführen. In Verbindung mit „MATLAB Coder™“ ist es auch möglich, den Code zu kompilieren und auf den RPi auszurollen, sodass ein eigenständiger Betrieb des RPi möglich ist. Dies wäre vorteilhaft, weil dann zum Betrieb des RPi keine MATLAB-Lizenz notwendig wäre.

Leider sind die verfügbaren Methoden zum Zugriff auf die Audiohardware des RPi sehr begrenzt und schon eine einfache Funktion zur unverarbeiteten Ausgabe des Mikrofonsignals über Kopfhörer ist mit einer hörbaren Latenz verbunden.

Ein anderer Ansatz wäre die Ausführung des MATLAB-Codes direkt auf dem RPi, ohne eine vorherige Kompilierung. Allerdings ist Patchbox OS ein 32 Bit OS und MATLAB unterstützte nur bis Version R2012a 32 Bit Linux Systeme. Da hierzu außerdem grundsätzlich eine MATLAB-Lizenz benötigt würde, wäre ein Ausweichen auf Octave vorteilhaft. Octave wiederum fehlen allerdings die notwendigen Funktionen zur Audiosignalverarbeitung wie sie die „Audio Toolbox“³⁶ von MATLAB mitbringt.

Mittels dieser Audio Toolbox ist es auch möglich, aus MATLAB-Code VST-Plugins zu erzeugen. Dies ist am Beispiel eines Hörverlustsimulators³⁷ gelungen, das Plugin ließ sich jedoch aus den im vorherigen Kapitel erläuterten Gründen nicht auf dem RPi betreiben.

Alles in allem erscheint der Ansatz, MATLAB oder Octave zu nutzen, für den Zweck dieser Arbeit nicht zielführend.

3.3.3.3 *Python*

Die wohl beliebteste Programmiersprache für die schnelle Umsetzung von Prototypen ist Python (seit Jahren IEEE Top Programming Language³⁸). Auch hier gibt es bereits Beispielprojekte, in denen eine

³⁵ <https://de.mathworks.com/help/supportpkg/raspberrypiio/>

³⁶ <https://de.mathworks.com/products/audio.html>

³⁷ <https://www.mathworks.com/MATLABcentral/fileexchange/79541-hearing-loss-simulation-plugin>

³⁸ <https://spectrum.ieee.org/the-top-programming-languages-2023>

Hörverlustsimulation umgesetzt wurde. Die Python-Implementierung „HearingLossSimulator“³⁹ nutzt beispielsweise zur Beschleunigung der Audiosignalverarbeitung OpenCL. Dies lagert die zur Signalveränderung notwendigen Berechnungen auf die Grafikkarte aus. Für den RPi gibt es keine offizielle Implementierung von OpenCL und die inoffiziellen Portierungen sind einerseits versionsspezifisch (z.B. nur mit RPi 3B nutzbar⁴⁰) und versprechen andererseits auch keine Beschleunigung der Berechnungen. Dies ist leicht nachvollziehbar, da der RPi über keine performante Grafikkarte verfügt und die inoffizielle Portierung daher sämtliche Berechnungen wieder an die CPU durchreicht.

Eine Umsetzung ohne OpenCL beziehungsweise eine komplette Eigenentwicklung wäre aber dank der vielen vorhandenen Python-Bibliotheken möglich. Insbesondere das Python Package „Pyo“⁴¹ eignet sich für die Entwicklung latenzarmer Audioanwendungen. Damit wäre eine Eigenentwicklung der Signalverarbeitung in Python ein möglicher Ansatz für diese Arbeit.

3.3.3.4 Pure Data

Zur Erstellung und Modifikation von Signalflüssen entwickelte Miller Puckette in den 1980er Jahren die datenstromorientierte Programmiersprache Max. Aus dieser gingen das kommerzielle Produkt Max/MSP⁴² sowie dessen Open Source Pendant Pure Data⁴³ (PD) hervor. Beide sind dafür optimiert, Datenströme wie Audiosignale in Echtzeit zu erzeugen und zu manipulieren. Durch die hohe Echtzeitperformance und große Bandbreite an Möglichkeiten sind Max/MSP und PD insbesondere unter Künstlern der elektronischen Musik beliebt, finden jedoch auch in Forschung und Entwicklung ihre Anwendung (Puckette, 2002).

Die Programmierung findet ähnlich wie bei Simulink von Mathworks auf einer grafischen Oberfläche statt, indem Funktionsblöcke – sogenannte Objekte – erstellt und miteinander verbunden werden. Ein Programm besteht also aus einem gerichteten Graphen an Objekten (Knoten) und unidirektionalen Verbindungen (gerichtete Kanten). Diese Programme, inklusive ihrer grafischen Repräsentation, werden auch „Patch“ genannt.

Eine Besonderheit ist, dass Objekte durch das Anhängen eines Tilde-Zeichens (~) an den Objektbezeichner zu einem Datenstromobjekt werden. Dies führt dazu, dass z.B. Audiostreams durch

³⁹ <https://hearinglossimulator.readthedocs.io/en/latest/>

⁴⁰ <https://github.com/wimvanderbawhede/limited-systems/wiki/Installing-OpenCL--on-the-Raspberry-Pi-3b>

⁴¹ <http://ajaxsoundstudio.com/software/pyo/>

⁴² <https://cycling74.com/products/max>

⁴³ <https://puredata.info/>

diese Objekte automatisch sequentiell verarbeitet werden und kein zusätzlicher Programmieraufwand zur Handhabung von Arrays oder Audiobuffern notwendig ist. Der bei Erstellung des Objekts eingegebene Bezeichner definiert auch die Funktion des Objekts. Parameter können ebenfalls direkt durch die Benennung zugewiesen werden, anstatt sie über die Eingänge einzuspeisen. Der Oszillator in Abbildung 9 erhält seine initiale Oszillationsfrequenz von 2 Hz beispielsweise direkt durch seine Bezeichnung. Dieser Initialwert kann aber über den linken Eingang zur Laufzeit jederzeit durch andere Werte überschrieben werden.

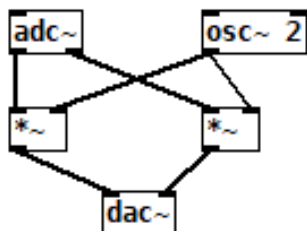


Abbildung 9: Einfaches PD Patch mit einem Stereo-Eingang, dessen Signale mit einem Sinus-Oszillator mit einer Frequenz von 2 Hz amplitudenmoduliert und wieder ausgegeben werden

Ein Objekt kann eine einfache Operation wie ein Multiplikator, aber auch eine beliebig komplexe Funktion wie eine Fouriertransformation sein. Sogar vollständige Patches lassen sich als Objekt in anderen Patches einbinden. So ermöglicht PD die Kapselung von selbst gebauten Funktionen in wiederverwendbaren Objekten. Über Inlets und Outlets können diesen „Subpatches“ Signale sowie Parameter übergeben werden, sodass eine flexible Instanziierung möglich ist. Auch das Verschachteln mehrerer Ebenen von Subpatches ist möglich.

Zudem dient die Nutzung von Subpatches der Übersichtlichkeit, da die einfach gehaltene Oberfläche von PD wenig Layoutmöglichkeiten bietet und größere Patches schnell unübersichtlich werden. Bei Nutzung von Subpatches kann hingegen ein auf den ersten Blick nachvollziehbarer Signalverlauf dargestellt werden. Sinnvolle Benennung und die Möglichkeit, Kommentare direkt im Patch zu positionieren, helfen zusätzlich dabei, schnell die gesamte Funktionalität eines Patches erfassen zu können. Auf Abbildung 10 ist ein derartig strukturiertes PD-Patch zu sehen.

Nachteilig gegenüber etablierten Programmiersprachen wie MATLAB oder Python ist, dass es vergleichsweise wenige Bibliotheken mit vorgefertigten Funktionen gibt. Zwar gibt es die Möglichkeit, von anderen Nutzern erstellte Patches wie im vorherigen Absatz beschrieben als Subpatch in das eigene Patch einzubinden, die Auswahl und Qualität ist jedoch nicht mit z.B. MATLAB-Packages zu vergleichen. Die wohl größte und wichtigste Erweiterung CEAMMC ist beispielsweise nicht vollständig Linux-Kompatibel (Poltavsky and Nadzharov, 2021).

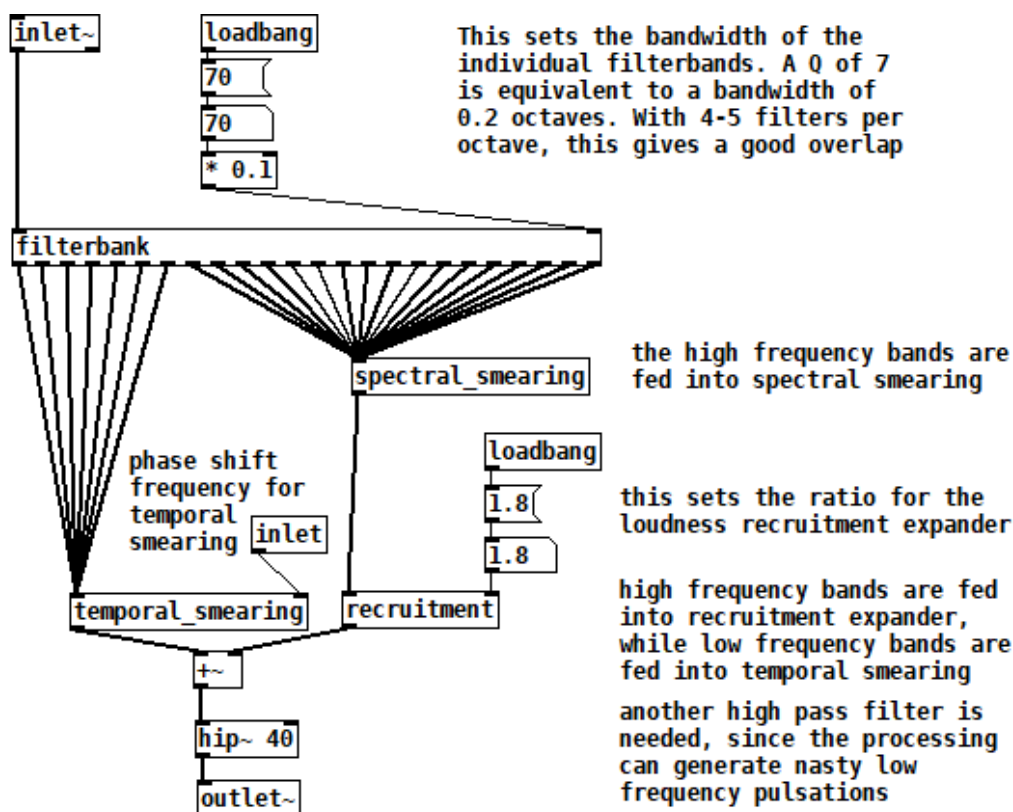


Abbildung 10: Ein Subpatch der PD-Signalverarbeitung, das weitere Subpatches (*filterbank*, *spectral_smearing*, *temporal_smearing* und *recruitment*) enthält

Im Gegenzug lassen sich nicht nur externe Patches, sondern auch in anderen Programmiersprachen wie C, C++, Python, Ruby oder der für Echtzeitaudioverarbeitung entwickelten Sprache Faust geschriebene Erweiterungen importieren. Für x86-basierte Systeme bietet PD sogar bidirektionale Kompatibilität mit Steinbergs VST Standard. Es können sowohl VST-Plugins als Objekte in PD eingebunden werden, als auch PD-Patches als VST-Plugins verpackt und in anderer Audiosoftware genutzt werden.

Durch die hohe Flexibilität, die Optimierung für Echtzeit Audioverarbeitung und die kostenlose Verfügbarkeit bietet sich PD als Softwarebasis für diese Arbeit an. Ein erster Versuch der unverarbeiteten Ausgabe des Mikrofonsignals über Kopfhörer zeigte eine extrem niedrige Latenz und Modifikationen des Signalwegs sind dank der grafischen Oberfläche mit wenig Aufwand möglich. Damit schlägt PD auch Python als mögliche Softwarebasis für die Implementierung der Gehörverlustsimulation.

3.4 Implementierung der Gehörverlustsimulation

Die in Kapitel 2.2 beschriebenen Effekte verschiedener Höreinschränkungen sollen nun in PD implementiert werden. Dabei dienen bereits in anderen Sprachen implementierte

Gehörverlustsimulationen als Vorbild. Wo es beispielsweise aus Gründen der Ressourceneffizienz oder aufgrund aktueller Erkenntnisse sinnvoll erscheint, sind jedoch auch Abweichungen in der Umsetzung möglich.

Eine Umsetzung in MATLAB stammt von Mourgela, Agus und Reiss⁴⁴ und ist sowohl als VST-Plugin, als auch als MATLAB-Code verfügbar. Die Autor:innen setzen in ihrem Ansatz die Effekte von frequenzabhängiger Pegelreduktion („audiogram matching“), unnatürlichem Lautstärkewachstum („recruitment“) und spektraler sowie zeitlicher Verschmierung um. Dabei werden einige MATLAB-Bibliotheken wie die Gammaton-Filterbank genutzt, zu denen es keine Entsprechung in PD gibt. Zudem erscheinen die Methoden pragmatisch, teilweise aber nicht unbedingt gehörrichtig umgesetzt zu sein. So wird das spektrale Verschmieren beispielsweise laut des dazugehörigen Papers durch die Multiplikation mit einem tiefpassgefilterten Rauschsignal erzeugt, was nicht durch tatsächliche Hör(verlust)prozesse motiviert scheint (Mourgela, Agus and Reiss, 2020). Die Autor:innen weisen jedoch auch darauf hin, dass Echtzeitfähigkeit und Sensibilisierungseffekt höhere Priorität hatten als die absolut akkurate Nachbildung eines realen Hörverlusts.

Aufgrund der pragmatischen Herangehensweise und guten Reproduzierbarkeit soll der grundsätzliche Aufbau dennoch als Vorlage für die Implementierung in dieser Arbeit dienen. Zunächst werden linkes und rechtes Mikrofonsignal separiert und dann pro Seite die Schritte der tonalen Anpassung, des Recruitments sowie der spektralen und der zeitlichen Verschmierung durchgeführt. Dabei findet jedoch nach der tonalen Anpassung eine Unterteilung in hochfrequente und niederfrequente Anteile statt und die zeitliche Verschmierung wird wie bei Mourgela, Agus und Reiss nur auf niederfrequente Anteile angewendet, während die spektrale Verschmierung und das Recruitment nur auf die hochfrequenten Anteile angewendet werden. Die Trennung findet bei ca. 750 Hz statt. Dies ist zum einen dadurch zu erklären, dass die Richtungsortung über Phasenunterschiede nur in einem Wellenlängenbereich funktioniert, bei dem der Abstand zwischen den Ohren kleiner ist als eine halbe Wellenlänge. Eine zeitliche Verschmierung durch Phasenverschiebung hat bei Frequenzen oberhalb von 750 Hz (halbe Wellenlänge < 20 cm) daher keinen ortungs-beeinträchtigenden Effekt mehr. Zum anderen ist das Ohr bei Frequenzen im Bereich zwischen 750 und 5000 Hz empfindlicher für Lautstärkeveränderungen als unterhalb von 750 Hz. Für die Beschränkung der spektralen Verschmierung auf den hochfrequenten Anteil gibt es keine unmittelbare physiologische Erklärung. Die Ursache könnte vielmehr technischer Natur sein und in ungewünschten Artefakten bei spektraler Verschmierung im tieffrequenten Bereich oder im Einsparen von Rechenleistung liegen. Auf die reine

⁴⁴ <https://www.mathworks.com/MATLABcentral/fileexchange/79541-hearing-loss-simulation-plugin>

Sprachverständlichkeit hätte eine zusätzliche spektrale Verschmierung von tieffrequenten Inhalten jedenfalls nur untergeordneten Einfluss (Léger *et al.*, 2012), da die Informationstragenden Anteile wie in Kapitel 2.2.3 aufgezeigt überwiegend im mittel- bis hochfrequenten Bereich liegen.

Die tonale Anpassung ist in die Filterbank integriert. Zur Unterteilung des Audiosignals werden 25 Bandpassfilter mit Mittenfrequenzen und Bandbreiten gemäß der von E. Zwicker definierten „Frequenzgruppen“ genutzt (Zwicker, 1961). Für jede Tonhöhe von 0 bis 24 Bark⁴⁵ entsteht so ein Bandpassgefiltertes Signal im Abstand von je 1 Bark. Symmetrische Bandpassfilter entsprechen zwar nicht so exakt der Funktionsweise des Gehörs wie andere, nichtsymmetrische oder nichtlineare Methoden⁴⁶, erfordern dafür aber auch weniger Ressourcen zur Berechnung. Dies erscheint für eine Implementierung auf dem RPi sinnvoller als eine aufwendige Umsetzung (Lyon, Katsiamis and Drakakis, 2010). Zudem wird pro Frequenzgruppe ein Pegelsteller genutzt, um so ein Audiogramm nachbilden zu können. Hierbei ist die passive Dämpfung der Außengeräusche auf dem Weg zum Trommelfell mit einzubeziehen, da im Versuchsaufbau die Kopfhörer den Gehörgang verschließen und zusätzlich Kapselgehörschutz über dem Headset getragen wird. Der verbleibende am Trommelfell ankommende Schall nach Verstärkung bzw. Abschwächung durch die digitale Signalverarbeitung soll eine Lautstärkeempfindung erzeugen, die dem Audiogramm einer altersschwerhörigen Person entspricht.

Zur Ermittlung der passiven Dämpfung wurde ein Hörtest⁴⁷ ohne Versuchsaufbau und mit Versuchsaufbau im ausgeschalteten Zustand durchgeführt. Die Differenz wurde mit einem Audiogramm eines durchschnittlichen 70-jährigen Mannes gemäß DIN EN ISO 7029 verglichen. Anschließend wurde der Simulator eingeschaltet und die Pegel pro Frequenzgruppe so angepasst, dass die Differenz zum Sollzustand minimiert wurde. Hierbei zeigte sich, dass eine Abwägung notwendig ist. Die passive Dämpfung des Versuchsaufbaus im tieffrequenten Bereich ist bereits so hoch, dass das verbliebene Signal deutlich verstärkt werden muss. Um das Audiogramm eines 70-jährigen Mannes oder einer 80-jährigen Frau gemäß DIN EN ISO 7029 zu erzielen, wären hier Verstärkungen notwendig, die zu einer digitalen Übersteuerung und damit zu Störgeräuschen führen können. Daher ist die Dämpfung im Bereich bis 500 Hz etwas höher und entspricht eher dem Hörverlust eines durchschnittlichen 80-jährigen Mannes. Dessen Hochtenschwerhörigkeit ist aber andererseits nicht abbildbar, da die passive Dämpfung im Bereich oberhalb von 4000 Hz nicht

⁴⁵ Bark ist eine psychoakustische Skala für Tonhöhe (Tonheit), die im Gegensatz zur Frequenz linear mit der wahrgenommenen Tonhöhe ansteigt

⁴⁶ z.B. ERB-Filter oder Gammaton-Filter

⁴⁷ <https://www.checkhearing.org/sliderhearingtest.php>

ausreicht. Die höchstmögliche Dämpfung ist bei abgeschalteter Signalverarbeitung messbar und beträgt oberhalb von 4000 Hz ca. 40-45 dB (im Vergleich zu einem Hörverlust von bis zu 75 dB). Die Hörkurve entspricht also im Bereich unterhalb von 500 Hz einer älteren bzw. stärker höreingeschränkten Person als oberhalb von 500 Hz.

Anschließend werden die unteren sieben Frequenzbänder von 50 bis 700 Hz als „niederfrequente Bänder“ der zeitlichen Verschmierung unterzogen. Dazu werden diese Bänder zunächst wieder aufsummiert und die Phase dieses Summensignals nun laufend verschoben. Technisch umgesetzt wird dies durch eine Hilbert-Transformation des Signals, welche die akustische Phase um -90° dreht. Anschließend werden das ursprüngliche und das gedrehte Signal in veränderlichen Anteilen über eine Equal Power Crossfade⁴⁸ Funktion addiert, wobei die Anteile von 100 % ursprünglich bis 100% phasengedreht oszillieren. Dies führt zu einer fließend oszillierenden Phasenverschiebung zwischen 0° und -90° . Damit wird eine Drift in der Phase und damit die Unzuverlässigkeit der zeitlichen Information eines Schallereignisses simuliert. Um zusätzlich einen fehlerhaften Abgleich zwischen linkem und rechtem Ohr in der Hörbahn zu simulieren, erhalten linkes und rechtes Audiosignal unterschiedliche Oszillationsfrequenzen dieser Phasenverschiebung. Im Gegensatz zur zeitlichen Verschmierung im Projekt 3DTi oder der Implementierung von Mourgela tritt hierbei keine tonale Verzerrung auf, da die Phase nicht durch zufällige Werte ersetzt wird, sondern kontinuierlich driftet.

Die hochfrequenten Anteile ab dem 840 Hz Band werden ebenfalls zu einem hochfrequenten Summensignal zusammengeführt und der spektralen Verschmierung unterzogen. Das Ziel lässt sich am einfachsten anhand eines einzelnen Sinustons beschreiben, der im Frequenzspektrum betrachtet wird. Dieser soll so verschmiert werden, dass sich im Frequenzspektrum eine breitere Frequenzverteilung rund um die ursprüngliche Frequenz ergibt. Hierzu wird das ursprüngliche Signal in seiner Tonhöhe (Pitch) modifiziert und als hoch- und heruntergepitchte Version wieder zum ursprünglichen Signal addiert (siehe Abb. 11).



Abbildung 11: Frequenzspektrum eines Sinustons a) einzeln b) nur Seitenbänder c) Ton mit Seitenbändern (Normalverteilung als Glockenkurve überlagert)

⁴⁸ Equal Power Crossfade sorgt dafür, dass zwei gleich laute Signale bei anteiliger Addition die gleiche wahrgenommene Lautstärke erzeugen wie jedes einzelne

So werden dem ursprünglichen Signal ± 15 Hz, ± 30 Hz und ± 40 Hz tonhöhenverschobene Kopien mit abhängig vom Frequenzabstand abnehmendem Pegel hinzugefügt.

Fügt man Frequenzen näher der Ursprungsfrequenz hinzu, ergibt sich durch die Interferenz mit dem ursprünglichen Signal ein starker Tremolo Effekt⁴⁹. Die ausgewählten Frequenzen reduzieren diesen Effekt aber auf ein Minimum. Insgesamt führt diese Methode der spektralen Verschmierung zu einem metallischen, roboterhaften Klang. Damit ähnelt sie dem Effekt, der mit der Gehörverlustsimulation des 3DTi Plugins erlebbar ist, wobei diese noch weniger zum Tremolo Effekt tendiert.

Um den unnatürlichen Lautstärkeanstieg des Recruitments zu simulieren, wird das Signal nach dem spektralen Verschmieren noch durch einen Dynamik-Expander geleitet. Ein Expander ist das seltener genutzte Gegenstück zum Kompressor. Eine übliche Umsetzung des Expanders vergleicht den Pegel eines Eingangssignals mit einer vorher festgelegten Schwelle. Liegt das Signal oberhalb der Schwelle, wird es verstärkt, unterhalb wird es unverändert beibehalten. Der Faktor der Verstärkung wird durch die Ratio bestimmt. Bei einer 2:1 Ratio wird ein Lautstärkeanstieg beispielsweise verdoppelt (+3 dB am Eingang entsprechen dann +6 dB am Ausgang). Diese Implementierung nennt sich „Upward Expander“, im Gegensatz zum „Downward Expander“, der Signale oberhalb der Schwelle unverändert beibehält und Signale unterhalb der Schwelle dämpft. Durch Versuch wurden sinnvolle Werte für Schwelle (90 dBFS⁵⁰) und Ratio (1,8:1) festgelegt. Bei einer niedrigeren Schwelle oder einer höheren Ratio kam es zu digitaler Übersteuerung und damit zu Störgeräuschen. Eine höhere Schwelle oder eine niedrigere Ratio hätten den ohnehin subtilen Effekt noch weniger erlebbar gemacht. Um die Erlebbarkeit zu steigern, wurde das Signal auch unterhalb der Vergleichsschwelle nicht nur beibehalten, sondern gedämpft. Dies stellt eine Kombination aus Upward und Downward Expander dar.

Nach der separaten Verarbeitung werden die so modifizierten hochfrequenten Anteile wieder zu den zeitlich verschmierten tieffrequenten Anteilen addiert, um das modifizierte Gesamtsignal pro Seite zu erhalten. Zuletzt wird auf den linken und rechten Kopfhörerausgang jeweils 70 % der entsprechenden und 30 % der gegenüberliegenden Seite gemischt. Das führt zu einer Verringerung der interauralen Pegeldifferenzen und schwächt zusätzlich zum zeitlichen Verschmieren die Möglichkeit, interaurale Laufzeitdifferenzen zur Verortung von Schallquellen zu nutzen. Dies simuliert die im Alter zurückgehenden kognitiven Kapazitäten zur Auswertung derartiger akustischer Anhaltspunkte.

⁴⁹ Als Tremolo wird das schnelle An- und Abschwollen der Lautstärke eines Tons oder Geräuschs bezeichnet

⁵⁰ Pure Data arbeitet intern mit einem Lautstärkebereich von 0 dBFS (Stille) bis 100 dBFS (Maximalaussteuerung), das FS steht dabei für „Full Scale“

Insgesamt wurden nun also die fünf hauptsächlichen Effekte von Schallleitungs- und Schallempfindungsschwerhörigkeit simuliert.

- Angehobene Hörschwelle
- Verringerter Dynamikumfang des Hörbereichs
- Verringerte spektrale Auflösung
- Verringerte zeitliche Auflösung
- Verringerte räumliche Ortungsfähigkeit

Durch Parametrierung der einzelnen Effekte ist es möglich, unterschiedliche Typen von Hörverlust wie eine lärmbedingte oder eine altersbedingte Schwerhörigkeit zu simulieren. Zudem ist der Signalverarbeitungsfluss für weitere Arbeiten einfach anpassbar und erweiterbar.

Als Basis für weitere Entwicklungen werden die entwickelten PD-Patches sowie Erläuterungen zum Gesamtaufbau und der Inbetriebnahme in einem GitHub-Repository⁵¹ veröffentlicht. Dies soll die Nachahmung und Weiterentwicklung fördern und damit der Stärkung der Hörverlustforschung dienen. Außerdem finden sich Screenshots der kommentierten PD-Patches in Appendix H.

⁵¹ <https://github.com/Va-Bu/hl-sim>

4 Evaluation des Simulators

Nach Abschluss der Simulatorentwicklung gilt es nun, diesen auch zu evaluieren. Dabei geht es primär um die Auswirkungen der simulierten Höreinschränkung auf die Menschen, die ihr ausgesetzt sind. In diesem Kapitel wird dementsprechend ein zielführendes Studiendesign entwickelt, die Durchführung der Studie beschrieben sowie die Ergebnisse der Studie dargestellt. Eine Diskussion der Ergebnisse findet anschließend im folgenden Kapitel statt.

4.1 Ziel des Versuchs

Die meisten Studien, in denen Hörverlustsimulation evaluiert wird, konzentrieren sich auf den Effekt der verringerten Sprachverständnissfähigkeit, insbesondere bei gleichzeitigem Störgeräusch (Hu *et al.*, 2011; Grimault *et al.*, 2018). So wird beispielsweise bei Hu *et al.* eine Liste mit Beispielsätzen mit verschiedenen Hintergrundgeräuschen vorgelesen. Dabei wird verglichen, ob normalhörende Menschen mit Gehörverlustsimulator die Sätze ähnlich gut bzw. schlecht verstehen wie höreingeschränkte Menschen (Hu *et al.*, 2011). Es findet also eine quantitative Messung der Erfolgsquote (= Anteil der korrekt verstandenen Sätze) statt.

Das Ziel dieser Arbeit und des geplanten Versuchs ist es hingegen, zu untersuchen, welche Auswirkungen eine authentische Hörverlustsimulation auf die Sensibilisierung für die Belange gehöreingeschränkter Menschen hat. Dabei sind insbesondere die Aspekte der Empathie sowie der Einschätzung des Stellenwerts von Akustik für die Barrierefreiheit eines Raumes interessant. Ein möglichst realitätsnaher Versuch soll dazu dienen, folgende Forschungsfrage zu beantworten:

„Welchen Einfluss hat die Authentizität der Gehörverlustsimulation auf den Sensibilisierungseffekt?“

Authentizität ist hierbei dadurch definiert, wie nah die Gehörverlustsimulation einer tatsächlichen Höreinschränkung kommt. Eine geringe Authentizität würde beispielsweise durch das Nutzen eines einfachen passiven Gehörschutzes erzielt werden, eine hohe Authentizität durch die Nutzung einer möglichst akkuraten aktiven Gehörverlustsimulation.

Der Sensibilisierungseffekt ist dadurch definiert, dass sich eine Änderung in der Beurteilung bestimmter Aspekte vor und nach dem Erlebnis der Gehörverlustsimulation ergibt. Welche Aspekte dies sind, soll im folgenden Kapitel neben anderen methodischen Themen genauer erörtert werden.

4.2 Methodik und verwandte Arbeiten

Um die im vorhergehenden Kapitel definierte Forschungsfrage zu beantworten, bieten sich verschiedene Methoden der wissenschaftlichen Evaluation an. Die Gehörverlustsimulation ließe sich qualitativ testen, indem einzelne Versuchspersonen den Simulator ausprobieren und zu ihren individuellen Erfahrungen befragt werden. Um einen belastbaren Vergleich zwischen dem entwickelten Simulator und einer weniger authentischen Simulation zu ziehen, erscheint ein quantitatives Verfahren jedoch sinnvoller. Möchte man die Wirksamkeit einer Intervention nach ihrer Durchführung testen, spricht man auch von einer summativen Evaluation oder Ergebnisevaluation (Kotte, 2017, pp. 10–11). Die Intervention besteht in diesem Fall aus dem Erlebnis der Gehörverlustsimulation in einer noch zu definierenden Situation und Umgebung.

Die Hörverlustsimulation soll also in einer Probandenstudie getestet werden, bei der Daten zum Effekt dieser Simulation erhoben werden. Dabei gilt es einerseits darauf zu achten, dass geeignete Messgrößen gewählt werden, um die Forschungsfrage zu beantworten (Operationalisierung) (Kotte, 2017, p. 16). Andererseits soll ausgeschlossen werden, dass äußere Einflüsse auf die Messgrößen einwirken, welche nichts mit der Intervention zu tun haben. Das Minimieren äußerer Störeinflüsse erhöht die interne Validität des Versuchs (Kotte, 2017, p. 17).

Daneben ist auch die externe Validität nicht zu vernachlässigen. Darunter versteht man die Übertragbarkeit der Ergebnisse von der Situation und Umgebung, in der der Versuch stattfand, in andere Situationen und Umgebungen. Als Konkretisierung der externen Validität wird auch der Begriff der ökologischen Validität genutzt. Angelehnt an die WHO-ICF beschreiben Keidser et al. ökologische Validität im Bereich der Hörforschung folgendermaßen:

„In hearing science, ecological validity refers to the degree to which research findings reflect real-life hearing-related function, activity, or participation.“ (Keidser et al., 2020, p. 7)

Wie Keidser et al. in ihrem Positionspapier beschreiben, hat man sich in der Hörforschung lange primär auf die interne Validität konzentriert, inzwischen tritt aber zunehmend die ökologische Validität in den Vordergrund. Dies soll auch für diese Probandenstudie berücksichtigt werden.

Bei der Suche nach vergleichbaren Studien fällt auf, dass Hörverlustsimulationen im Bereich der Audiologieforschung grundsätzlich in synthetischen Laborsettings evaluiert werden (bspw. Graf, 1997; Hu et al., 2011; Grimault et al., 2018). Hierdurch wird zwar eine hohe interne Validität sichergestellt, die ökologische Validität ist jedoch in Frage zu stellen, da beispielsweise die verwendeten Störsignale (wie bandgefiltertes Rauschen) nicht den tatsächlich im Alltag vorkommenden Hintergrundgeräuschen

entsprechen. Auch die synthetische Darbietung von Nutz- und Störsignal über Kopfhörer ist nur begrenzt in Alltagssituationen wie eine Unterhaltung im öffentlichen Raum übertragbar.

Realitätsnähere Umgebungen und Situationen finden sich in Arbeiten zur Einschränkungssimulation im Allgemeinen. Nario-Redmond, Gospodinov und Cobb führten zwei Versuche mit Studierenden als Versuchspersonen durch (Nario-Redmond, Gospodinov and Cobb, 2017). Neben anderen Einschränkungen wurde auch Hörverlust (mittels klassischer Gehörschutzstöpsel) simuliert. Im ersten Versuch sollten Studierende an je einer Station pro Einschränkung eine Aufgabe lösen, im Falle der Höreinschränkung das „Lippenlesen“ eines durch eine weitere Person vorgelesenen Textes. Der zweite Versuch fand in einem Laborsetting statt, die Aufgabe im Falle der Höreinschränkung war das Zuhören vorgelesener Fahrhinweise, während des Tragens von Gehörschutzstöpseln. Vor und nach der Durchführung beider Versuche wurden jeweils mittels Fragebögen der Gemütszustand (POMS-SF⁵²), die Einstellung zur Interaktion mit eingeschränkten Menschen (IDP⁵³) und Vorurteile gegenüber eingeschränkten Menschen (durch Nario-Redmond, Gospodinov und Cobb erstellte Fragen) der Versuchspersonen erfasst. Als Resultat der Versuche zeichnete sich ab, dass die Einschränkungssimulationen zwar die Empathie für Menschen mit Einschränkung steigern konnten, gleichzeitig aber auch eine gesteigerte Angst hervorriefen, selbst in Zukunft einer Einschränkung zu unterliegen. Insbesondere im zweiten Versuch, der im realitätsferneren Laborsetting stattfand, zeigte sich eine Steigerung der Angst (Distress) und eine Abnahme des Interaktionswillens mit eingeschränkten Personen, wobei die negativen Aspekte bei der Simulation von kognitiven und Mobilitätseinschränkungen stärker ausgeprägt waren als bei der Hörverlustsimulation. Schwächer fielen die negativen Aspekte dann aus, wenn zusätzlich zur Simulation auch die Interaktion mit tatsächlich eingeschränkten Menschen stattfand. Nario-Redmond, Gospodinov und Cobb empfehlen daher, eine Einschränkungssimulation nicht isoliert in einem Laborsetting durchzuführen, sondern mit anderen Elementen wie Gesprächen mit Personen mit Einschränkung oder weiterer theoretischer Aufklärung zu kombinieren.

Nach der Analyse verwandter Arbeiten soll die Evaluationsstudie nun mehrere Anforderungen erfüllen, die im Folgenden aufgeführt sind.

⁵² Profile of Mood States – Short Form

⁵³ Interaction with Disabled Persons

Es sollen mehrere Aspekte gemessen werden. Zum Ersten der Effekt der Hörverlustsimulation auf die Einschätzung des Stellenwerts akustischer Eigenschaften eines Raumes für die Barrierefreiheit⁵⁴. Zum Zweiten der Effekt auf die Empathie gegenüber Menschen mit Einschränkungen. Zum Dritten der Effekt auf den persönlichen Distress.

Die Umgebung und der Aufbau der Studie sollen zwar möglichst kontrolliert sein, um eine hohe interne Validität sicherstellen zu können, gleichzeitig aber keinen realitätsfernen Laborcharakter haben, sondern einer lebensnahen Situation entsprechen.

Um den Einfluss externer Störgrößen weiter zu minimieren, soll eine Kontrollgruppe zum Vergleich dienen, welche denselben externen Einflüssen unterliegt.

Die Hörverlustsimulation soll in einen Gesamtkontext eingebunden sein, der nicht rein defizitorientiert ist. Die Simulation soll gemeinsam mit den Versuchspersonen reflektiert werden und Limitationen der Simulation sowie darüberhinausgehende Aspekte wie individuelle Ressourcen betroffener thematisiert werden.

4.3 Studiendesign

Um den im vorgehenden Kapitel beschriebenen Anforderungen Rechnung zu tragen, gilt es nun, ein geeignetes Design der Studie festzulegen. Dazu gehören die Definition der unabhängigen Variablen inklusive deren Ausprägungen, der abhängigen Variablen (Messmittel), die Festlegung des Ablaufs, die Auswahl und Gestaltung der Durchführungsumgebung und des Versuchsaufbaus sowie die Auswahl bzw. Eingrenzung der Versuchspersonen.

4.3.1 Unabhängige Variablen

Eine unabhängige Variable dient dazu, zwei oder mehr unterschiedliche Zustände (Conditions) herzustellen, die miteinander verglichen werden sollen. In der Evaluation eines Geräts oder Prozesses ergibt es Sinn, einen Vergleich zwischen einer Neuentwicklung und einem bisherigen Stand durchzuführen. Im Falle des Hörverlustsimulators kann der neu entwickelte Simulator mit einer bisher eingesetzten Methode zur Hörverlustsimulation verglichen werden. Die unabhängige Variable ist demnach die Art der Simulation. Die Ausprägungen sind (A) „Nutzung des neuen Simulators“ und (B) „Nutzung eines einfachen Gehörschutzes“. Sämtliche Einflüsse auf quantitative Erhebungen der Studie, die nicht an der Veränderung der unabhängigen Variablen liegen, wirken sich auf beide

⁵⁴ Barrierefreiheit wird im Rahmen dieser Arbeit folgendermaßen definiert: Barrierefreiheit bezeichnet eine Gestaltung der Umwelt, sodass sie möglichst niemanden ausschließt, also auch von Menschen mit Behinderung ohne zusätzliche Hilfen genutzt und wahrgenommen werden kann.

Ausprägungen gleichermaßen aus. Ausprägung (B) dient damit als Kontrollgruppe, die die interne Validität der Studie erhöht bzw. überhaupt erst ermöglicht.

4.3.2 Abhängige Variablen

Das Kernelement der quantitativen Forschung ist die Messung bzw. Operationalisierung, also die „Messbarmachung“ eines Effekts oder Zusammenhangs. Hierzu werden die abhängigen Variablen definiert, von denen erwartet wird, dass sie durch die verschiedenen Ausprägungen der unabhängigen Variablen in unterschiedlicher Weise bzw. Stärke beeinflusst werden.

Die abhängigen Variablen sind eng an die Hypothesen der Studie gebunden. Die erste Hypothese für die geplante Studie ist, dass der neu entwickelte Hörverlustsimulator die Bewertung des Stellenwerts von Raumakustik für die Barrierefreiheit stärker positiv beeinflusst als eine einfache Simulation durch Gehörschutz. Die zweite Hypothese ist, dass die Empathie für Menschen mit Einschränkungen durch den neu entwickelten Simulator stärker positiv beeinflusst wird, als durch eine einfache Simulation. Um die Auswirkungen der Höreinschränkungssimulation auf die Messwerte zu erfassen, werden Fragebögen einmal vor dem Erlebnis der Simulation ausgefüllt und ein zweites Mal danach. Die Differenz zwischen den Antworten vor und nach der Simulation ergibt jeweils die angenommene Veränderung durch das Erlebnis.

Um den Stellenwert von Raumakustik messbar zu machen, lässt sich dieser einfach abfragen.

Beispielfrage: „Wie wichtig ist Ihrer Einschätzung nach eine gute Akustik für die Barrierefreiheit eines Raumes?“ mit Antwortmöglichkeiten auf einer 5 oder 7 Punkte Likert-Skala von „sehr unwichtig“ bis „sehr wichtig“. Hierbei ergeben sich jedoch einige Schwachpunkte. Die sehr zielgerichtete Formulierung macht die Intention der Frage bzw. den Fokus auf Raumakustik eventuell zu offensichtlich und kann das Antwortverhalten ungünstig beeinflussen. Zudem fehlen Referenzpunkte. Die Interpretation von „sehr wichtig“ kann zwischen den Versuchspersonen stark variieren, was die spätere statistische Auswertung erschwert. Um diesen Nachteilen entgegenzuwirken, sollen weitere Aspekte der Barrierefreiheit in gleicher Form abgefragt werden. Dies versteckt zum einen den Fokus auf die Akustik (den Versuchspersonen wird im Voraus nicht mitgeteilt, dass es sich um das Thema Hörverlust handelt), zum anderen entsteht durch die weiteren Aspekte ein Referenzrahmen, der eine relative Einordnung der Wichtigkeit der verschiedenen Aspekte ermöglicht. Die Varianz zwischen verschiedenen Versuchspersonen wird so zwar nicht vollständig eliminiert, aber zumindest reduziert. Zu den weiteren Aspekten gehören z.B. „gute, gleichmäßige Ausleuchtung“ und „behindertengerechte Toiletten“. Die vollständige Liste findet sich im Gesamtfragebogen in Appendix C.

Ein weiteres Problem ist die Tendenz zur Mitte. Bei einer symmetrischen 5 oder 7 Punkte Likert-Skala ergibt sich stets die Möglichkeit einer „Nicht-Positionierung“ durch die Wahl der mittleren Antwortmöglichkeit, z.B. „durchschnittlich wichtig“. Daher wird für diese Studie eine 6er-Skala genutzt, die eine Positionierung abseits eines indifferenten Mittelwerts erfordert (Schnell, Hill and Esser, 2013).

Zur Prüfung der zweiten Hypothese soll die Veränderung der Empathie gegenüber Menschen mit Einschränkungen gemessen werden. Prinzipiell gibt es für die Ermittlung der Einstellung gegenüber bestimmten Gruppen wie „Menschen mit Behinderung“ einige Fragebögen. Beispiele sind „Attitudes Toward Disabled People“ (ATDP) (Yuker and Others, 1970), „Interaction with disabled persons scale“ (IDP) (Gething and Wheeler, 1992) oder „multidimensional attitudes scale toward persons with disabilities“ (MAS) (Findler, Vilchinsky and Werner, 2007).

Dabei scheint der früher viel verwendete ATDP jedoch inzwischen veraltet zu sein und nur noch wenig genutzt zu werden. Er steht auch wegen seiner unidimensionalen Skala in der Kritik, die verschiedene Aspekte der Einstellung gegenüber Menschen mit Einschränkungen vermischt und damit unter Umständen vorhandene Effekte verdeckt (F. Antonak and Livneh, 2000; Findler, Vilchinsky and Werner, 2007).

Der auch von Nario-Redmond, Gospodinov und Cobb genutzte IDP ist zwar moderner und multidimensional, jedoch scheint die Konsistenz der verschiedenen Subskalen nicht zufriedenstellend zu sein, das cronbachsche α variiert je nach Subskala zwischen 0,54 und 0,86 (Findler, Vilchinsky and Werner, 2007; Iacono *et al.*, 2009).

Der MAS verwendet Subskalen für die kognitive, affektive und verhaltensmäßige Einstellung gegenüber Menschen mit Behinderung. Die hinreichende Unabhängigkeit der Subskalen voneinander wurde validiert und zwei der drei Skalen (Affekt und Verhalten) sind auch mit dem ATDP korreliert, zur Gesamtzuverlässigkeit und Konsistenz gibt es jedoch keine Messwerte (Findler, Vilchinsky and Werner, 2007). Ein interessanter Aspekt ist, dass der MAS das Mittel der Projektion nutzt. So enthält der Fragebogen die Beschreibung eines Szenarios mit zwei involvierten Personen und die beantwortende Person soll bewerten, wie sich eine der Personen in dieser Situation fühlt. Eine solche Projektion verringert laut Antonak und Livneh Verzerrungen im Antwortverhalten bspw. durch den Wunsch, als gutherziger Mensch dazustehen (evaluation apprehension effect) (F. Antonak and Livneh, 2000).

Nachteilig ist bei all diesen Fragebögen, dass sie auf Englisch konzipiert wurden und eine Beantwortung für Nicht-Muttersprachler:innen schwierig sein kann. Besonders wenn es um Konzepte von Emotionen und Empathie geht, sind Feinheiten entscheidend und können bei Übersetzung verlorengehen. Eine validierte deutsche Übersetzung des MAS (G-MAS) scheint zu existieren, ist aber

nicht frei verfügbar (Wöhrle, Franke and Kissgen, 2018). Im Gegensatz zur englischen Version misst die deutsche sogar vier Konzepte, ist also offenbar keine Ein-zu-eins-Übersetzung.

Ein Beispiel für einen frei verfügbaren Fragebogen zur „Messung der expliziten Einstellungen zu Behinderung“ ist der EXPE-B (Schröter *et al.*, 2019). Dieser stammt aus dem Bereich der inklusionsorientierten Pädagogik und misst die Konzepte „Persönlicher Kontakt“ und „Strukturelle Diskriminierung“. Mit Items wie *„Ich würde es gut finden, wenn mein Kind eine Einladung zu einer Geburtstagsparty annehmen würde, die für ein Kind mit einer Behinderung gegeben wird.“* scheint der Fragebogen jedoch zu spezifisch auf eine Schulsituation ausgelegt und daher teilweise unpassend für die geplante Studie zu sein.

Ein genereller angelegter und damit universeller verwendbarer Fragebogen zur Messung von Empathie ist der „Interpersonal Reactivity Index“ (IRI) (Davis, 1980). Dieser ist wie IDP, MAS oder EXPE-B multidimensional und misst die vier Konzepte „Perspective Taking“ (PT), „Empathic Concern“ (EC), „Personal Distress“ (PD) und „Fantasy Scale“ (FS). Es existiert eine frei verfügbare und validierte deutsche Version unter dem Namen „Saarbrücker Persönlichkeitsfragebogen“ (SPF-IRI) (Paulus, 2009). Für die deutsche Version wurde auch die Bildung einer Gesamtbewertung der Empathie untersucht und für die Summe aus PT, EC und FS als sinnvoll erachtet (Paulus, 2012). Die PD-Skala fließt nicht in den Empathiescore ein, ist für die geplante Studie aber dennoch von Interesse, da Einschränkungssimulationen – wie Nario-Redmond, Gospodinov und Cobb berichten – zu einem gesteigerten Disstress führen können (Nario-Redmond, Gospodinov and Cobb, 2017). Das cronbachsche α liegt bei den vier einzelnen Konzepten laut ursprünglicher Publikation im Bereich von 0,66 bis 0,74. Da der Test auch online zur Verfügung gestellt wird, werden aktuelle testtheoretische Kennwerte laufend auf der Homepage von PD Dr. habil. Paulus⁵⁵ veröffentlicht. Hier sind Stand 9/2023 α -Werte von $\geq 0,75$ für die Einzelskalen und 0,84 für den Gesamt-Empathiescore angegeben. Da der Fragebogen mit lediglich 16 Fragen außerdem eine geringe Belastung der Versuchspersonen verspricht, soll der SPF-IRI für die geplante Studie verwendet werden.

Zusätzlich zu den quantitativen Fragebögen sollen offene Fragen zur Empfindung der beiden Simulationsvarianten eine qualitative Beurteilung ermöglichen. Zudem wird explizit gefragt, wie sich der Versuch auf die individuelle Einstellung zum Thema Akustik und Gehöreinschränkung ausgewirkt hat. Außerdem werden die Versuchspersonen um eine Beurteilung der beiden Hörverlust-simulationsvarianten in deutschen Schulnoten von 1 bis 6 gebeten.

⁵⁵ <https://www.cpaulus.de/tt-empathie.html>

4.3.3 Umgebung

Wie in Kapitel 4.2 beschrieben, soll die Umgebung einerseits realitätsnah, andererseits möglichst kontrolliert sein, um eine hohe Konsistenz über alle Versuchspersonen hinweg zu gewährleisten. Eine Möglichkeit um dies zu erzielen, wäre der Nachbau einer realitätsnahen Umgebung in einem Laborraum. Eine weitere Möglichkeit wäre die Gestaltung einer möglichst realistischen Umgebung in Virtual Reality (VR). Dazu müsste die Umgebung in einer 3D-Engine wie Unity modelliert werden und die Versuchspersonen müssten während des Versuchs eine VR-Brille tragen, um in die modellierte Umgebung hineinversetzt zu werden.

Diese Varianten wären beide mit einem hohen (Ressourcen-)Aufwand verbunden. Insbesondere bei der Darbietung der Umgebung in VR wäre zudem fraglich, wie übertragbar die Ergebnisse in Bezug auf ein realweltliches Erlebnis wären. Der aktuelle Stand der Forschung deutet zwar darauf hin, dass eine gut konzipierte Studie in VR vergleichbare Ergebnisse zu einer Studie in einer realen Umgebung liefern kann, dies ist jedoch keinesfalls allgemeingültig für jede Art von Studie und kann durch Schwächen in der Konzeption bzw. Durchführung zunichte gemacht werden (Parsons, 2015; Kothgassner and Felnhofer, 2020). Zudem wäre das Tragen des Hörverlustsimulators gleichzeitig mit einer VR-Brille schwierig. Für einen Versuch in VR wäre es sinnvoller gewesen, die Hörverlustsimulation vollständig in Software abzubilden und über die Lautsprecher der VR-Brille wiederzugeben.

Zur Evaluation des bereits bestehenden Simulators wäre also die Durchführung in Räumlichkeiten zu bevorzugen, die bereits eine realitätsnahe Umgebung darstellen und zeitweise für eine Studiendurchführung zur Verfügung stehen. Da der geplante Durchführungszeitraum des Versuchs in die Semesterferien fällt, ergibt sich die Möglichkeit, die Räume eines der studentisch betriebenen Cafés auf dem Campus der Frankfurt University of Applied Sciences zu nutzen. Diese sind in den Semesterferien in der Regel geschlossen, sodass eine anderweitige Nutzung möglich ist. Vorteilhaft ist die Nutzung eines solchen Cafés vor allem, da es sehr repräsentativ für eine Umgebung ist, in der Gespräche unter akustisch herausfordernden Bedingungen (laute Hintergrundgeräusche, Nebengespräche) geführt werden. Solche Bedingungen stellen hohe Anforderungen an das Gehör und die kognitive Verarbeitung des Gehörten, sodass Höreinschränkungen tatsächlich relevante Auswirkungen auf die Hörwahrnehmung haben (Helfer and Wilber, 1990).

Damit ist eine hohe ökologische Validität und gleichzeitig eine hohe Konsistenz der Umgebungsbedingungen gewährleistet, da das Café geschlossen ist und keine externen Störungen wie unterschiedlich hohes Gästeaufkommen, Veränderungen in der Möblierung oder wechselnde Hintergrundmusik auftreten. Sämtliche Parameter können einmalig festgelegt und über die gesamte

Studiendurchführung hinweg konstant gehalten werden. Dies führt auch zu einer hohen internen Validität.

Nach Abstimmung mit dem Verwaltungsteam kann das Café für die Dauer von vier Wochen⁵⁶ zur Versuchsdurchführung freigegeben werden. Abbildung 12 zeigt den Blick vom Eingang in den Hauptraum des Cafés. Auf der rechten Seite befindet sich der Bar-Bereich, an dem die Studiendurchführung stattfindet.



Abbildung 12: Die Räumlichkeiten des Café Kurzschluss.

Um den Realismus zu steigern, wird die vorhandene Beschallungsanlage des Cafés dazu genutzt, Hintergrundgeräusche einzuspielen, die einen Cafébetrieb simulieren. Hierzu wurde das Musikstück „Mesmerizing“ des Interpreten „Gvidon“⁵⁷ (nutzbar unter Achtung der Pixabay-Lizenzbedingungen⁵⁸, z.B. für nichtkommerzielle Projekte) bei 100 Hz mit 3 dB/Oktave tiefpassgefiltert und mit Babble-Noise gemischt. Babble-Noise ist ein rauschartiges Signal, das an die Dynamik und das Frequenzspektrum von menschlichen Stimmen angelehnt ist und klingt wie eine Vielzahl gleichzeitig geführter Gespräche, ohne dass jedoch tatsächliche Wörter verständlich sind. Zur Generierung des Babble-Noise-Signals wurde Stable Audio von Stability AI⁵⁹ genutzt. Da das zugrundeliegende Modell ausschließlich mit lizenzierten Daten trainiert wurde und Stability AI auch bei kostenloser Nutzung die nichtkommerzielle

⁵⁶ 08.09.2023 bis 06.10.2023

⁵⁷ <https://pixabay.com/music/soft-house-mesmerizing-15617/>

⁵⁸ <https://pixabay.com/service/terms/>

⁵⁹ <https://www.stableaudio.com/>

Verwendung der generierten Audiodateien erlaubt, ist die Verwendung für den Versuch ohne Rechteverletzung möglich. Damit das gemischte Signal nicht übersteuert und um eine ausgewogene Akustik zu erzielen, wurde der Pegel des Babble-Noise-Signals um 3 dB und der Pegel des Musikstücks um 6 dB abgesenkt.

Um die Akustik des Raumes weiterhin zu charakterisieren, wurde die in Kapitel 2.3 „Auswirkung von Raumakustik auf das Hören“ beschriebene sabinesche Nachhallzeit (Dauer eines Pegelabfalls um 60 dB) gemessen. Die Nachhallzeit eines Raumes kann mittels des Ballontests gemessen werden. Hierzu lässt man im ansonsten ruhigen Raum einen Ballon platzen, während ein Mikrofon den Lautstärkepegel aufzeichnet. Das Platzen des Ballons erzeugt dabei einen breitbandigen Schallimpuls, der den Pegel schlagartig ansteigen und dann entsprechend der Raumakustik wieder abfallen lässt. Da eine Differenz von 60 dB zwischen lautestem Punkt und Ruhepegel oft nicht realisierbar ist, der Pegelabfall in der Dezibelskala aber näherungsweise linear abfällt, darf der Pegelabfall anhand der Flankensteilheit extrapoliert werden. Am Barbereich des Cafés, an dem die Versuchsperson während der Durchführung steht, fällt der Pegel um ca. 35 dB pro Sekunde ab. Das bedeutet für die sabinesche Nachhallzeit eine Dauer von ca. 1,7 Sekunden.

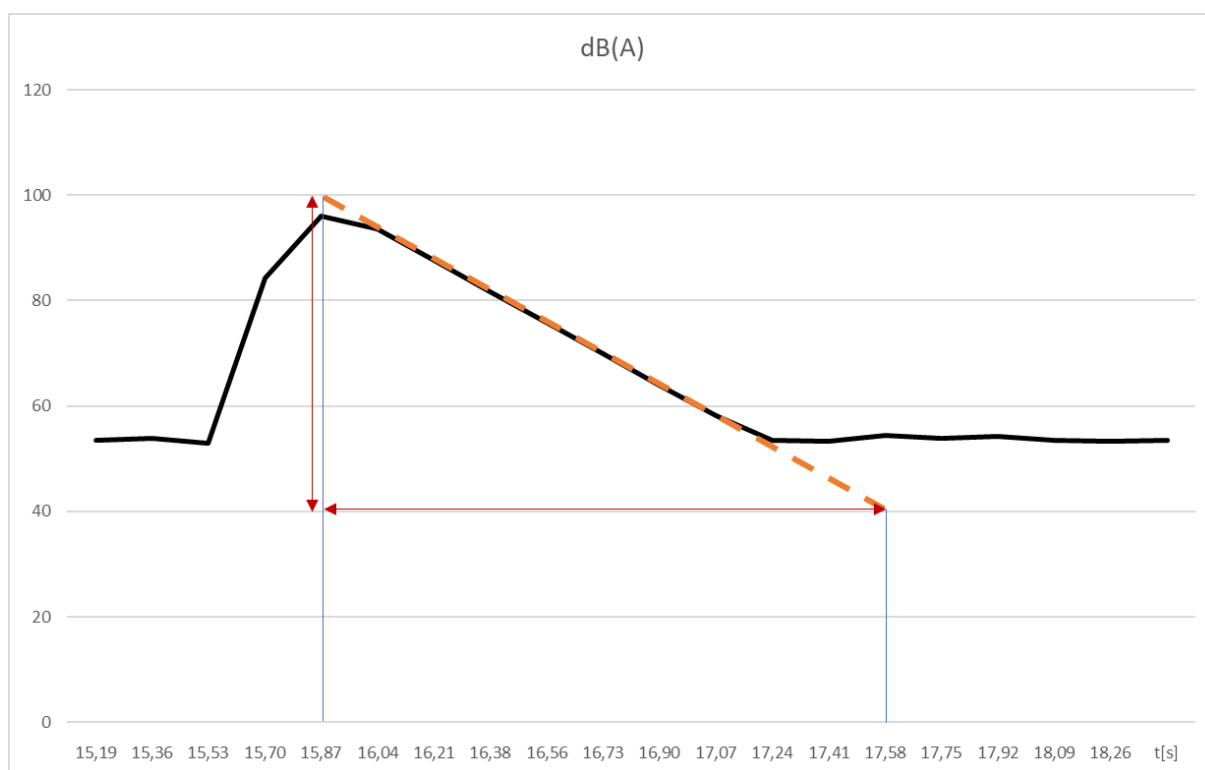


Abbildung 13: Schallpegelverlauf des Ballontests. Bei Sekunde 15,53 wird der Ballon zum Platzen gebracht. Auf den schnellen Pegelanstieg folgt ein langsamerer Pegelabfall mit ca. 35 dB(A) pro Sekunde

Dieser Wert liegt deutlich über der laut DIN 18041 für Räume der Klasse B3 empfohlenen Nachhallzeit, die für einen Raum dieser Größe weniger als eine Sekunde beträgt. Für akustisch unbehandelte Räume ist der Wert allerdings nicht unüblich und im Sinne des Versuchs sogar vorteilhaft, da eine ungünstige Raumakustik den Effekt der Gehörverlustsimulation stärker zum Vorschein bringt.

4.3.4 Ablauf

Nach der Festlegung der geplanten Messungen und der Umgebung kann zuletzt der genaue Ablauf eines Studiendurchlaufs konzipiert werden.

Der Durchlauf beginnt mit der Begrüßung der Versuchsperson und dem Vorlegen der Einwilligungserklärung inklusive einer Erläuterung des geplanten Ablaufs.

Nach der Unterzeichnung der Einwilligungserklärung startet der Versuch mit der Erhebung demografischer Daten, wobei Wert darauf gelegt wurde, nur relevante Daten zu erheben. Dazu gehören Alter, Geschlecht, Beschäftigung und Wohnumgebung, da diese einen relevanten Einfluss auf die alltäglichen Hörerfahrungen haben können. Zudem wird etwaige Vorerfahrung mit dem Thema Barrierefreiheit abgefragt. Der komplette Fragebogen findet sich in Appendix C.

Anschließend werden die in Kapitel 4.3.2 beschriebenen Fragebögen zur Messung der Einschätzung des Stellenwerts von Akustik und der individuellen Empathieneigung ausgefüllt.

Um ein Gefühl für den Geräuschpegel im späteren Rollenspiel zu bekommen, wird nun bereits die in Kapitel 4.3.3 beschriebene Mischung aus Musik und Babble-Noise eingespielt. Der Lautstärkepegel am Platz der Versuchsperson wird dabei auf ein Mittel von 75 dB(A) eingestellt⁶⁰.

Nach Beantwortung des Eingangsfragebogens wird die Hintergrundbeschallung wieder abgestellt und ein sehr einfacher Hörtest an einem Tablet⁶¹ durchgeführt. Dieser stammt von [checkhearing.org](https://www.checkhearing.org)⁶² und ermöglicht den Versuchspersonen, den Test nach kurzer Einweisung selbständig durchzuführen. Die Hörschwelle wird in 6 Frequenzbändern von 250 Hz bis 8 kHz in Lautstärkeschritten von 10 dB ermittelt. Dieser Test dient nicht der exakten Ermittlung der Hörschwelle, sondern der Identifizierung schwerwiegender Defizite im Hören, welche indikativ für einen Ausschluss der Versuchsperson aus der statistischen Auswertung wären.

Als nächstes wird die Gehörverlustsimulation appliziert, d.h. je nach Gruppe (Ausprägung A oder B) nur der Kapselgehörschutz aufgesetzt (Gruppe B) oder die Ohrstöpsel des Simulators eingesetzt (Gruppe

⁶⁰ Gemessen per NIOSH SLM App auf iPhone Mini 13 mit internem Mikrofon

⁶¹ Asus Zenpad 10“ Tablet mit Lautsprecher/Tastatur-Dock

⁶² <https://www.checkhearing.org/onlinehearingtest.php>

A) und der Kapselgehörschutz darüber. Die Apparatur des Hörverlustsimulators ist dabei in einer Jutetasche verstaut, die über die Schulter gehängt wird.

Nun wird der Hörtest ein zweites Mal durchgeführt, um sicherzustellen, dass sich die simulierte Höreinschränkung im Audiogramm widerspiegelt. Falls nicht, muss ggfs. das Applizieren des Simulators erneut durchgeführt, der Versuch abgebrochen oder die Versuchsperson aus der statistischen Auswertung ausgeschlossen werden.

Ist sichergestellt, dass die Simulation den gewünschten Hörverlust bewirkt, kann das Rollenspiel starten. Die Versuchsperson erhält Hintergrundinformationen zu ihrer Rolle (schriftlich vorgelegt, zum Inhalt siehe Appendix D), die Hintergrundgeräusche werden wieder auf 75 dB(A) eingepegelt und ein Dialog zwischen Versuchsleitung und Versuchsperson beginnt. Zusammen mit den Hintergrundinformationen erhält die Versuchsperson auch die Anweisung, genau aufzupassen, da sie später zu Inhalten des Gesprächs befragt würde. Das Gespräch enthält einige Szenen, in denen sich die Versuchsleitung von der Versuchsperson abwendet, was das Verständnis zusätzlich erschwert. Der komplette Verlauf findet sich in Appendix E.

Nach Beendigung des Dialogs wird das Hintergrundgeräusch wieder abgestellt, die Versuchsperson darf die Hörverlustsimulation ablegen und erneut einen Fragebogen beantworten. Dieser beinhaltet nochmals die Fragen zur Messung der Einschätzung des Stellenwerts von Akustik und der individuellen Empathieneigung, um eine Vorher-Nachher-Veränderung zu ermitteln (siehe Appendix C).

Damit jede Versuchsperson beide Varianten der Hörverlustsimulation erfahren kann, wird als nächstes nochmals die zuvor nicht erlebte Variante appliziert, das Hintergrundgeräusch ein letztes Mal eingeschaltet und ein kurzes Gespräch zu den Unterschieden der beiden Simulatoren geführt. Dies ermöglicht der Versuchsperson die Beantwortung der letzten Fragen, bei denen das Erlebnis nochmals reflektiert wird und Feedback zur Qualität der beiden Simulationen sowie zum Versuch als Ganzes gegeben werden kann.

Als letzter Punkt des Ablaufs findet ein Abschlussgespräch statt, bei dem die erlebte Hörverlustsimulation reflektiert werden kann. Es wird auf die Limitationen und die Umstrittenheit von Einschränkungssimulationen hingewiesen, die sich unter anderem aus der kurzen Zeitspanne der Simulation und der Defizitorientierung ergeben. Dabei werden auch die in Kapitel 4.2 erläuterten Ergebnisse von Nario-Redmond, Gospodinov und Cobb hinsichtlich möglicher negativer Effekte einer Einschränkungssimulation angesprochen. Es wird darüber aufgeklärt, dass Einschränkungen immer individueller Natur sind und eine Simulation keinen vollständigen Einblick geben und nicht den Austausch mit Betroffenen ersetzen kann. Es wird zur weiteren Beschäftigung mit dem Thema

ermutigt, um die Simulation in einen größeren Gesamtkontext einzubetten. Dazu werden auch Internetadressen der „Frankfurter Stiftung für Gehörlose und Schwerhörige“⁶³ sowie des Studiengangs „Inclusive Design“⁶⁴ als QR-Codes zur Verfügung gestellt. Dies soll den Versuchspersonen eine niedrighschwellige Möglichkeit bieten, sich im Nachgang zur Studienteilnahme weiter über Barrierefreiheit und Inklusion – insbesondere im Hinblick auf Höreinschränkungen – zu informieren.

Für den Gesamtablauf ergibt sich folgende Zeitplanung mit einer Gesamtdauer von 60 Minuten:

- | | | |
|----|---|----------|
| 1. | Begrüßung, Erläuterung des Ablaufs, Einwilligungserklärung | (5 Min) |
| 2. | Fragebogen: Demografische Daten, Barrierefreiheit und SPF-IRI Pre | (10 Min) |
| 3. | Hörtest ohne und mit Hörverlustsimulation | (10 Min) |
| 4. | Intervention: Cafészene mit Hörverlustsimulation (A oder B) | (10 Min) |
| 5. | Fragebogen: Barrierefreiheit und SPF-IRI Post | (5 Min) |
| 6. | Erlebnis der alternativen Variante | (5 Min) |
| 7. | Fragebogen: Einschätzung der beiden Varianten und allg. Feedback | (5 Min) |
| 8. | Debriefing: Erläuterung der Limitationen einer Intervention, Möglichkeit Fragen zu stellen. | (10 Min) |

4.3.5 Einladung der Versuchspersonen

Um einen reibungslosen Versuchsablauf und verwertbare Ergebnisse sicherzustellen, galt es vor dem Versand von Einladungen zunächst zu definieren, wer an der Studie teilnehmen kann. Im Sinne der Inklusion sollte niemand von vornherein von der Studienteilnahme ausgeschlossen werden, jedoch gestaltet sich die Teilnahme für einige Gruppen schwierig. Die Räumlichkeiten des Café Kurzschluss sind nur über steile Treppenstufen zu erreichen, die Hörverlustsimulation ist für Menschen ohne Gehörschädigung ausgelegt und auch für Blinde wäre eine Teilnahme überdurchschnittlich schwierig. Dennoch sollten diese Gruppen bei der Einladung nicht explizit ausgeschlossen werden, sondern zur Kontaktaufnahme ermutigt werden, um mögliche Lösungen zu besprechen oder Perspektiven auszutauschen. Die Einladung wurde daher explizit an alle (volljährigen) Personen ausgesprochen.

Um die benötigte Anzahl an Versuchspersonen zu ermitteln wurde eine Vorstudie mit Stichprobengröße $n = 4$ durchgeführt und die Effektstärke der Ausprägungen A und B auf die Messwerte ermittelt. Die Effektstärke (Cohen's d) lag dabei je nach Messwert zwischen 0 und 1,34. Mittels des Programms G*Power⁶⁵ ließ sich aus der höchsten Effektstärke von 1,34 für eine statistische Aussagekraft von 95% eine benötigte Anzahl von 13 Personen pro Gruppe berechnen (für 90% 11 pro

⁶³ <https://www.gls-h-stiftung.de/>

⁶⁴ <https://www.frankfurt-university.de/de/studium/master-studiengange/inclusive-design-id-msc/>

⁶⁵ <https://www.psychologie.hhu.de/arbeitsgruppen/allgemeine-psychologie-und-arbeitspsychologie/gpower>

Gruppe). Dementsprechend wurde die Teilnahme von bis zu 26 Versuchspersonen geplant, um zumindest für den Wert mit dem größten Effekt eine hinreichende Aussagekraft zu erzielen.

Der Zeitraum der Durchführung ergab sich durch die Verfügbarkeit der Räumlichkeiten des Cafés von 16.09. bis 06.10.2023.

Die Einladung wurde hauptsächlich über drei Kanäle verteilt: Hochschulinterne Studiengangsverteiler der Lernplattform CampUAS, das Nachbarschaftsportal „nebenan.de“ sowie über die linksalternative Mailingliste „angebotundnachfrage@lists.riseup.net“. Zudem wurden einzelne Personen aus dem Bekannten- und Verwandtenkreis angefragt sowie Aushänge auf dem Campus der Frankfurt University of Applied Sciences gemacht.

Der verwendete Einladungstext ist in Appendix F zu finden.

4.4 Ethische Aspekte

Auch wenn es sich bei der Evaluation der Hörverlustsimulation nicht um eine klinische Studie handelt, wurden bei der Gestaltung und Durchführung der Studie ethische Aspekte berücksichtigt. Dazu diente der „Ethikkodex Pflegeforschung“⁶⁶ der Deutschen Gesellschaft für Pflegewissenschaft e.V. als Leitfaden.

Um sicherzustellen, dass Versuchspersonen informiert und autonom über eine Teilnahme entscheiden können, wird zu Beginn über die Ziele, Risiken und Nutzen des Versuchs, die Möglichkeit, den Versuch jederzeit ohne negative Konsequenzen abbrechen zu können sowie die Verwendung und den Schutz der im Laufe des Versuchs erhobenen Daten aufgeklärt. Die Versuchsperson unterschreibt die informierte Einverständniserklärung (Informed Consent – siehe Appendix G) bevor der Versuch startet.

Sollte eine Versuchsperson zu einer vulnerablen Gruppe gehören, wird vor dem Versuch ausführlich besprochen, welche Schwierigkeiten sich ergeben könnten und wie damit umgegangen werden soll bzw. ob eine Teilnahme am Versuch sinnvoll ist.

Erhobene biologische Daten (Hörtest) werden nur zur Verifikation genutzt, ob die Versuchsdurchführung als Ganzes gültig oder ungültig ist (z.B. bei grundsätzlich vorliegender starker Höreinschränkung). Anschließend werden diese Daten gelöscht und auch nicht anonymisiert weiter zur statistischen Auswertung herangezogen.

⁶⁶ <https://dg-pflegewissenschaft.de/ethikkommission/ethikkodex/>

Sämtliche weiteren erhobenen Daten (Antworten auf Fragebögen) werden nur pseudonymisiert gespeichert, eine Zuordnung von Datensätzen zu Personen ist also nur der Versuchsleitung möglich.

Um eine Überlastung des Gehörs sowohl der Versuchspersonen, als auch der Versuchsleitung zu vermeiden, werden die Lautstärkepegel während des Versuchs unter den 80 dB(A) gehalten, die von der „Lärm- und Vibrations-Arbeitsschutzverordnung“ (LärmVibrationsArbSchV⁶⁷) vorgegeben werden.

Um mögliche negative psychologische Auswirkungen der Einschränkungssimulation zu vermeiden, wie sie durch Nario-Redmond, Gospodinov und Cobb beschrieben wurden (gestiegene Angst vor eigener Betroffenheit in Zukunft, höhere Berührungsängste), wird ein ausführliches Abschlussgespräch zur Reflexion und Aufklärung geführt.

Zur Minimierung des Risikos durch eine Fehlfunktion des Hörverlustsimulators, wurde ein Not-Aus-Schalter in der Spannungsversorgung zwischen Powerbank und RPi angebracht. Dieser Schalter ist durch die Versuchsperson jederzeit betätigbar und schaltet jegliche Klangugabe umgehend ab.

4.5 Ergebnisse

Im Zeitraum von 16.09.2023 bis 05.10.2023 nahmen insgesamt 24 Personen an der Studie teil. Das Durchschnittsalter betrug 32,3 Jahre (Standardabweichung 6,7 Jahre), 71 % der Versuchspersonen waren weiblich, 29 % männlich. 50 % gaben an, dass sie studieren, 71 % gaben an, dass sie arbeiten.

42 % gaben an, bereits theoretische Erfahrung mit Barrieren zu haben, 21 % gaben praktische Erfahrung mit Barrieren an. Dies ist unter anderem dadurch zu erklären, dass ein Drittel der Versuchspersonen zum Zeitpunkt der Teilnahme im Studiengang „Inclusive Design“ eingeschrieben war. 92 % gaben zudem an, städtisch zu wohnen, nur jeweils eine Person gab an ländlich oder in einem Übergangsgebiet zwischen städtischem und ländlichem Raum zu wohnen.

Zur quantitativen Auswertung der per Fragebogen erhobenen Messwerte wird zunächst betrachtet, wie sich die Werte unabhängig von der erlebten Variante verändert haben. Dazu werden die Antworten vor und nach der Intervention verglichen. Da die gegebenen Antworten nicht parametrisch (weder metrisch skaliert, noch kontinuierlich normalverteilt) sind, wird hierzu kein gewöhnlicher t-Test, sondern ein Wilcoxon Signed-Rank Test genutzt.

⁶⁷ https://www.gesetze-im-internet.de/l_rmvrationsarbschv/

Hierbei ergibt sich für die Subskala „Perspective Taking“ (PT) des SPF-IRI eine statistisch signifikante Veränderung ($p = 0,03$, $V = 42,5$). Die Punktwerte sind in Form von Boxplots auf Abbildung 14 zu sehen. Der Median der Punktzahl auf der PT-Skala erhöht sich von 15 auf 16,5 Punkte.

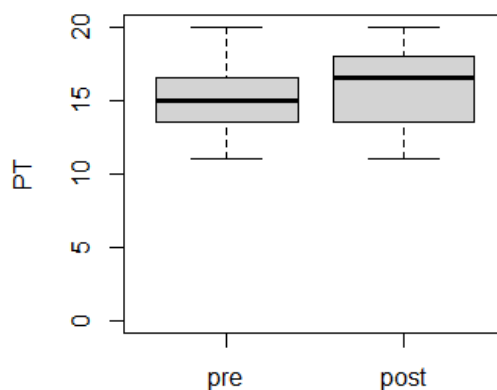


Abbildung 14: Veränderung der Skala "Perspective Taking" von vor zu nach der Intervention

Sämtliche anderen Werte, sowohl des SPF-IRI, als auch der Relevanzeinschätzung von Barrierefreiheitsaspekten, ändern sich nicht in statistisch signifikantem Maße.

Für die Auswertung des Einflusses der Interventions-Variante (nur Gehörschutz oder Simulator plus Gehörschutz) auf die Veränderung der Antworten wird eine „Aligned Rank-Transform Mixed-Design ANOVA“ genutzt. Diese zeigt für keinen der gemessenen Werte einen statistisch signifikanten Einfluss. Die ursprüngliche Alternativhypothese, dass der neu entwickelte Hörverlustsimulator eine stärkere Auswirkung auf die Sensibilisierung der Versuchspersonen hat, als der einfache Gehörschutz-Simulator, muss also verworfen werden.

Die Bewertung der beiden Varianten der Hörverlustsimulation in Schulnoten ergab eine Durchschnittsnote von 2,38 für die einfache Simulation (nur Gehörschutz) und 1,96 für die komplexe (Simulator plus Gehörschutz). Per t-Test verglichen ergibt sich allerdings keine statistische Signifikanz der Bewertungsdifferenz ($t = 1,4661$; $df = 44,069$; $P\text{-Wert} = 0,1497$). Der Median beider Varianten ist Schulnote 2 – gut.

Zusätzlich zu den quantitativen Fragebögen wurden offene Fragen zur Empfindung der beiden Simulationsvarianten sowie zum Einfluss des Versuchs auf die Einstellung zum Thema Akustik und Höreinschränkung gestellt.

Nach dem Empfinden der Simulation gefragt, wurden am häufigsten Adjektive wie anstrengend (10 Nennungen) oder einschränkend (3 Nennungen) genutzt. Häufig wurde ebenfalls die notwendige Konzentration angeführt (6 Nennungen). Bei der Häufigkeit der Nennungen gab es keine auffälligen Unterschiede zwischen den beiden Simulationsvarianten. Wurde ein Aspekt von einer Person für beide Varianten genannt, wurde er nur einfach gezählt. Der Aspekt der Abschottung bzw. Isolation wurde primär bei der simplen Simulationsvariante beschrieben (3 Nennungen).

Die Mehrzahl der Versuchspersonen empfand die komplexe Simulationsvariante als einschränkender (15 Nennungen), einige stuften sie allerdings auch als ähnlich einschränkend ein (6 Nennungen).

Fast alle Versuchspersonen gaben bei der Frage nach dem Einfluss des Versuchs auf ihre Einstellung zum Thema Gehöreinschränkung an, dass die Simulation eindrucksvoll war und sich ihr Verständnis für die Thematik verbessert hat (20 Nennungen). Lediglich zwei Personen gaben an, dass sie bereits im Voraus über hinreichend Kenntnisse verfügten und der Versuch dementsprechend keine Steigerung des Bewusstseins verursacht hat. Eine Person gab an, zusätzlich motiviert worden zu sein, ihr eigenes Gehör so gut wie möglich zu schützen.

Eine ausführliche Diskussion und Einordnung der Ergebnisse folgt in Kapitel 5.1 Diskussion der Studienergebnisse.

4.6 Zusätzliche qualitative Erhebung

Im Nachgang zum eigentlichen Studienzeitraum wurde noch fünf Personen, die nicht an der eigentlichen Studie teilnehmen konnten, ermöglicht, den neu entwickelten Hörverlustsimulator zu testen. Da die Räumlichkeiten des Café Kurzschluss nicht mehr zur Verfügung standen und entsprechend nicht mehr der vollständige Versuch abgebildet werden konnte, konnten diese Versuche nicht in die quantitative Auswertung einfließen. Dennoch sollen die weiteren qualitativen Rückmeldungen nicht unerwähnt bleiben.

Die Testpersonen konnten den Simulator in der Campusumgebung der Frankfurt University of Applied Sciences testen und auch die akustischen Auswirkungen verschiedener Umgebungen wie eines Treppenhauses, einer großen Freifläche und einer verkehrsreichen Straße erleben. Auch hier wurde von allen Versuchspersonen der hohe Konzentrationsaufwand erwähnt, den das Zuhören bei Gesprächen erfordert. Zudem fiel den Versuchspersonen an der verkehrsreichen Straße auf, wie das Verschwinden akustischer Details die Wahrnehmung des Verkehrs beeinträchtigt, sodass die visuelle Wahrnehmung der Umwelt noch stärker gefordert wird.

Zwei der Versuchspersonen der zusätzlichen Erhebung waren Studierende der Fachrichtung Architektur. Ihnen fiel neben den Schwierigkeiten in der Kommunikation auch auf, wie wenig akustische Maßnahmen in einigen Gebäudeteilen der Hochschule umgesetzt waren. So bot beispielsweise das Treppenhaus des Gebäude 10 der Frankfurt University of Applied Sciences einen starken Eindruck davon, wie der starke Nachhall aufgrund fehlender Absorptionsflächen das Sprachverständnis zusätzlich einschränkt.

5 Diskussion und Fazit

5.1 Diskussion der Studienergebnisse

Betrachtet man die im vorherigen Kapitel dargelegten Ergebnisse der Studie, so fällt vor allem auf, dass sich die subjektiv berichteten Erfahrungen in der quantitativen Auswertung nur schwach wiederfinden. Obwohl die meisten Versuchspersonen äußerten, dass die Gehörverlustsimulation eindrucksvoll war und sie für die Einschränkung betroffener Menschen sensibilisiert hat, zeigten sich in der Beantwortung der quantitativen Fragebögen kaum signifikante Veränderungen. Lediglich der Aspekt des „Perspective Taking“ (also des Einnehmens der Perspektive einer anderen Person) im SPF-IRI ist signifikant gestiegen. Dies allerdings unabhängig davon, ob die neu entwickelte, realistischere Gehörverlustsimulation genutzt wurde oder lediglich die einfache Simulation durch einen Gehörschutz. Dies steht im Gegensatz dazu, dass ein Großteil der Versuchspersonen die realistischere Gehörverlustsimulation auch als anstrengender empfunden hat.

Für diese Diskrepanz gibt es zwei mögliche Erklärungen. Eine ist, dass die gewählten Messmittel nicht geeignet waren, um die feinen Unterschiede zwischen den beiden Simulationsvarianten mit einer überschaubaren Anzahl an Versuchspersonen abzubilden. Zum SPF-IRI gab es von zwei Versuchspersonen während der Beantwortung das verbale Feedback, dass die Fragen sehr generisch seien und eine Beantwortung schwerfalle. So wird mehrfach nach der Fähigkeit gefragt, sich in andere Personen oder Situationen hineinversetzen zu können (z.B. bei Lesen eines Buches in die Geschichte), was jedoch als nicht pauschal beantwortbar (weil z.B. abhängig vom Buch) eingestuft wurde. Der in Kapitel 4.3.2 erwähnte MAS-Fragebogen, der eine konkrete Situation beschreibt, in die sich die beantwortende Person hineinversetzen kann, könnte dieses Problem vermutlich ausräumen.

Auf der anderen Seite wurden die Unterschiede zwischen den beiden Simulationsvarianten, auch wenn sie erkannt wurden, als eher gering eingestuft. Die einfache Gehörverlustsimulation mittels Kapselgehörschutz scheint mit ihrer Lautstärkereduktion und der Reduktion der Ortungsschärfe durch Abdeckung des Außenohrs bereits eine hinreichende Höreinschränkung zu bewirken. Die in dieser Arbeit neu entwickelte Gehörverlustsimulation war auf den durchschnittlichen Hörverlust eines 70-Jährigen eingestellt, was eine realistische, aber entsprechend nicht extreme Verfremdung des Gehörten bedeutet. Die Darstellung einer überdurchschnittlichen Höreinschränkung oder zusätzlicher Einschränkungen wie Knalltrauma oder Tinnitus hätten möglicherweise eine stärkere Unterscheidbarkeit und damit auch einen stärkeren Effekt bewirkt. Es war allerdings nicht das Ziel der Studie, eine unrealistische oder ungewöhnlich starke Beeinträchtigung darzustellen. Die Intensität der

Beeinträchtigung sollte vielmehr vergleichbar sein, während sie in der Art ihrer Umsetzung realitätsnäher ist und damit einen akkurateren Eindruck tatsächlicher Altersschwerhörigkeit vermittelt.

Die zweite mögliche Erklärung ist also, dass die Art bzw. der Realismusgrad der Hörverlustsimulation tatsächlich nicht ausschlaggebend für die Sensibilisierungswirkung ist. Im Gesamtkonzept des Versuchs mit seiner möglichst realitätsnahen Umgebung, dem Rollenspiel und der Höreinschränkung spielte die Detailumsetzung der Einschränkung unter Umständen die geringste Rolle. Dies gilt aber möglicherweise nicht nur für diesen Versuch, sondern allgemein für Sensibilisierungsvorhaben mittels Simulation. Insbesondere die in Kapitel 4.6 beschriebene zusätzliche qualitative Erhebung hat die Vermutung gestärkt, dass die Umgebungsbedingungen und die begleitenden Erläuterungen den größten Einfluss auf die Sensibilisierungswirkung haben. Insbesondere begleitende Hinweise, auf welche Effekte oder Aspekte besonders zu achten ist, können das Verständnis stärker beeinflussen als subtile Unterschiede in der Art der Simulation.

Erfreulich ist, dass die quantitative Erhebung keine statistisch signifikante Auswirkung der Simulation auf den Aspekt "Personal Distress", also das Unbehagen der Versuchspersonen zeigte. Von einer einzelnen Versuchsperson wurde – wie auch durch Nario-Redmond, Gospodinov und Cobb für ihren Versuch beschreiben – von einer gestiegenen Befürchtung berichtet, eines Tages selbst betroffen zu sein. Das abschließende Reflexionsgespräch führte zu einer augenscheinlichen Beruhigung der betroffenen Person. Dennoch äußerte diese und weitere Personen das Bestreben, ihr Gehör in Zukunft besser schützen zu wollen. Die Sensibilisierung schien in diesen Fällen also nicht nur die Empathie und damit den Umgang mit anderen Personen zu betreffen, sondern auch den Umgang mit den eigenen Ressourcen.

5.2 Desiderata

Zur Vertiefung der im Rahmen dieser Arbeit gewonnen Erkenntnisse sind drei Stoßrichtungen für die weitere Forschung wünschenswert.

Stoßrichtung eins betrifft die Ausgestaltung des Simulators. Aufgrund der begrenzten Zeit wurde in dieser Arbeit der Schwerpunkt auf eine effiziente Umsetzung der wichtigsten Effekte von Altersschwerhörigkeit gelegt. Wünschenswert wäre die Umsetzung weiterer Ausprägungen von Höreinschränkung wie Knalltrauma oder Tinnitus sowie eine Umschaltmöglichkeit zwischen verschiedenen Ausprägungen im laufenden Betrieb. Die in dieser Arbeit entwickelte Plattform bietet dazu geeignete Ausgangsbedingungen. So können Signalflüsse in PD beispielsweise per „Open Sound Control“ (OSC) Protokoll von einem externen Gerät wie z.B. einem Smartphone aus verändert werden.

Auch bietet PD mit seiner Integrationsmöglichkeit von in anderen Programmiersprachen geschriebenen Funktionsblöcken die Möglichkeit, nochmals akkuratere Umsetzungen der bereits umgesetzten Effekte zu implementieren.

Für eine deutlich stärkere Erlebbarkeit der Effekte wären aber größere Änderungen an der Hardware notwendig. Zur stärkeren Abdämpfung der Umgebungsgeräusche, wie sie für die Darstellung hochgradigen Hörverlusts notwendig wäre, müsste Spezialgehörschutz, evtl. mit integriertem aktivem Noise Cancelling (ANC), genutzt werden. Dann müssten allerdings auch die Mikrofonsignale für die implementierten Effekte außerhalb des Gehörschutzes aufgenommen werden, beispielsweise mit den in Kapitel 3.2 beschriebenen OKM Mikrofonen oder indem man die Mikrofonsignale des ANC abgreift. Für eine lautere Wiedergabe der Effekte ohne digitales Clipping, wäre eine stärkere Ausgangsstufe am DAC bzw. ein zusätzlicher Kopfhörerverstärker notwendig. Ein im Entwicklungsprozess des Simulators zu Testzwecken verwendeter Verstärker fügte dem Signal allerdings ein starkes Eigenrauschen hinzu.

Da zudem wie im vorhergehenden Kapitel beschrieben in Frage steht, ob die Ausgestaltung der Simulation überhaupt einen relevanten Einfluss auf die Sensibilisierungswirkung hat, scheint dieser Aufwand zunächst nicht gerechtfertigt.

Vielmehr wäre zunächst Stoßrichtung zwei zu empfehlen: Die Entwicklung eines besseren Messinstruments für die Sensibilisierungswirkung von Hörverlustsimulationen.

Wie im vorhergehenden Kapitel beschrieben, scheinen die in dieser Arbeit genutzten Fragebögen nicht optimal gewesen zu sein, um subtile Unterschiede in der Sensibilisierung der Versuchspersonen sichtbar zu machen. Der MAS bzw. dessen deutsche Variante G-MAS könnte ein guter Aufsetzpunkt sein. Das in diesem Fragebogen beschriebene Szenario, das den Rahmen für die Beantwortung der Fragen setzt, bezieht sich allerdings auf eine Mobilitätseinschränkung. Die Anpassung des Szenarios auf eine Höreinschränkung könnte noch sensitivere und spezifischere Ergebnisse liefern. Die Validierung eines solchen neuen Fragebogens wäre allerdings ein noch größerer Aufwand, als die Weiterentwicklung der Simulatorplattform.

Um die Vermutung zu überprüfen, dass der Realismusgrad des Versuchssetups inklusive der Umgebung einen größeren Einfluss hat als der Realismusgrad des Simulators selbst, wäre eine Studie mit einem 2 x 2 Design sinnvoll. Hierzu müssten zwei Umgebungen zur Verfügung stehen, eine realistische und eine synthetische wie ein Laborraum. Diese Räume müssten mit den zwei Simulatorvarianten kreuzkombiniert werden, sodass sich 4 mögliche Kombinationen ergäben. Zudem sollte das Einschränkungserlebnis in der synthetischen Umgebung auch in einer synthetischen Situation – Beispielsweise durch die Ausgabe über Lautsprecher oder in VR – stattfinden. In der

realistischen Umgebung sollten die Einschränkungseffekte hingegen anhand einer realistischen Situation wie eines Gruppengesprächs demonstriert werden.

Dies stellt Stoßrichtung drei dar und würde ggfs. in Kombination mit einer verbesserten Messmethodik aus Stoßrichtung zwei sehr zum Verständnis der Sensibilisierungswirkung von Gehörverlustsimulationen beitragen.

Für weiterführende Arbeiten wäre zudem – sofern die Rahmenbedingungen es zulassen – die Einbeziehung von höreingeschränkten Personen für eine partizipative Weiterentwicklung von Simulation und Versuchsdesign wünschenswert.

5.3 Zusammenfassung

In dieser Arbeit wurde ein mobiler, günstiger und leicht reproduzierbarer Gehörverlustsimulator entwickelt und getestet. Hierzu wurde eine Echtzeit-Audiosignalverarbeitung auf Basis eines Raspberry Pi umgesetzt.

Diese Umsetzung kann als Ausgangsplattform für weitere Entwicklungen im Gebiet der Echtzeit-Gehörverlustsimulation genutzt werden. Sämtliche notwendigen Software-Ressourcen werden im GitHub-Repository des Projekts zur Verfügung gestellt oder referenziert.⁶⁸ Zur weiteren Verbreitung ist die Einreichung eines Langbeitrags auf der „Mensch und Computer Konferenz 2024“⁶⁹ oder einer vergleichbaren Konferenz geplant. Auch ein Beitrag in einem Pflegefachmagazin oder die Ausstellung auf einer Messe wäre denkbar.

Anschließend an die Entwicklung, wurde die Sensibilisierungswirkung der Echtzeit-Gehörverlustsimulation im Vergleich zu einer stark vereinfachten Simulation mit passivem Gehörschutz evaluiert. Der Versuch umfasste die Darstellung einer möglichst realistischen Alltagssituation: Ein Gespräch in einem Café mit ungünstiger Akustik und Hintergrundgeräuschen in Verbindung mit dem Erlebnis eines erschwerten Sprachverständnisses durch den Gehörverlustsimulator.

Die These, dass die neu entwickelte, möglichst realistische Gehörverlustsimulation dabei eine stärkere Sensibilisierungswirkung entfaltet als die einfache Simulation mittels eines Kapselgehörschutzes, konnte dabei nicht bestätigt werden. Es zeigte sich zwar eine Auswirkung der Simulation auf den Empathieaspekt der Perspektivübernahme („Perspective Taking“ Subskala des SPF-IRI), dieser

⁶⁸ <https://github.com/Va-Bu/hl-sim>

⁶⁹ <https://muc2024.mensch-und-computer.de/>

unterschied sich jedoch nicht in statistisch signifikantem Maße zwischen den beiden Simulationsvarianten.

Zusätzliche qualitative Rückmeldungen legen die Vermutung nahe, dass das Gesamterlebnis der Höreinschränkung in Wechselwirkung mit der Umgebung relevanter ist als die Detailausprägung des Gehörverlustsimulators. Hierfür liegen jedoch keine quantitativen Messungen vor. Es wird daher empfohlen, diese Aspekte weiter zu untersuchen und ggfs. geeignete Messmittel hierzu zu entwickeln.

Literaturverzeichnis:

- Barton, G. *et al.* (2001) 'Provision of hearing aid services: a comparison between the Nordic countries and the United Kingdom', *Scandinavian Audiology*, 30(3), pp. 16–20. Available at: <https://doi.org/10.1080/010503901750409394>.
- Bearman, M. *et al.* (2015) 'Learning Empathy Through Simulation: A Systematic Literature Review', *Simulation in Healthcare*, 10(5), p. 308. Available at: <https://doi.org/10.1097/SIH.0000000000000113>.
- Blauert, J. (1996) *Spatial Hearing: The Psychophysics of Human Sound Localization*. The MIT Press. Available at: <https://doi.org/10.7551/mitpress/6391.001.0001>.
- Boenninghaus, H.-G. and Lenarz, T. (2007) *Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde*. Berlin, Heidelberg: Springer (Springer-Lehrbuch). Available at: <https://doi.org/10.1007/978-3-540-48722-7>.
- Chang, J. *et al.* (2016) 'Effect of Cigarette Smoking and Passive Smoking on Hearing Impairment: Data from a Population-Based Study', *PLOS ONE*, 11(1), p. e0146608. Available at: <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0146608>.
- Chowdhury, T.I., Ferdous, S.M.S. and Quarles, J. (2021) 'VR Disability Simulation Reduces Implicit Bias Towards Persons With Disabilities', *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, 27(6), pp. 3079–3090. Available at: <https://doi.org/10.1109/TVCG.2019.2958332>.
- Cuevas-Rodríguez, M. *et al.* (2017) 'An open-source audio renderer for 3D audio with hearing loss and hearing aid simulations', in.
- Davis, M. (1980) 'A Multidimensional Approach to Individual Differences in Empathy', *JSAS Catalog Sel. Doc. Psychol.*, 10.
- F. Antonak, R. and Livneh, H. (2000) 'Measurement of attitudes towards persons with disabilities', *Disability and Rehabilitation*, 22(5), pp. 211–224. Available at: <https://doi.org/10.1080/096382800296782>.
- Findler, L., Vilchinsky, N. and Werner, S. (2007) 'The Multidimensional Attitudes Scale Toward Persons With Disabilities (MAS)', *Rehabilitation Counseling Bulletin*, 50, pp. 166–176. Available at: <https://doi.org/10.1037/t48910-000>.
- French, S. (1992) 'Simulation Exercises in Disability Awareness Training: A Critique', *Disability, Handicap & Society*, 7(3), pp. 257–266. Available at: <https://doi.org/10.1080/02674649266780261>.

- Gething, L. and Wheeler, B. (1992) 'The interaction with disabled persons scale: A new Australian instrument to measure attitudes towards people with disabilities', *Australian Journal of Psychology*, 44(2), pp. 75–82. Available at: <https://doi.org/10.1080/00049539208260146>.
- Graf, I.J. (1997) 'Simulation of the effects of sensorineural hearing loss', in. Available at: <https://www.semanticscholar.org/paper/Simulation-of-the-effects-of-sensorineural-hearing-Graf/86e2a6ff69578e8a95f46e3c0a2c25def4510f88> (Accessed: 28 June 2023).
- Grimault, N. *et al.* (2018) 'A Real Time Hearing Loss Simulator', *Acta Acustica united with Acustica*, 104(5), pp. 904–908. Available at: <https://doi.org/10.3813/AAA.919252>.
- Helfer, K.S. and Wilber, L.A. (1990) 'Hearing loss, aging, and speech perception in reverberation and noise', *Journal of Speech and Hearing Research*, 33(1), pp. 149–155. Available at: <https://doi.org/10.1044/jshr.3301.149>.
- Höfker, G. (2022) 'Raumakustik', in W.M. Willems (ed.) *Lehrbuch der Bauphysik: Wärme – Feuchte – Klima – Schall – Licht – Brand*. Wiesbaden: Springer Fachmedien, pp. 587–632. Available at: https://doi.org/10.1007/978-3-658-34093-3_21.
- Hu, H. *et al.* (2011) 'Simulation of hearing loss using compressive gammachirp auditory filters', in *2011 IEEE International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing (ICASSP). 2011 IEEE International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing (ICASSP)*, pp. 5428–5431. Available at: <https://doi.org/10.1109/ICASSP.2011.5947586>.
- Hutmacher, F. (2019) 'Why Is There So Much More Research on Vision Than on Any Other Sensory Modality?', *Frontiers in Psychology*, 10. Available at: <https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fpsyg.2019.02246> (Accessed: 2 July 2023).
- Iacono, T. *et al.* (2009) 'The Interaction with Disabled Persons scale: Revisiting its internal consistency and factor structure, and examining item-level properties', *Research in Developmental Disabilities*, 30(6), pp. 1490–1501. Available at: <https://doi.org/10.1016/j.ridd.2009.07.010>.
- Iglehart, F. (2020) 'Speech Perception in Classroom Acoustics by Children With Hearing Loss and Wearing Hearing Aids', *American Journal of Audiology*, 29(1), pp. 6–17. Available at: https://doi.org/10.1044/2019_AJA-19-0010.
- Keidser, G. *et al.* (2020) 'The Quest for Ecological Validity in Hearing Science: What It Is, Why It Matters, and How to Advance It', *Ear and Hearing*, 41(Suppl 1), pp. 5S–19S. Available at: <https://doi.org/10.1097/AUD.0000000000000944>.

- Kock, T. (2021) *Real-Time Simulation of Hearing Loss on Embedded Systems*, *GitLab*. Available at: <https://gitlab.gbar.dtu.dk/s154116/HearingLossSimulator/tree/e4f3987e273fef9137a6a99b9ba3992c5860b4b3> (Accessed: 6 August 2023).
- Kortlang, S., Mauermann, M. and Ewert, S.D. (2016) 'Suprathreshold auditory processing deficits in noise: Effects of hearing loss and age', *Hearing Research*, 331, pp. 27–40. Available at: <https://doi.org/10.1016/j.heares.2015.10.004>.
- Kothgassner, O.D. and Felnhofer, A. (2020) 'Does virtual reality help to cut the Gordian knot between ecological validity and experimental control?', *Annals of the International Communication Association*, 44(3), pp. 210–218. Available at: <https://doi.org/10.1080/23808985.2020.1792790>.
- Kotte, S. (2017) 'Evaluationsforschung', in S. Kotte (ed.) *Deutsch-israelisches Leadership Development: Eine Evaluationsstudie*. Wiesbaden: Springer Fachmedien, pp. 7–37. Available at: https://doi.org/10.1007/978-3-658-16247-4_2.
- Lazzarini, V. (2019) 'Realtime Audio', in V. Lazzarini (ed.) *Computer Music Instruments II: Realtime and Object-Oriented Audio*. Cham: Springer International Publishing, pp. 131–154. Available at: https://doi.org/10.1007/978-3-030-13712-0_11.
- Léger, A.C. *et al.* (2012) 'Effects of spectral smearing on the identification of speech in noise filtered into low- and mid-frequency regions', *The Journal of the Acoustical Society of America*, 131(5), pp. 4114–4123. Available at: <https://doi.org/10.1121/1.3699265>.
- Lind, C., Meyer, C. and Young, J. (2016) 'Hearing and Cognitive Impairment and the Role of the International Classification of Functioning, Disability and Health as a Rehabilitation Framework', *Seminars in Hearing*, 37(3), pp. 200–215. Available at: <https://doi.org/10.1055/s-0036-1584410>.
- Linutronix (2013) *LINUX und Echtzeit Eine Übersicht prinzipieller Lösungsansätze*. Available at: <https://de.readkong.com/page/linux-und-echtzeit-2560946> (Accessed: 23 July 2023).
- Lyon, R.F., Katsiamis, A.G. and Drakakis, E.M. (2010) 'History and future of auditory filter models', in *Proceedings of 2010 IEEE International Symposium on Circuits and Systems. Proceedings of 2010 IEEE International Symposium on Circuits and Systems*, pp. 3809–3812. Available at: <https://doi.org/10.1109/ISCAS.2010.5537724>.
- M. I. Porhun *et al.* (2021) 'A method for simulation the effect of the reduced frequency resolution of the ear in patients with sensorineural hearing loss', *Informatics* [Preprint]. Available at: <https://doi.org/10.37661/1816-0301-2021-18-3-68-82>.

Mourgela, A., Agus, T.R. and Reiss, J.D. (2020) 'Investigation of a real-time hearing loss simulation for use in audio production'.

Nario-Redmond, M.R., Gospodinov, D. and Cobb, A. (2017) 'Crip for a day: The unintended negative consequences of disability simulations', *Rehabilitation Psychology*, 62(3), pp. 324–333. Available at: <https://doi.org/10.1037/rep0000127>.

Parsons, T.D. (2015) 'Virtual Reality for Enhanced Ecological Validity and Experimental Control in the Clinical, Affective and Social Neurosciences', *Frontiers in Human Neuroscience*, 9. Available at: <https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fnhum.2015.00660> (Accessed: 15 October 2023).

Paulus, C. (2009) 'DER SAARBRÜCKER PERSÖNLICHKEITSFRAGEBOGEN SPF(IRI) ZUR MESSUNG VON EMPATHIE: Psychometrische Evaluation der deutschen Version des Interpersonal Reactivity Index'. Available at: <https://doi.org/10.23668/psycharchives.9249>.

Paulus, C. (2012) 'Ist die Bildung eines Empathiescores in der deutschen Fassung des IRI sinnvoll?' Available at: <https://doi.org/10.22028/D291-23347>.

Poltavsky, S. and Nadzharov, A. (2021) 'Overview of the CEAMMC PureData distribution and library', *Revista Vórtex*, 9, p. 18. Available at: <https://doi.org/10.33871/23179937.2021.9.2.18>.

Puckette, M. (2002) 'Max at Seventeen', *Computer Music Journal*, 26(4), pp. 31–43.

Rutherford, B.R. *et al.* (2018) 'Sensation and Psychiatry: Linking Age-Related Hearing Loss to Late-Life Depression and Cognitive Decline', *American Journal of Psychiatry*, 175(3), pp. 215–224. Available at: <https://doi.org/10.1176/appi.ajp.2017.17040423>.

Ruusuvuori, J.E. *et al.* (2021) 'Studies on stigma regarding hearing impairment and hearing aid use among adults of working age: a scoping review', *Disability and Rehabilitation*, 43(3), pp. 436–446. Available at: <https://doi.org/10.1080/09638288.2019.1622798>.

Schnell, R., Hill, P.B. and Esser, E. (2013) *Methoden der empirischen Sozialforschung*. 10. überarbeitete Auflage. München: Oldenbourg Verlag.

Schröter, A. *et al.* (2019) 'Fachbeitrag: Entwicklung und Validierung des EXPE-B. Ein Fragebogen zur Messung der expliziten Einstellungen zu Behinderung', *Vierteljahresschrift für Heilpädagogik und ihre Nachbargebiete*, 88, pp. 304–319. Available at: <https://doi.org/10.2378/vhn2019.art43d>.

Sevigny-Skyer, S.C. and Dagal, D.D. (1990) 'Deafness Simulation: A Model for Enhancing Awareness and Sensitivity Among Hearing Educators', *American Annals of the Deaf*, 135(4), pp. 312–315. Available at: <https://doi.org/10.1353/aad.2012.0553>.

Steffens, T. (2016) 'Die „Sprachbanane“ repräsentiert nicht die normallaute Sprache', *Sprache · Stimme · Gehör*, 40(03), pp. 105–105. Available at: <https://doi.org/10.1055/s-0042-105335>.

Valderrama, J.T., de la Torre, A. and McAlpine, D. (2022) 'The hunt for hidden hearing loss in humans: From preclinical studies to effective interventions', *Frontiers in Neuroscience*, 16. Available at: <https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fnins.2022.1000304> (Accessed: 9 August 2023).

Wöhrle, J., Franke, S. and Kissgen, R. (2018) 'The German Multidimensional Attitude Scale Toward Persons With Disabilities (G-MAS): A factor analytical study among high-school students', *Rehabilitation Psychology*, 63(1), pp. 83–91. Available at: <https://doi.org/10.1037/rep0000170>.

World Health Organisation (ed.) (2021) *World report on hearing*. Genève: World health organization.

Yuker, H.E. and Others, A. (1970) *The Measurement of Attitudes Toward Disabled Persons*. Available at: <https://eric.ed.gov/?id=ED044853> (Accessed: 19 September 2023).

Zwicker, E. (1961) 'Subdivision of the Audible Frequency Range into Critical Bands (Frequenzgruppen)', *The Journal of the Acoustical Society of America*, 33(2), p. 248. Available at: <https://doi.org/10.1121/1.1908630>.

Zwicker, E. and Feldtkeller, R. (1955) 'Über die Lautstärke von gleichförmigen Geräuschen', *Acta Acustica united with Acustica*, 5(6), pp. 303–316.

Abbildungsverzeichnis:

Abbildung 1: Querschnitt des Ohres, mit Außenohr, Mittelohr und Hörschnecke (Cochlea), die das Innenohr darstellt (Boenninghaus and Lenarz, 2007, p. 6).....	9
Abbildung 2: Schnitt durch das Corti-Organ mit äußeren und inneren Haarzellen. Die Basilarmembran (unten, blau) bewegt sich bei Schallereignissen zusammen mit dem Corti-Organ relativ zur Tektorialmembran (oben, lila) (Boenninghaus and Lenarz, 2007, p. 16).....	11
Abbildung 3: Die Hörbahn eines Menschen ausgehend von der Cochlea unten rechts bis zum auditorischen Cortex in der primären Hörrinde oben, inklusive der Querverbindungen zwischen linker (rot) und rechter (blau) Seite (Boenninghaus and Lenarz, 2007, p. 19)	12
Abbildung 4: Altersabhängige Audiogramme für Männer (links) und Frauen (rechts) von 30 (oberste Kurve) bis 80 (unterste Kurve) Jahren in Schritten von 10 Jahren (DIN EN ISO 7029).....	15
Abbildung 5: Bereiche natürlicher Sprache („Sprachbanane“ in schwarz, exaktere Aufschlüsselung farbig) und beispielhafte Hörschwellenkurve (rot gestrichelt) (Steffens, 2016)	16
Abbildung 6: Blockschaltbild des Hardwareaufbaus. Raspberry Pi und Hifiberry DAC+ADC Pro sind fest miteinander verbunden das CS-10EM Headset ist mit Audio-Kabeln angeschlossen, die Powerbank versorgt den RPi per USB-A auf Micro-USB Kabel mit Strom	24
Abbildung 7: Audiopfad von Mikrofonsignal bis Kopfhörerausgabe. Die Buffer befinden sich auf dem DAC+ADC HAT und können durch Audiosoftware angesprochen werden.....	25
Abbildung 8: Ein digitales Audiosignal, dargestellt durch eine Abfolge von Amplitudenwerten (Samples)	25
Abbildung 9: Einfaches PD Patch mit einem Stereo-Eingang, dessen Signale mit einem Sinus-Oszillator mit einer Frequenz von 2 Hz amplitudenmoduliert und wieder ausgegeben werden	32
Abbildung 10: Ein Subpatch der PD-Signalverarbeitung, das weitere Subpatches (filterbank, spectral_smearing, temporal_smearing und recruitment) enthält	33
Abbildung 11: Frequenzspektrum eines Sinustons a) einzeln b) nur Seitenbänder c) Ton mit Seitenbändern (Normalverteilung als Glockenkurve überlagert)	36
Abbildung 12: Die Räumlichkeiten des Café Kurzschluss.....	47
Abbildung 13: Schallpegelverlauf des Ballontests. Bei Sekunde 15,53 wird der Ballon zum Platzen gebracht. Auf den schnellen Pegelanstieg folgt ein langsamerer Pegelabfall mit ca. 35 dB(A) pro Sekunde.....	48
Abbildung 14: Veränderung der Skala "Perspective Taking" von vor zu nach der Intervention	54

Eidesstattliche Erklärung

Ich versichere, dass ich die vorliegende Arbeit selbständig ohne Hilfe Dritter verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt habe und die den benutzten Quellen wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen als solche kenntlich gemacht habe. Diese Arbeit wurde in gleicher oder ähnlicher Form noch keiner Prüfungsbehörde vorgelegt.

Ich bin damit einverstanden, dass meine Arbeit veröffentlicht wird, d. h. dass die Arbeit elektronisch gespeichert, in andere Formate konvertiert, auf den Servern der Frankfurt University of Applied Sciences öffentlich zugänglich gemacht und über das Internet verbreitet werden darf.

Frankfurt am Main, 14.11.2023



Valentin Buss

Appendix A – Zeitplan der Arbeit:



Bearbeitungsbeginn
 Recherche
 Umsetzung
 Schreiben
 Meilenstein
 Halbzeit
 „Lektorat“
 Abgabe

Appendix B - Setup und Inbetriebnahme:

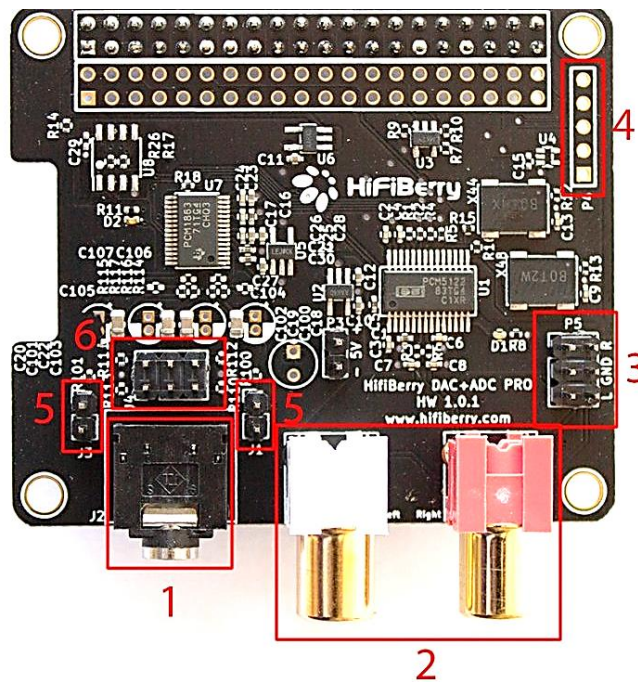
1. Teileliste

Name	Üblicher Marktpreis 11/2023
Raspberry Pi 3 B	39,90 €
Hifiberry DAC+ADC Pro	75,30 €
2 x Jumper 2,54 mm	0,04 €
Roland CS-10EM	99,00 €
Adapter 2 x Cinch-Stecker auf 1 x 3,5-mm-Klinken-Kupplung	8,79 €
Powerbank Logilink 10.000 mAh	19,99 €
USB-A auf Micro-USB Kabel 0,15m	1,09 €
USB-Verlängerung mit Stromschalter	5,20 €
3M Peltor X5A Kapselgehörschutz	37,47 €
Pappgehäuse aus Verpackung	0,00 €
Summe	286,78 €

2. Aufbau der Hardware

Im Lieferumfang des Hifiberry DAC+ADC Pro befinden sich vier Distanzhalter mit Schrauben und Muttern. Nachdem die Distanzhalter mittels Muttern am RPi befestigt sind, kann das HAT auf die GPIO-Pinleiste des RPi aufgesteckt werden. Zuletzt wird das HAT mit den Nylonschrauben fixiert.

Um die Tonaderspeisung der Mikrofoneingängen zu aktivieren, müssen die jeweils zwei Pins links und rechts des Eingangs (Nr. 5 auf der folgenden Abbildung) mit Jumpers oder Kabelbrücken gebrückt werden. Anschließend können die Mikrofone (roter Stecker des Roland Headsets) mit Anschluss 1 verbunden werden. Zum Anschluss der Kopfhörer (schwarzer Stecker) an Anschluss 2 ist ein Cinch auf 3,5mm Klinkenbuchse Adapter notwendig. Bspw. <https://de.hama.com/00205186/hama-audio-adapter-2-cinch-stecker-3-5-mm-klinken-kupplung-stereo>



Weitere Details unter: <https://www.hifiberry.com/docs/data-sheets/datasheet-dac-adc-pro/>

3. Setup der Software

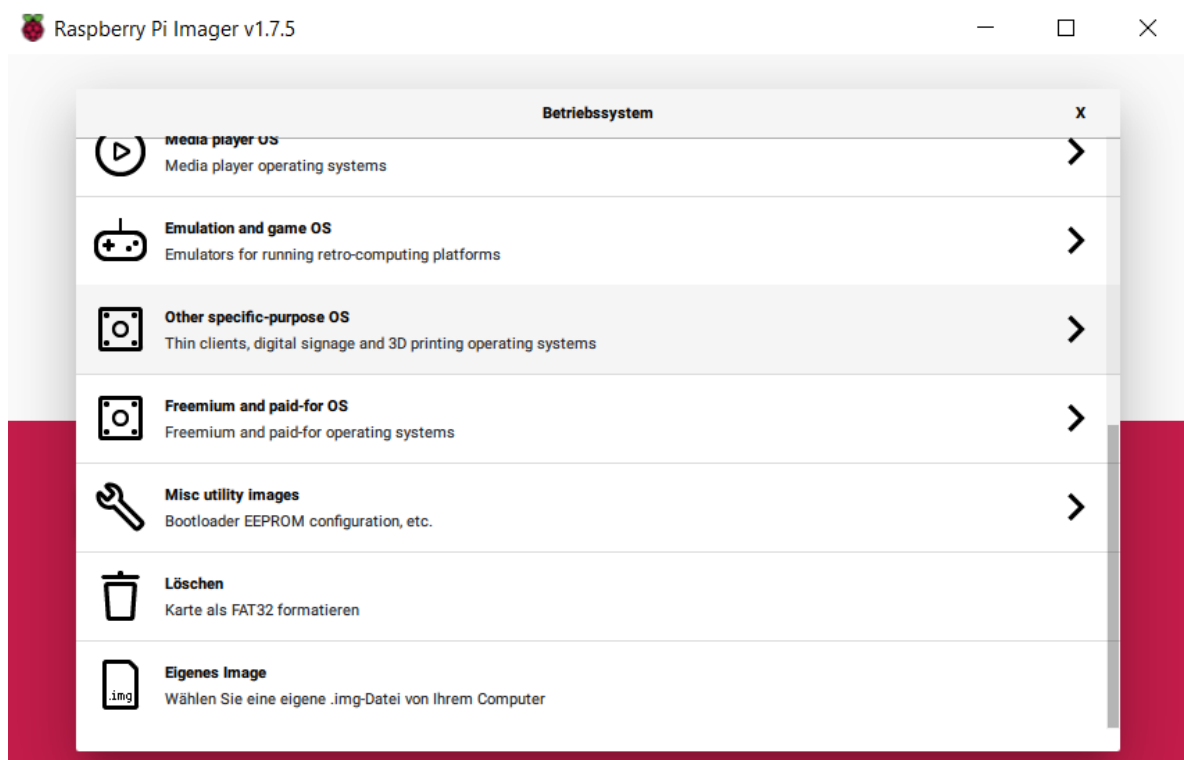
a. Patchbox OS installieren

Das Betriebssystem wird beim Raspberry Pi grundsätzlich auf eine SD-Karte installiert.

Empfohlen ist eine Größe von mindestens 8 GB, besser sind 16 GB oder mehr.

Die Installation von Patchbox OS kann entsprechend der Anleitung unter

<https://blokas.io/patchbox-os/docs/install-os-to-sd-card/> erfolgen. Alternativ kann ein Image von Patchbox OS z.B. hier heruntergeladen werden <https://blokas.io/patchbox-os/> und z.B. mit dem Raspberry Pi Imager von <https://www.raspberrypi.com/software/> auf eine SD-Karte installiert werden. Dazu unter „OS wählen“ die letzte Option „Eigenes Image“ auswählen und das heruntergeladene Image (Zip-File) auswählen.



Optional kann im Raspberry Pi Imager bereits ein Benutzername und Passwort gewählt werden, um den Standardwert zu überschreiben. Ebenso ist es möglich, UUID und Passwort des aktuell genutzten WLAN auf die SD-Karte zu übertragen, damit auf dem RPi sofort eine Internetverbindung besteht. Beides ist empfehlenswert.

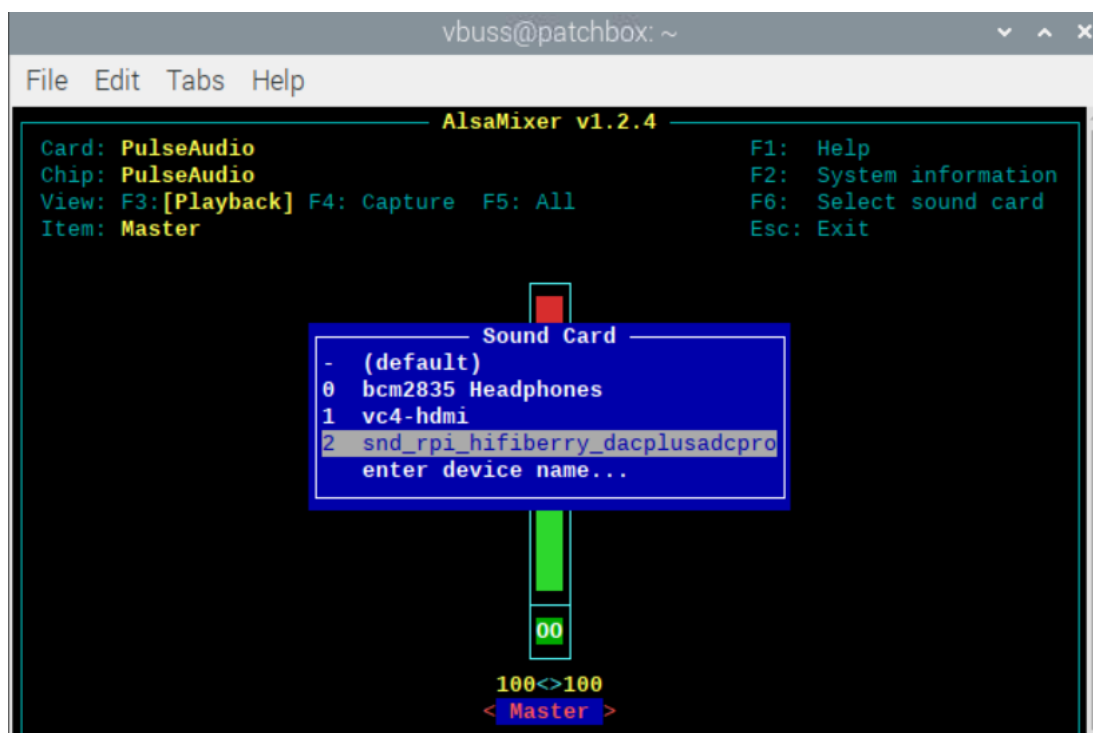
Nach dem Überspielen des Betriebssystems auf die SD-Karte kann diese in den RPi eingelegt und die Spannungsversorgung angeschlossen werden. Beim ersten Start wird das Betriebssystem für die jeweilige Version des RPi konfiguriert und steht nach wenigen Minuten zur Verfügung.

b. Hifiberry HAT in Device Tree einfügen und konfigurieren

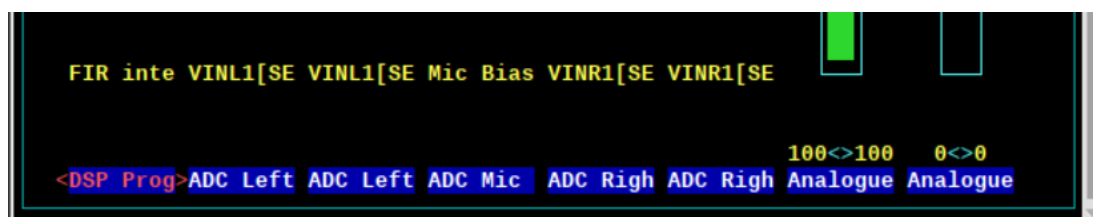
Damit das HAT als Soundkarte erkannt wird, muss das passende dtoverlay in die boot.config eingetragen werden. Hierzu im Terminal `sudo nano /boot/config.txt` eingeben und dort eine neue Zeile mit dem Inhalt `dtoverlay=hifiberry-dacplusadcpro` anlegen. Speichern mit Strg+O, Return, schließen der Datei mit Strg+X. Anschließend den Raspberry neu starten.

Nach dem Neustart kann per AlsaMixer mit überprüft werden, ob das HAT korrekt eingebunden wurde. Hierzu im Terminal `alsamixer` eingeben und nach Öffnen des Programms

die Taste F6 drücken. Anschließend den Eintrag „snd_rpi_hifiberry_dacplusadcpro“ auswählen.



Anschließend wird eine Vielzahl von Einstellungsmöglichkeiten der Soundkarte sichtbar.



Wichtig ist, das HAT hier für die Nutzung der Headsetmikrofone zu konfigurieren. Dazu sind in Alsamixer folgende Einstellungen zu verändern:

- ADC Mic Bias [Mic Bias on]
- Analogue [dB Gain: -6.00, -6.00]
- PGA Gain Left [30.0dB]
- PGA Gain Right [30.0dB]

Um die Soundkarte automatisch an Jack anzubinden, sollte der Patchbox Wizard ausgeführt werden. Hier als Standardsoundkarte den Hifiberry HAT auswählen, die Abtastrate (sample rate) kann auf 44100 eingestellt werden (höher bedeutet höhere Rechenlast bei

vernachlässigbarem Qualitätsgewinn), die Puffergröße (buffer size) sollte auf den vorgeschlagenen Wert von 128 eingestellt werden, da geringere Werte zu Aussetzern führen könnten, höhere wiederum die Latenz erhöhen. Gleiches gilt für die Anzahl der Perioden, die auf 2 eingestellt werden sollten. Sollte es dennoch zu Knacksen und Tonaussetzern kommen, sollte der Wizard erneut durchgeführt und eine höhere Puffergröße wie 256 oder 512 eingestellt werden.

Außerdem sollte im Wizard eingestellt werden, dass Patchbox automatisch die Desktopumgebung startet, ohne einen Login zu benötigen (Voraussetzung für die später beschriebene Autostartmethode).

c. Klonen der aktuellen PD-Patches

Um die Simulation auf dem RPi zum Laufen zu bringen, müssen nur mit folgendem Befehl die PD-Patches vom Git-Repository geklont werden: `git clone https://github.com/Va-Bu/hl-sim.git`

Wird der Befehl direkt nach Start des RPi ausgeführt, wird das Repository im Home-Verzeichnis abgelegt, die Patches finden sich dann unter `/home/USERNAME/hl-sim/pd`, wobei `USERNAME` dem bei der Installation von Patchbox OS festgelegten Benutzername entspricht (standardmäßig `patch`). Mit dem Befehl `pd /home/USERNAME/hl-sim/pd/hlsim.pd` kann das Hauptpatch `hlsim.pd` gestartet werden.

Sobald Pure Data das Patch geladen hat, sollte das Mikrofonsignal unmittelbar über die Kopfhörer ausgegeben werden. Am einfachsten ist dies zu testen, indem die Ohrstöpsel einsetzt und mit dem Finger über die Außenseite eines Stöpsels reibt. Das Geräusch sollte auch auf dem gegenüberliegenden Ohr hörbar sein.

d. Autostart

Um das Pure Data Patch automatisch beim Start des RPi zu laden, ist eine `.desktop` Datei im Autostart anzulegen. Hierzu im Terminal mit `sudo nano /etc/xdg/autostart/pd.desktop` die Datei anlegen und folgenden Inhalt hineinschreiben:

```
[Desktop Entry]
```

```
Name=PD
```

```
Exec=pd /home/USERNAME/hl-sim/pd/hlsim.pd
```

Type=Application

Terminal=false

Wobei `USERNAME` wieder dem bei der Installation von Patchbox OS festgelegten Benutzernamen entspricht (standardmäßig `patch`) bzw. der komplette Pfad unter `Exec=` angepasst werden muss, wenn das Git Repository an einen anderen Pfad geklont wurde.

Nun kann der RPi ohne Bildschirm und Eingabegeräte genutzt werden, da bei jedem Start automatisch das PD-Patch geladen und die Ausgabe gestartet wird.

4. Fotos

Einzelteile



Zusammenbau



Appendix C – Fragebögen:

Thesis Questionnaire Pre

* Gibt eine erforderliche Frage an

1. ID *

2. Alter (Jahre) *

3. Geschlecht *

Markieren Sie nur ein Oval.

- ☐ Männlich
☐ Weiblich
☐ Divers
☐ Möchte keine Angabe machen

4. Beschäftigung *

Markieren Sie nur ein Oval.

- ☐ Ich studiere
☐ Ich arbeite
☐ Beides
☐ Keine Angabe
☐ Sonstiges: _____

5. Falls Sie studieren bzw. arbeiten, was ist Ihr Studiengang bzw. Ihr Beruf?

6. Wohnen Sie städtisch oder ländlich? *

Markieren Sie nur ein Oval.

- ☐ Städtisch
☐ Ländlich
☐ Sonstiges: _____

Erfahrung mit Barrierefreiheit

Barrierefreiheit bezeichnet eine Gestaltung der Umwelt, sodass sie möglichst niemanden ausschließt, also auch von Menschen mit Behinderung ohne zusätzliche Hilfen genutzt und wahrgenommen werden kann.

7. Haben Sie selbst Erfahrungen mit Barrieren im Alltag (z.B. durch eine Einschränkung oder intensive Auseinandersetzung damit)? *

Markieren Sie nur ein Oval.

- ☐ Ja, theoretische Erfahrung
☐ Ja, praktische Erfahrung
☐ Nein
☐ Keine Angabe

8. Falls Sie Erfahrung(en) haben, welche?

9. Bewerten Sie die Relevanz folgender Themen für die Barrierefreiheit eines öffentlichen Raumes wie z.B. eines Cafés (nutzen Sie die Skala möglichst voll aus) *

Markieren Sie nur ein Oval pro Zeile.

[illegible]

SPF-IRI

10. *

Markieren Sie nur ein Oval pro Zeile.

	nie	selten	manchmal	oft	immer
Ich empfinde warmherzige Gefühle für Leute, denen es weniger gut geht als mir.	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Die Gefühle einer Person in einem Roman kann ich mir sehr gut vorstellen.	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
In Notfallsituationen fühle ich mich ängstlich und unbehaglich.	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Ich versuche, bei einem Streit zuerst beide Seiten zu verstehen, bevor ich eine Entscheidung treffe.	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Wenn ich sehe, wie jemand ausgenutzt wird, glaube ich, ihn schützen zu müssen.	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Ich fühle mich hilflos, wenn ich inmitten einer sehr emotionsgeladenen Situation bin.	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Nachdem ich einen Film gesehen habe, fühle ich mich so, als ob ich eine der Personen aus diesem Film sei.	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>

In einer gespannten emotionalen Situation zu sein, macht mir Angst.

☐ ☐ ☐ ☐ ☐

Mich berühren Dinge sehr, auch wenn ich sie nur beobachte.

☐ ☐ ☐ ☐ ☐

Ich glaube, jedes Problem hat zwei Seiten und versuche deshalb beide Seiten zu berücksichtigen.

☐ ☐ ☐ ☐ ☐

Ich würde mich selbst als eine ziemlich weichherzige Person bezeichnen.

☐ ☐ ☐ ☐ ☐

Wenn ich einen guten Film sehe, kann ich mich sehr leicht in die Hauptperson hineinversetzen.

☐ ☐ ☐ ☐ ☐

In heiklen Situationen neige ich dazu, die Kontrolle über mich zu verlieren.

☐ ☐ ☐ ☐ ☐

Wenn mir das Verhalten eines anderen komisch vorkommt, versuche ich mich für eine Weile in seine Lage zu versetzen.

☐ ☐ ☐ ☐ ☐

Wenn ich eine
interessante
Geschichte oder
ein gutes Buch
lese, versuche ich
mir vorzustellen,
wie ich mich fühlen
würde, wenn mir
die Ereignisse
passieren würden.

☐☐☐☐☐

Bevor ich jemanden
kritisiere, versuche
ich mir
vorzustellen, wie
ich mich an seiner
Stelle fühlen würde.

☐☐☐☐☐

SPF-IRI

10. *

Markieren Sie nur ein Oval pro Zeile.

	nie	selten	manchmal	oft	immer
Ich empfinde warmherzige Gefühle für Leute, denen es weniger gut geht als mir.	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Die Gefühle einer Person in einem Roman kann ich mir sehr gut vorstellen.	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
In Notfallsituationen fühle ich mich ängstlich und unbehaglich.	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Ich versuche, bei einem Streit zuerst beide Seiten zu verstehen, bevor ich eine Entscheidung treffe.	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Wenn ich sehe, wie jemand ausgenutzt wird, glaube ich, ihn schützen zu müssen.	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Ich fühle mich hilflos, wenn ich inmitten einer sehr emotionsgeladenen Situation bin.	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Nachdem ich einen Film gesehen habe, fühle ich mich so, als ob ich eine der Personen aus diesem Film sei.	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>

**In einer gespannten
emotionalen
Situation zu sein,
macht mir Angst.**

☐ ☐ ☐ ☐ ☐

**Mich berühren
Dinge sehr, auch
wenn ich sie nur
beobachte.**

☐ ☐ ☐ ☐ ☐

**Ich glaube, jedes
Problem hat zwei
Seiten und
versuche deshalb
beide Seiten zu
berücksichtigen.**

☐ ☐ ☐ ☐ ☐

**Ich würde mich
selbst als eine
ziemlich
weichherzige
Person bezeichnen.**

☐ ☐ ☐ ☐ ☐

**Wenn ich einen
guten Film sehe,
kann ich mich sehr
leicht in die
Hauptperson
hineinversetzen.**

☐ ☐ ☐ ☐ ☐

**In heiklen
Situationen neige
ich dazu, die
Kontrolle über mich
zu verlieren.**

☐ ☐ ☐ ☐ ☐

**Wenn mir das
Verhalten eines
anderen komisch
vorkommt,
versuche ich mich
für eine Weile in
seine Lage zu
versetzen.**

☐ ☐ ☐ ☐ ☐

Wenn ich eine
interessante
Geschichte oder
ein gutes Buch
lese, versuche ich
mir vorzustellen,
wie ich mich fühlen
würde, wenn mir
die Ereignisse
passieren würden.

☐ ☐ ☐ ☐ ☐

Bevor ich jemanden
kritisiere, versuche
ich mir
vorzustellen, wie
ich mich an seiner
Stelle fühlen würde.

☐ ☐ ☐ ☐ ☐

Qualitatives und Quantitatives Feedback

Bitte an dieser Stelle die Beantwortung unterbrechen und die Versuchsleitung um die zweite Demonstration bitten!

4. Wie empfanden Sie die einfache Simulation der Höreinschränkung nur mit Gehörschutz? ★

5. Wie empfanden Sie die komplexere Simulation der Höreinschränkung mit Gehörschutz und Kopfhörern? *

6. Welche Schulnote würden Sie der einfachen Simulation geben? *

Markieren Sie nur ein Oval.

- ☐ 1 - Sehr gut
☐ 2 - Gut
☐ 3 - Befriedigend
☐ 4 - Ausreichend
☐ 5 - Mangelhaft
☐ 6 - Ungenügend

7. Welche Schulnote würden Sie der komplexeren Simulation geben?

Markieren Sie nur ein Oval.

- ☐ 1 - Sehr gut
☐ 2 - Gut
☐ 3 - Befriedigend
☐ 4 - Ausreichend
☐ 5 - Mangelhaft
☐ 6 - Ungenügend

8. Wie hat die Simulation Ihre Einstellung zum Thema Akustik und Gehöreinschränkung beeinflusst bzw. verändert? *

9. An dieser Stelle haben Sie abschließend die Möglichkeit, anonym Feedback zur Studie zu geben oder weitere Gedanken zum gerade Erlebten zu teilen.

Appendix D – Instruktionen für Versuchsperson:

Du besuchst deinen WG-Mitbewohner Arne das erste Mal im Café Komm, wo er seit kurzem arbeitet.

Du wirst ein Gespräch führen. Höre aufmerksam zu, denn anschließend werden dir Fragen zum Inhalt gestellt, die du beantworten musst.

Du möchtest einen Tee trinken

Du möchtest möglichst passend bezahlen

Du interessierst dich für Klatsch und Tratsch aus eurem Freundeskreis

Du hast dich an der Frankfurt University of Applied Sciences für ein Master-Studium in „Inclusive Design“ beworben und bist gespannt, ob du angenommen wirst.

Du übernimmst gerne WG-Aufgaben, wenn jemand anderes es nicht schafft

Du hattest in den letzten Wochen keinerlei Kontakt mit der Vermieterin oder Nachbarn

Appendix E – Skript des Rollenspiels (Dialog):

VL: Hey, willkommen im Café Komm! Schön, dass du mich mal auf der Arbeit besuchst! Ja, heute ist viel los. Richtig viele Leute da und der DJ hat auch schon angefangen aufzulegen. Warte kurz!

(VL wendet sich ab, sagt etwas in die andere Richtung „ja, Jenny, die da hinten, genau!“)

VL: So, sorry, jetzt bin ich wieder bei dir! Möchtest du was trinken?

VP: Ich hätte gerne einen Tee.

VL: Oh, welchen denn? (dreht sich weg) Wir haben Kräuter, schwarzen Tee, grünen Tee, Hagebutte, Roiboos, ...

VP: (Wählt etwas)

VL: Ok, kommt sofort. Das macht dann – Moment (dreht sich um zur Preistafel, spricht zur Preistafel gedreht weiter) – zwei fünfzig.

VP: (Versteht evtl. nicht richtig, sonst diesen Teil überspringen) Wie bitte? Wie viel?

VL: (Wieder zur VP gedreht, langsam und deutlich sprechend) Zwei fünfzig bitte!

VP: (bezahlt möglichst passend)

VL: Danke, (ggfs. „hier dein Rückgeld“) nächstes Mal kann ich dir vielleicht einen ausgeben, aber du weißt ja, ich bin noch neu hier und muss mich erst mal bewähren.

VL: Sag mal, hast du das von Max gehört? Der ist wohl richtig abgestürzt letzte Woche!

VL: (spricht leiser) Angeblich ist er morgens in nem fremden Bett aufgewacht und wusste nicht mehr, wie er da hingekommen ist. (wieder lauter) Naja, Max halt. Ich weiß auch nicht, was ich davon halten soll. (wieder leiser) Oh, wenn man vom Teufel spricht.

VL: (jetzt laut) Hey Max, was geht ab? Wieder fit? Haha!

VL: (wieder zu VP gerichtet und in normaler Lautstärke) Tjaaa und was geht bei dir so? Was gibt's Neues?

VP: Ich habe mich jetzt für ein Masterstudium in Inclusive Design beworben. Bin gespannt, ob ich genommen werde.

VL: (versteht nicht richtig) Masterstudium in was? Ich hab dich nicht richtig verstanden.

VP: Inclusive Design.

VL: Ah okay, das klingt spannend. Da geht es um Barrierefreiheit und so Sachen, oder?

VP: Ja, genau.

VL: Und welcher Aspekt interessiert dich da besonders?

VP: (erzählt etwas)

VL: Sorry, mein Chef ruft! (wendet sich wieder ab, spricht eine Weile unverständliche Sachen)

VP: (Hat Zeit, sich auf die akustische Situation einzulassen)

VL: Du, mein Kollege ist wohl krank und kann mich nicht ablösen. Das heißt ich muss heute länger arbeiten. Ich wollte ja eigentlich noch den Einkauf für die WG machen, könntest du das übernehmen?

VP: Ja klar, mach ich gerne!

VL: (zählt auf) Also wir brauchen noch Kartoffeln und Sahne für den Auflauf. Und das Salz ist alle. Bei der Milch weiß ich nicht, ich glaube die ist auch fast leer, besorg da am besten auch noch ne neue. Oder nee, lieber gleich zwei. Eine Hafermilch und eine laktosefreie Kuhmilch. Ach ja und dann brauchen wir noch so ein Spüldings. Weisst du? Also so ne Bürste.

VL: Ich glaube das müsste alles sein. Kannst du dir merken, oder? Naja, jetzt erst mal Cheers.

VL: Oh, hast du der Vermieterin schon Bescheid gegeben wegen des Wasserflecks im Bad? Das muss sich echt mal jemand anschauen.

VP: Nee, hab ich noch nicht gemacht.

VL: Ok, aber wir hatten ausgemacht, dass du das übernimmst. Das ist echt wichtig, nachher schimmelt es und dann wollen die uns das anhängen. Lieber direkt klären, was Sache ist. Vielleicht ist ne Leitung undicht oder so.

VP: Ok, ich kümmere mich darum.

VL: Übrigens hat Herr Sauer sich beschwert, dass die letzte Party bei uns zu laut gewesen wäre. Er hat gemeint, ob wir nicht schon alle taub seien, so einen Lärm, wie wir immer veranstalten.

(evtl. noch 1-2 Sätze wechseln, dann Ende)

Appendix F – Einladung:

Du möchtest etwas Gutes tun und die Forschung rum um die Barrierefreiheit voranbringen? Dann nimm an dieser spannenden Studie teil!

Was? Du erlebst eine innovative Barrierensimulation und darfst sie anschließend beurteilen

Wo? Im roten Haus auf dem Campus der Frankfurt UAS (Räume des Café Kurzschluss)

Wann? Ab 18.09. bis zum 06.10.

Voraussetzungen? Wenn du volljährig bist und Deutsch sprichst, hast du schon die wichtigsten Kriterien erfüllt. Solltest du über Einschränkungen oder besondere Bedarfe verfügen, melde dich einfach und wir besprechen, ob eine Teilnahme möglich ist.

Zur Terminbuchung geht es hier: <https://doodle.com/bp/valentin42/simulationsstudie>

Auf Nachfrage können evtl. noch weitere Termine angeboten werden.

Kontakt: Valentin Buss valentin.buss@stud.fra-uas.de

Appendix G – Einverständniserklärung:

Einverständniserklärung zur Studienteilnahme

Sie sind eingeladen, an der Anwendungsstudie "Evaluation einer Einschränkungssimulation" teilzunehmen. Die Studie wird von

Valentin Buss durchgeführt und von Prof. Eicke Godehardt an der Frankfurt University of Applied Sciences geleitet. Die Studie mit voraussichtlich 26 Teilnehmenden findet im Zeitraum vom 16.09.2023 zum 06.10.2023 statt. Bitte beachten Sie:

- Ihre Teilnahme ist vollkommen freiwillig und kann jederzeit abgebrochen oder widerrufen werden
- Eine Untersuchung der Anwendungsstudie dauert ca. 45-60 Minuten
- Sie haben keinen direkten Nutzen durch die Studienteilnahme, unterstützen aber unsere Arbeit und helfen die Forschung in diesem Bereich voranzubringen
- Wir erfassen zur Analyse einige persönliche Daten (z.B. Alter, Gender, usw.)
- Während der Sitzung werden Notizen angefertigt
- Aufzeichnungen und personenbezogenen Daten unterliegen den Richtlinien der Datenschutzgrundverordnung (DSGVO) und werden pseudoanonymisiert (über eine codierte Kennziffer) gespeichert, ausgewertet und möglicherweise veröffentlicht, wobei ohne die Informationen der Forschenden keine Rückschlüsse auf einzelne Personen möglich sind

Die Alternative zur Studienteilnahme ist die Nichtteilnahme. Wenn Sie Fragen, Bedenken oder Beschwerden zur Einwilligungserklärung dieser Forschungsstudie oder zu Ihren Rechten als Versuchsperson haben, wenden Sie sich bitte an Prof. Eicke Godehardt. Bitte lesen Sie die folgenden Informationen sorgfältig durch und nehmen Sie sich die Zeit, die Sie benötigen.

1. Zweck und Ziel dieser Forschung

Der Versuch dient der Erforschung der Sensibilisierungswirkung von Alterssimulationen. Es soll untersucht werden, wie die Simulation sich auf das Empathievermögen auswirkt. Ihre Teilnahme hilft uns, dieses Forschungsziel zu erreichen. Die Ergebnisse dieser Forschung können auf wissenschaftlichen oder Fachtagungen präsentiert oder in wissenschaftlichen Tagungsbänden und Zeitschriften veröffentlicht werden.

2. Studienteilnahme

Ihre Teilnahme an dieser Anwendungsstudie ist vollkommen freiwillig und kann jederzeit abgebrochen oder widerrufen werden. Sie können die Beantwortung von Fragen oder die weitere Durchführung der Studie jederzeit verweigern, wenn Sie sich in irgendeiner Weise unwohl fühlen. Sie können die Teilnahme jederzeit ohne Angabe von Gründen widerrufen oder beenden. Wir behalten uns allerdings vor, Sie von der Studie auszuschließen (z.B. bei ungültigen Versuchen oder wenn eine Fortsetzung der Studie sich negativ auf Ihr Wohlbefinden oder die Ausstattung auswirken könnte). Während der Studienteilnahme gelten die Hausordnung und Hygienevorschriften der Frankfurt University of Applied Sciences. Verstöße können den Abbruch der Studienteilnahme bedeuten. Eine wiederholte Teilnahme an der Studie ist nicht gestattet.

3. Studienablauf

Nach Bestätigung dieser Einverständniserklärung ist folgender Studienablauf vorgesehen:

1. Beantwortung des Eingangsfragebogens
2. Erlebnis einer Einschränkungssimulation inkl. Hörtest
3. Beantwortung des Ausgangsfragebogens
4. Nachbesprechung

Die Bestätigung zur Teilnahme an dieser Studie kann direkt im Anschluss bei den Forschenden eingeholt werden.

4. Risiken und Nutzen

In der Anwendungsstudie werden Sie keinen unmittelbaren Risiken oder Gefahren ausgesetzt sein. Das Auftreten von Unannehmlichkeiten oder Unwohlsein sind unwahrscheinlich. Wenn irgendwelche Beschwerden zu einem Problem für Sie werden, sollten Sie Ihre Teilnahme sofort beenden. Wenn Sie als Folge der Studienteilnahme verletzt werden sollten, suchen Sie nach Möglichkeit unmittelbar ärztliche Hilfe und kontaktieren den Versuchsleiter der Studie. Immatrikulierte Studierende sind durch die gesetzliche Unfallversicherung und im Schadensfall durch die private Haftpflichtversicherung

automatisch gegen die Folgen von Unfällen an der Frankfurt University of Applied Sciences versichert. Wie bei allen Computersystemen, auf denen Daten verarbeitet werden, besteht trotz Sicherheitsmaßnahmen ein geringes Risiko eines Datenlecks und des Verlusts vertraulicher oder personenbezogenen Informationen. Sie haben keinen direkten Nutzen durch die Studienteilnahme, unterstützen aber unsere Arbeit und helfen die Forschung in diesem Bereich voranzubringen.

5. Datenschutz und Vertraulichkeit

In dieser Studie werden für unsere Forschung persönliche und personenbezogene Daten erhoben. Die Verwendung von persönlichen oder personenbezogenen Daten unterliegt der Datenschutz-Grundverordnung (DSGVO) der Europäischen Union (EU) und werden in Übereinstimmung mit der DSGVO behandelt. Das bedeutet, dass Sie die Daten, die in dieser Studie erhoben wurden, einsehen, berichtigen, in der Verarbeitung einschränken und löschen lassen können. Nur mit Ihrer Einwilligung werden in der Studie Notizen angefertigt. Wir planen die Ergebnisse dieser und anderer Forschungsstudien in wissenschaftlichen Artikeln oder anderen Medien zu veröffentlichen. Ihre Daten werden nicht länger als nötig aufbewahrt oder bis Sie die Forscher kontaktieren, um Ihre Daten zu vernichten oder zu löschen lassen. Der Zugriff auf die Interviewtranskripte und Beobachtungsprotokolle der Studie erfolgt verschlüsselt, passwortgeschützt und nur für die Autor:innen, Kolleg:innen und Forscher:innen, die im Rahmen dieser Forschung zusammenarbeiten. Andere Mitglieder und Administrator:innen unserer Institution haben keinen Zugriff auf Ihre Daten. Die Daten werden durch codierte Kennziffern anonymisiert und ausschließlich in aggregierter Form (zusammenfassend) veröffentlicht, sodass ohne die Informationen der Forschenden keine Rückschlüsse auf einzelne Personen möglich sind. Jegliche Interviewinhalte oder direkte Zitate aus dem Interview, die über wissenschaftliche Veröffentlichungen oder andere wissenschaftliche Medien einsehbar sind, werden ebenfalls durch codierte Kennziffern anonymisiert. Da keine Kontaktdaten (z.B. E-Mails) erhoben werden, können die Forschenden die Teilnehmenden nicht über weitere Details der Studie oder über eine mögliche Verletzung vertraulicher Daten informieren.

6. Nennung der Untersuchenden

Wenn Sie Fragen oder Bedenken bezüglich der Forschung haben, wenden Sie sich bitte an:

Versuchsdurchführung
Valentin Buss (valentin.buss@stud.fra-uas.de)
Frankfurt University of Applied Sciences

Versuchsleitung Prof. Eicke
Godehardt
godehardt@fb2.fra-uas.de
Frankfurt University of Applied Sciences
Nibelungenplatz 1
60318 Frankfurt am Main, Germany

7. Einverständniserklärung und Einwilligung

Diese Einverständniserklärung wird sicher und in Übereinstimmung mit der DSGVO nicht länger als nötig aufbewahrt.

- ☐ Ich verstehe die Erklärung, die mir über diese Anwendungsstudie gemacht wurde und erkläre mich freiwillig bereit, an dieser teilzunehmen. Ich habe alle meine Fragen zu meiner Zufriedenheit beantwortet bekommen und bin mir über Risiken und Nutzen bewusst. Mir ist bekannt, dass diese Einwilligungserklärung jederzeit widerrufen werden kann. Ich kann auf Anfrage eine Kopie dieser Einverständniserklärung erhalten.
- ☐ Ich willige ein, dass von den Forschenden während der Anwendungsstudie die oben genannten Daten erhoben werden. Ich verstehe, dass alle Daten vertraulich und in Übereinstimmung mit der DSGVO behandelt werden. Mir ist bekannt, dass das Material über Kennziffern pseudoanonymisiert wird und nicht direkt mit meiner Identität in Verbindung gebracht werden kann. Ich verstehe, dass vollständige Anonymität der Daten nicht garantiert werden kann und eine Verletzung der Vertraulichkeit immer möglich ist. Aus der Zustimmung zur Veröffentlichung kann ich keine Rechte (wie ausdrückliche Namensnennung, finanzielle Vorteile oder Mitautorenschaft) ableiten.

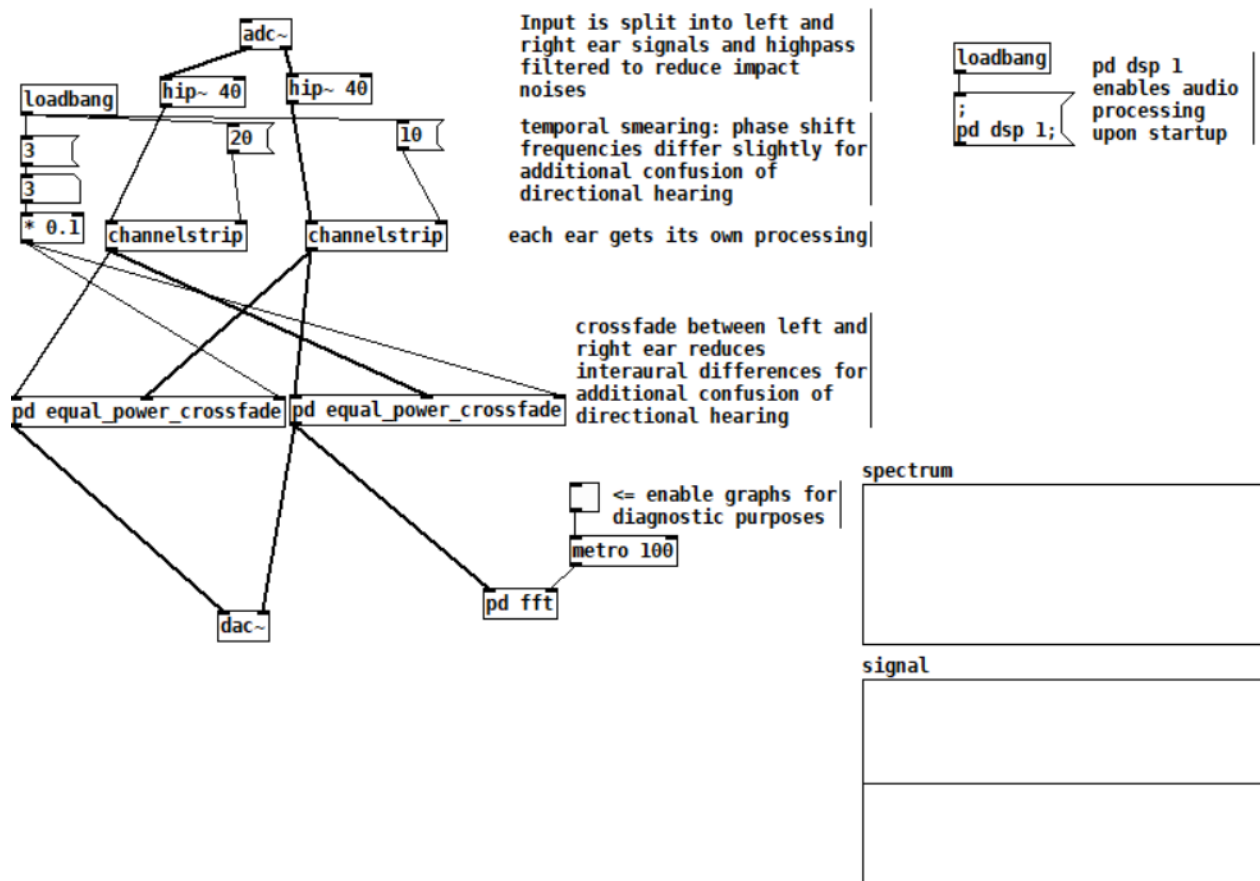
Ort, Datum

Name des/der Teilnehmenden in Druckbuchstaben

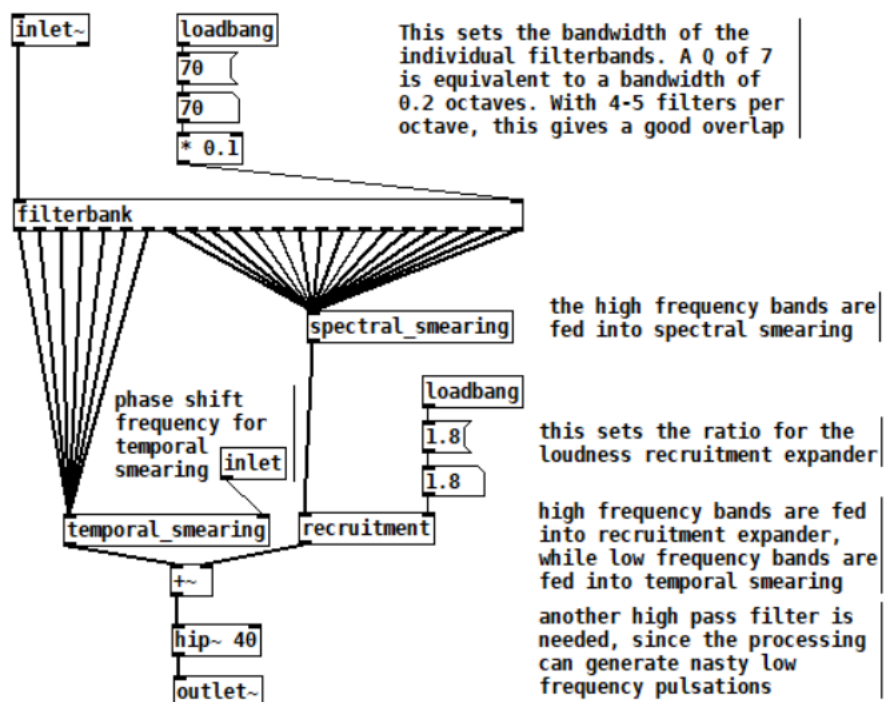
Unterschrift des/der Teilnehmenden

Appendix H – Pure Data Patches:

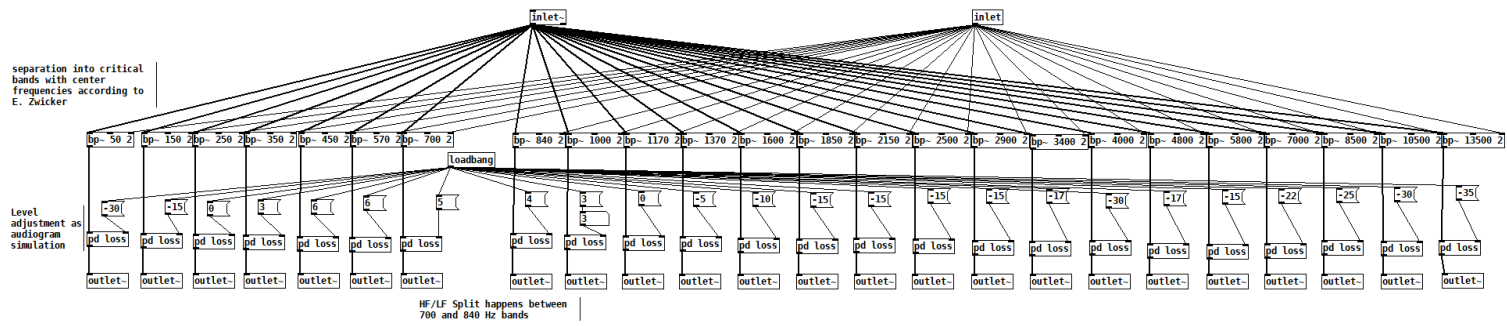
Hauptpatch mit nachfolgenden Unterpatches



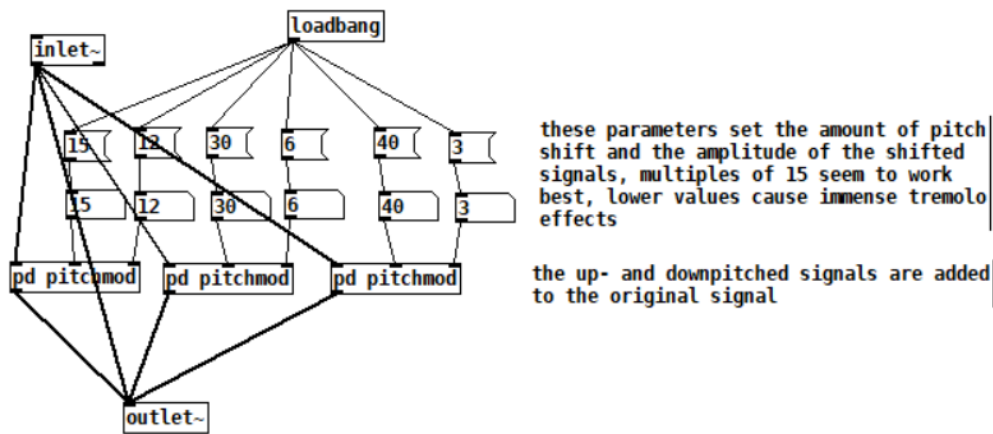
Channelstrip



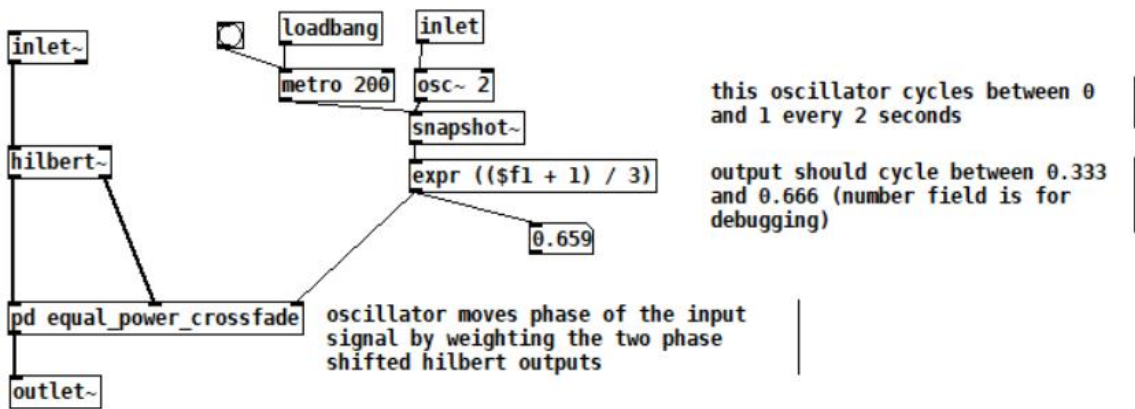
Filterbank



Spectral Smearing



Temporal Smearing



Recruitment

