

Aus dem Universitätsklinikum Münster
Klinik und Poliklinik für Hals-, Nasen- und Ohrenheilkunde
–Direktorin: Prof. Dr. med. Claudia Rudack–

**Einfluss von zeitlicher Integration auf die
Detektierbarkeit und Diskriminierbarkeit von
Pulstonserien**

INAUGURAL - DISSERTATION

zur

Erlangung des doctor medicinae

der Medizinischen Fakultät der

Westfälischen-Wilhelms-Universität Münster

vorgelegt von Schumacher, Anne

(geb. Pierchalla)

aus Erding

2013

**Gedruckt mit Genehmigung der
Medizinischen Fakultät der
Westfälischen Wilhelms-Universität Münster**

Dekan: Univ.-Prof. Dr. med. Dr. h.c. W. Schmitz

Berichterstatter: Prof. Dr. med. Dipl.-Phys. B. Lütkenhöner

Berichterstatter: Priv.-Doz. Dr. rer. nat. C. Stock

Tag der mündlichen Prüfung: 25.11.13

Aus dem Universitätsklinikum Münster
Klinik und Poliklinik für Hals-, Nasen- und Ohrenheilkunde
- Direktorin: Prof. Dr. med. C. Rudack-
Referent: Prof. Dr. med. Dipl.-Phys. B. Lütkenhöner
Koreferent: Priv.-Doz. Dr. rer. nat. C. Stock

ZUSAMMENFASSUNG

Einfluss von zeitlicher Integration auf die Detektierbarkeit und Diskriminierbarkeit von Pulstonserien

Schumacher, Anne

Ziel dieser Arbeit war es, den Einfluss zeitlicher Integration auf die Detektierbarkeit und Diskriminierbarkeit von Pulstonserien zu untersuchen. Dazu wurden an insgesamt 12 Probanden audiometrische Schwellenmessungen nach dem "Two-Interval Forced Choice"-Prinzip in einem abgeschirmten, echolosen Raum durchgeführt.

Insgesamt wurden drei Versuchsreihen durchgeführt. Im ersten dieser Experimente wurde gezeigt, dass eine Variation des Interpulsintervalls von 4-128 ms keinen Einfluss auf die Hörschwelle einer Pulstonserie hat. Im zweiten Versuch wurden Hörschwellen für Pulstonserien mit steigender Serienlänge von 1-32 ermittelt. Mit Verdopplung der Serienlänge sank die Hörschwelle durch zeitliche Integration durchschnittlich um 2,22 Dezibel. Im dritten Versuch wurde der Einfluss von zeitlicher Integration auf die Wahrnehmungsschwelle von virtueller Tonhöhe (Pitch) untersucht. Mittels Variation des Interpuls-Intervalls einer Pulstonserie wurden unterschiedliche virtuelle Tonhöhen hervorgerufen. Insgesamt wurden Messungen an Pulstonserien mit den Serienlängen 4, 8 und 16 durchgeführt, und zwar jeweils für die Empfindungspegel 5, 20 und 60 dB. Für alle drei Pegel verbesserte sich die Wahrnehmungsschwelle für die Unterscheidung virtueller Tonhöhenunterschiede mit steigender Stimulusdauer. Besonders feine Tonhöhenunterschiede konnten bei mittleren Empfindungspegeln wahrgenommen werden. Bei 60 dB und einer Serienlänge von 16 konnten bereits Tonhöhenunterschiede von 1,86 Hz oder 0,74 % wahrgenommen werden. Dieser Trend zeigte sich auch bei schwellennahen Reizpegeln, wenn auch in der Auswertung nicht immer signifikant. So verbesserte sich das mediane Unterscheidungsvermögen bei einem Empfindungspegel von 5 dB um durchschnittlich 9,17 Hz bei Verdopplung der Serienlänge.

Tag der mündlichen Prüfung: 25.11.2013

ERKLÄRUNG

Ich gebe hiermit die Erklärung ab, dass ich die Dissertation mit dem Titel:

Einfluss von zeitlicher Integration auf die Detektierbarkeit und Diskriminierbarkeit von Pulstonserien

in der/im (Klinik, Institut, Krankenanstalt):

Klinik für Hals-, Nasen- und Ohrenheilkunde

unter der Anleitung von:

Herrn Prof. Dr. med. Dipl.-Phys. B. Lütkenhöner

1. selbständig angefertigt,
2. nur unter Benutzung der im Literaturverzeichnis angegebenen Arbeiten angefertigt und sonst kein anderes gedrucktes oder ungedrucktes Material verwendet,
3. keine unerlaubte fremde Hilfe in Anspruch genommen,
4. sie weder in der gegenwärtigen noch in einer anderen Fassung einer in- oder ausländischen Fakultät als Dissertation, Semesterarbeit, Prüfungsarbeit, oder zur Erlangung eines akademischen Grades, vorgelegt habe.

Ort, Datum

Name:

(in Druckbuchstaben)

Unterschrift

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung.....	- 1 -
2	Grundlagen.....	- 3 -
2.1	Psychophysik des Hörens.....	- 3 -
	Definition des Schalldruckpegels.....	- 4 -
	Der menschliche Hörbereich.....	- 4 -
2.2	Die Hörschwelle.....	- 5 -
	Empfindungspegel.....	- 6 -
2.3	Zeitliche Integration.....	- 6 -
2.4	Tonhöhenwahrnehmung.....	- 8 -
	Frequenzwahrnehmung.....	- 8 -
	Die fehlende Grundfrequenz (englisch: missing fundamental).....	- 9 -
	Virtuelle Tonhöhe (Pitch).....	- 10 -
3	Methodik.....	- 12 -
3.1	Testpersonen.....	- 12 -
3.2	Messeinrichtung.....	- 13 -
	Die Camera Silens.....	- 13 -
	Messapparate.....	- 13 -
3.3	Teststimulus.....	- 14 -
3.4	Schwellenbestimmung.....	- 15 -
	Das „Two-Interval Forced Choice“-Prinzip.....	- 15 -
	Durchführung der Schwellenbestimmung.....	- 17 -
	Bonferroni-Korrektur.....	- 18 -
3.5	Versuche.....	- 18 -
	Versuch 1: Einfluss des Interpuls-Intervalls.....	- 19 -
	Versuch 2: Einfluss der Serienlänge.....	- 19 -

Versuch 3: Diskriminierbarkeit von Interpuls-Intervallen	- 20 -
4 Ergebnisse	- 23 -
4.1 Einfluss des Interpuls-Intervalls auf die Hörschwelle	- 23 -
4.2 Einfluss der Serienlänge auf die Hörschwelle	- 26 -
4.3 Diskriminierbarkeit virtueller Tonhöhen.....	- 30 -
5 Diskussion.....	- 38 -
5.1 Analyse	- 38 -
Einfluss des Interpuls-Intervalls von Pulstonpaaren auf die Hörschwelle.....	- 38 -
Einfluss von zeitlicher Integration auf die Detektierbarkeit von Pulstonserien	- 39 -
Einfluss der zeitlichen Integration auf die Diskriminierbarkeit von Pulstonserien.....	- 42 -
5.2 Kritische Betrachtungen zur Methodik	- 46 -
Bestimmung der Hörschwelle.....	- 46 -
Auswahl der Versuchsabfolge und Lerneffekt	- 47 -
Reproduzierbarkeit.....	- 48 -
6 Zusammenfassung	- 49 -
7 Literaturverzeichnis.....	- 50 -
8 Lebenslauf	- 54 -
9 Danksagung.....	- 56 -
10 Anhang.....	I
10.1. Abbildungsverzeichnis.....	I
10.2. Tabellenverzeichnis.....	II
10.3. Abkürzungsverzeichnis.....	III

1 Einleitung

Der menschliche Organismus ist täglich einer Vielzahl von Sinneseindrücken verschiedener Art und Qualität ausgesetzt. Einige Eindrücke werden bewusst wahrgenommen, andere unterschwellig, wieder andere scheinbar gar nicht. Zeitgleich findet permanent eine Verarbeitung ungeheurer Datenmengen statt.

Es ist hinlänglich bekannt, dass sich die Wahrnehmung verschiedener Reize mit zunehmender Stimulusdauer verbessert. Man spricht von zeitlicher Integration. Dies gilt auch für das auditive System (Gerken et al. 1990; Carlyon et al. 1990; Viemeister und Wakefield 1991; Fay 1992; Heil et al. 2008). In der Literatur finden sich verschiedene Modelle zur Genese der auditiven zeitlichen Integration. Kontrovers diskutiert werden sowohl die Größe, die integriert wird, als auch der Ort der Integration. Zu den vorgeschlagenen Modellen zählen unter anderem das „multiple-look“-Modell (Viemeister und Wakefield 1991) und das „leaky integrator“-Modell (Plomp und Bouman 1959). Für einen Überblick siehe auch Buus (1999). Während einige Autoren von einem peripheren Integrationsmechanismus ausgehen (Heil und Neubauer 2004), vermuten andere einen zentralen Integrationsmechanismus (Viemeister und Wakefield 1991, Lütkenhöner 2011). Bislang wurde zeitliche Integration im auditiven System vor allem in Zusammenhang mit der Hörschwelle untersucht.

Ziel dieser Arbeit war es, den Einfluss der zeitlichen Integration auf die Detektierbarkeit und insbesondere die Diskriminierbarkeit von Pulstonserien in Bezug auf ihre virtuelle Tonhöhe zu untersuchen. Wir vermuteten keinen wesentlichen Einfluss des Interpuls-Intervalls der Pulstöne auf die Integrationsleistung (Nullhypothese) und konnten dies in unserem ersten Versuch zeigen. Außerdem gingen wir von einer sinkenden Hörschwelle bei steigender Serienlänge aus. Dies konnte in Versuch 2 belegt werden. Unklarheit herrschte in der Frage, welchen Einfluss die zeitliche Integration auf die Diskriminierbarkeit virtueller Tonhöhen (englisch: Pitch) hat. Dies konnte im dritten Versuch dargestellt werden. Die Wahrnehmung einer Tonhöhe spielt im Alltag eine wichtige Rolle, zum Beispiel für die Einordnung und Unterscheidung

von Stimmen verschiedener Personen, für ihre Wiedererkennung aus Hintergrundgeräuschen oder mehreren Stimmen (Darwin and Hukin 2000) sowie für das Erfassen emotionaler Komponenten (Trainor et al. 2000, He und Trainor 2009), der Melodik von Musik und der Segregation verschiedener Schallquellen im Raum. In tonalen Sprachen wie dem Hochchinesisch, Kantonesisch oder Thai ändert allein die Tonhöhe des gesprochenen Wortes oder Lautes sogar die Satzbedeutung (Lijzenga 1997, He und Trainor 2000).

Während niedrige Harmonische eines komplexen Tones durch das periphere auditive System aufgelöst werden können (resolved harmonics) und sich sowohl im Anregungsmuster der Basilarmembran als auch im Erregungsmuster der auditiven Nervenfasern wiederfinden (vgl. Moore und Glasberg 1983), kann bei hohen Harmonischen eine frequenzgenaue Auflösung nicht mehr auf diese Weise erfolgen (unresolved harmonics). Stattdessen wird der Tonhöhereindruck durch das zeitliche Präsentationsmuster bestimmt (vgl. White und Plack 2003). Dies konnten auch wir im dritten Versuch zeigen: Durch Variation des Interpuls-Intervalls wurde die Applikationsfrequenz einer Pulstonserie moduliert, wodurch für die Probanden ein unterschiedlicher virtueller Tonhöhereindruck entstand. So konnte der Effekt der zeitlichen Integration auf die Diskriminierbarkeit von Pulstonserien untersucht werden. Indem diese Untersuchung bei drei verschiedenen Reizpegeln erfolgte, konnte darüber hinaus die Pegelabhängigkeit der virtuellen Tonhöhendiskrimination betrachtet werden.

2 Grundlagen

2.1 Psychophysik des Hörens

Um die Leistungsfähigkeit des Hörorgans besser zu verstehen, sowie als theoretische Grundlage für die nachfolgend beschriebenen Versuche, werden zunächst einige physiologische Grundlagen zur Schalltransmission und sensorischen Transduktion erläutert. Die Anatomie des Hörorgans darf in ihren Grundzügen als bekannt vorausgesetzt werden.

Das menschliche Gehör nimmt die akustische Umwelt über die zu ihm gelangenden Schallwellen wahr. Schallquellen setzen Luftmoleküle in Schwingung und erzeugen so Druckwellen. Von der Ohrmuschel gebündelt gelangen diese als Schalldruckänderungen auf das Trommelfell, welches in Schwingung gerät und die Gehörknöchelchenkette in Vibration versetzt.

Durch die Auslenkung des Stapes im ovalen Fenster wird die Schallenergie auf die Perilymphe der Scala vestibuli des Innenohrs übertragen und aufgrund der Größenverhältnisse zwischen Trommelfell- und Stapesoberfläche um den Faktor 22 verstärkt (Strohm 2001). Dieses Prinzip wird als Schalldrucktransformation beschrieben. Die Volumenverschiebung der Perilymphe führt zu einer Auslenkung des Endolymphschlauches in Form einer Wanderwelle. Je nach einwirkender Schallfrequenz erreicht die Wanderwelle in einem spezifischen Bereich der Cochlea ihr Amplitudenmaximum und übt dort über eine Schwingung der Basilarmembran Scherkräfte auf die Haarzellen des Cortiorgans aus. So kommt eine tonotope Abbildung zustande, die sich auch in vielen Kerngebieten der Hörbahn wiederfindet. Es kommt zur mechanoelektrischen Transduktion, das akustische Reizmuster wird durch die angeregten Haarzellen in eine Folge von Aktionspotentialen übertragen, die schließlich über den Nervus acusticus und die Hörbahn zur Hörrinde weitergeleitet werden (Klinke et al. 2005, Boenninghaus und Lenarz 2007).

Definition des Schalldruckpegels

Wie laut oder leise ein Ton wahrgenommen wird, hängt neben der Funktionalität des Mittel- und Innenohres und den herrschenden Druckverhältnissen von der Intensität des einwirkenden Schalldruckes ab. Schalldruck wird in der Einheit Pascal (Pa), gleichbedeutend mit N/m^2 , angegeben. Eine weitere wichtige Einheit ist der Schalldruckpegel (SPL= sound pressure level), der die logarithmische Maßeinheit Dezibel (dB) hat. Der einwirkende Schalldruck p_x wird zunächst ins Verhältnis zu einem willkürlich festgelegten Bezugsschall p_0 von $2 \times 10^{-5} Pa$ gesetzt. Dies entspricht in etwa der Absoluthörschwelle eines Normalhörenden für einen Sinuston von 1000 Hz. Dieses Verhältnis wird schließlich logarithmiert:

$$\text{Schalldruckpegel (dB)} = 20 \cdot \log (p_x/p_0)$$

Die Einheit Dezibel stellt ein handlicheres Größenmaß als der Schalldruckpegel dar und wird allgemein zur Angabe von Schallintensitäten genutzt (Hick et al. 2002, Klinke et al. 2005)

Der menschliche Hörbereich

Das menschliche Ohr nimmt Schallintensitäten im Bereich von etwa 0 – 130 dB wahr. Bei 110 dB ist die Unbehaglichkeitsschwelle und bei 130 dB die Schmerzschwelle erreicht. 130 dB entsprechen in etwa der Lautstärke eines Düsentriebwerks. Der Hauptsprachbereich liegt um 60 dB.

Wie laut eine Testperson einen Ton subjektiv empfindet, weicht vom physikalischen Wert ab und wird als subjektive Lautstärke in der Einheit Phon angegeben. In Abbildung 1 wird deutlich, dass sich besonders für niedrige und

hohe Frequenzen deutliche Unterschiede zwischen Phonskala und physikalischem Schalldruckpegel zeigen. Definitionsgemäß stimmt die Phonskala bei einer Frequenz von 1000 Hz mit dem physikalischen Schalldruckpegel in Dezibel überein. Ein Lautstärkepegel von 80 Phon entspricht bei einer Frequenz von 1000 Hz also 80 dB SPL. Für andere Frequenzen werden dagegen zumeist deutlich größere Schalldruckpegel benötigt, um auf diesen Phon-Wert zu kommen. Alle Töne mit demselben Phonwert gelten per definitionem als gleich laut und lassen sich als Isophone graphisch darstellen. Die menschliche Hörschwelle liegt unter typischen Messbedingungen in der Audiometrie bei etwa 3-4 Phon und ist ebenfalls eine Isophone.

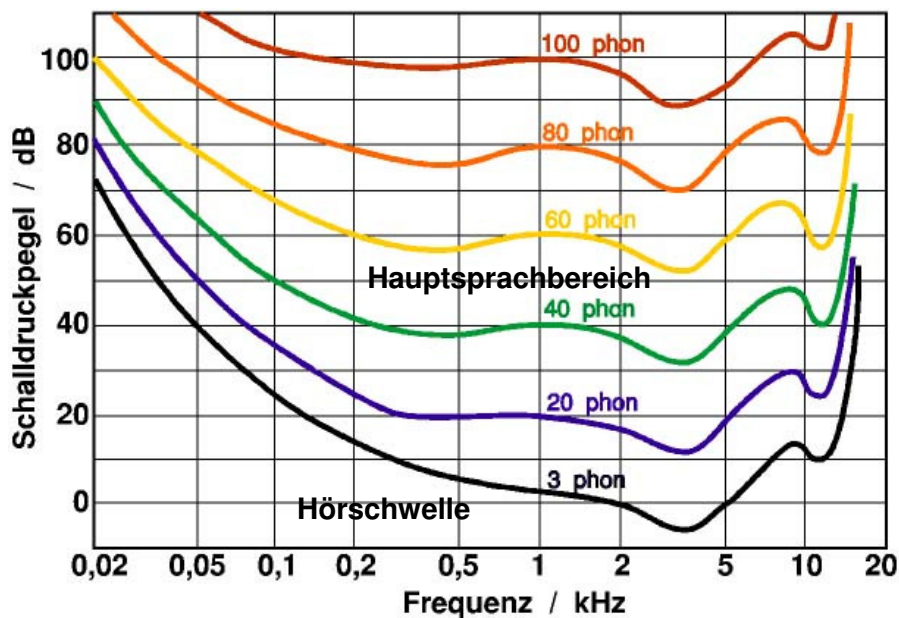


Abbildung 1: Subjektiver Lautstärkepegel (in Phon) modifiziert aus (http://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/a/a2/Akustik_db2phon.jpg) Vorlesungsskript „Akustik 2.“ von J.Blauert, Ruhr-Universität Bochum, diese entspricht dem gültigen Standard ISO 226, 2003.

2.2 Die Hörschwelle

Die Hörschwelle ist definiert als die minimal erforderliche Schallintensität, die durch Auslenkung des Trommelfells einen Höreindruck auslöst. Generell sind

Hörschwellen frequenzabhängig und erreichen ihren niedrigsten Wert bei Frequenzen von 2000 - 4000 Hz. Die Hörschwellenmessung wird gewöhnlich mit einem Tonaudiometer durchgeführt. Als Vergleichswert dient die Hörschwelle gesunder Jugendlicher. Dabei unterscheidet man zwischen Knochenleitungsschwelle und Luftleitungsschwelle. Mit dem Alter sinkt die Wahrnehmungsfähigkeit für hohe Frequenzen, und die Hörschwelle steigt an.

Empfindungspegel

Der Empfindungspegel (englisch: Sensation Level (SL)) eines Tones gibt an, um wie viel der Reizpegel über der individuellen Ruhehörschwelle der Testperson bei der betreffenden Frequenz liegt. Ein Pegel von 5 dB SL bedeutet also zum Beispiel, dass der Stimulus bei einem Pegel von 5 dB über der individuellen Hörschwelle des jeweiligen Probanden appliziert wurde.

2.3 Zeitliche Integration

Die Hörschwelle hängt nicht nur von der Frequenz und der Intensität, sondern auch von der Dauer des Teststimulus ab (Florentine et al. 1988; Carlyon et al. 1990; Viemeister 1991; Fay 1992;). Je länger die physikalische Dauer eines Stimulus ist, umso niedriger ist dessen Hörschwelle. Fay (1992) beschreibt diesen Effekt für alle Wirbeltiere und nennt zwei Erklärungsansätze. Zum einen führe eine längere Stimulusdauer zu einer höheren Schallenergie, welche durch die sensorischen Systeme früher erfasst würde. Zum anderen erlaube eine längere Stimulusdauer mehr Raum für unabhängige Entscheidungen, ob ein Höreindruck vorliegt oder nicht.

Im Laufe der Zeit wurden verschiedene Modelle zur zeitlichen Integration des auditiven Systems entwickelt. Sie unterscheiden sich zum einen in der zu integrierenden Größe, zum anderen aber auch in der Art der Integration sowie nicht zuletzt in der Lokalisation des Integrationsprozesses.

Viele ältere Arbeiten (z.B. Plomp und Bouman 1959; Zwislocki 1960; Gerken et al. 1990) nahmen an, dass die Integration von Schall auf einer Energieintegration mit einer gewissen Zeitkonstante beruht. Viemeister und Wakefield (1991) zeigten jedoch, dass die Sache komplexer ist. Das auditive System ist in der Lage, kurze Lücken von 3-4 ms im Schallsignal zu detektieren (hohe zeitliche Auflösung), und kann gleichzeitig Stimuli über 200-300 ms zusammenfassen (gute zeitliche Integration). Diese beiden Aspekte sind schwer miteinander in Einklang zu bringen, was als Resolution-Integration-Paradoxon bezeichnet wird (vgl. Review von Lütkenhöner 2011). Es könnte also eine Art unvollständige Integration „leaky integration“ vorliegen oder es werden verschiedene Zeitkonstanten verwendet bzw. hintereinander gesetzt (vgl. Penner 1978). Viemeister et al. favorisieren in ihrer Arbeit ein „multiple-look“-Modell (1991). Der Zuhörer nimmt einen Höreindruck im Rahmen eines Zeitfensters („look“) wahr und kann diesen im Kurzzeitgedächtnis abspeichern. Je länger die Stimulusdauer, umso mehr „looks“ können erfolgen, deren Information ebenfalls gespeichert und anschließend verglichen und kombiniert werden kann, sodass eine niedrigere Hörschwelle resultiert (vgl. auch Van Schijndel et al. 1999, Buus 1999).

In jüngerer Zeit wurde die Annahme einer Energieintegration auch von Heil und Neubauer (2003) in Frage gestellt, die stattdessen zu dem Schluss kamen, dass eher eine Integration der Umhüllenden des Schalldrucks stattfindet, was sie über die Wahrscheinlichkeit der Freisetzung von Transmittern erklärten (Heil und Neubauer 2003). Sie führten vergleichende Versuche mit Pulsstimuli und Plateaustimuli durch und stellten fest, dass die Schwellenpegel für Pulsstimuli systematisch über den Schwellenpegeln für Plateaustimuli lagen. Sie vermuteten deshalb, dass auch die *Form* des Schallsignals für die zeitliche Integration relevant ist. Sie stellten schließlich fest, dass für das Erreichen der Hörschwelle das Integral der Amplitudenverläufe maßgeblich ist, woraus sie folgerten, dass es de facto zu einer Integration des Schalldruckes kommt. Sie beschreiben in ihrer Arbeit eine Abnahme des Schwellenpegels von Pulsstimuli um 1,5 dB bei einer Verdopplung der Anzahl der Pulse.

Weiterhin offen bleibt die Frage nach der Lokalisation des Integrationsprozesses. Einige Autoren gehen von einer peripheren Integration im Bereich der ersten Synapse der Hörbahn aus (Heil und Neubauer 2003 und 2008), während andere eine zentrale Integration für wahrscheinlicher halten (Viemeister und Wakefield 1991, Lütkenhöner 2011). Während beim Richtungshören binaurale Laufzeitunterschiede von wenigen Mikrosekunden wahrgenommen werden können (Gerstner et al. 1996), werden andererseits Reize über hundert Millisekunden oder mehr integriert. Ein flexibler zentraler Integrationsmechanismus könnte das Resolution-Integration-Paradoxon umgehen.

2.4 Tonhöhenwahrnehmung

Frequenzwahrnehmung

Nach dem Prinzip der Tonotopie werden bei einem Höreindruck je nach einwirkender Schallfrequenz unterschiedliche Bereiche der Cochlea erregt. Hohe Frequenzen projizieren sich auf der Schneckenbasis und tiefe Frequenzen helikotremanah.

Das junge menschliche Gehör kann Frequenzen von ca. 16 Hz bis 20 000 Hz erfassen. Im Alter nimmt diese Fähigkeit im Zuge der Altersschwerhörigkeit (*Presbyakusis*) besonders für hohe Frequenzbereiche ab. Je nach Schalldruckverlauf werden Töne, Klänge und Geräusche unterschieden. Während ein *Ton* aus nur einer Frequenz gebildet wird, enthält ein *Klang* mehrere Vielfache einer Grundfrequenz und setzt sich so als *komplexer Ton* aus einer Grundfrequenz und harmonischen Obertönen zusammen, welche Vielfache der Grundfrequenz sind. Im Gegensatz dazu enthält ein *Geräusch* verschiedene Frequenzanteile ohne Periodik (Klinke et al. 2005). Das auditive System löst komplexe Töne in der Regel nicht in alle enthaltenen

Teilfrequenzen auf, der Höreindruck wird durch die Grundfrequenz (fundamental frequency) bestimmt.

Die fehlende Grundfrequenz (englisch: missing fundamental)

Das menschliche Ohr nimmt die Frequenzen verschiedener Stimuli aus der Umwelt wahr und fasst sie zu einem Gesamthöreindruck zusammen, wobei die Tonhöhenwahrnehmung (Pitch) einen wichtigen Aspekt darstellt. Dabei werden nicht alle Einzelfrequenzen aufgelöst. Das auditive System erkennt die Grundfrequenz des einwirkenden Signals (White und Plack 2003). Diese Grundfrequenz des Höreindrucks, zumeist als f_0 bezeichnet, wird selbst dann wahrgenommen, wenn sie im Energiespektrum des Signals nicht enthalten ist. Dies ist das Prinzip der „missing fundamental“ (Schouten 1938; Licklider 1954, Moore et al. 2006, Cedolin 2006). Ein alltägliches Beispiel dafür ist das Telefon, welches eine Frequenzbreite von etwa 300 bis 3000 Hz erfasst. Obwohl also die tiefen Frequenzbereiche nicht übertragen werden, können dennoch beispielsweise tiefe Männerstimmen mit Grundfrequenzen deutlich unter 300 Hz erfasst und wahrgenommen werden (Guski 1996). Ein periodisches Signal kann also eine virtuelle Tonhöhe (Pitch) erzeugen, die einer bestimmten Grundfrequenz entspricht, ohne spektrale Energie in diesem Frequenzbereich zu enthalten. Dabei hängt die Stärke der wahrgenommenen virtuellen Tonhöhe davon ab, welche harmonischen Frequenzanteile im Signal enthalten sind (Houtsma und Smurzynsak 1989, Moore und Rosen 1979). Man unterscheidet auflösbare und nicht auflösbare Harmonische.

Als auflösbar (resolved harmonics) werden die Harmonischen bezeichnet, welche sich in separaten Auslenkungen auf der Basilarmembran abbilden (Moore und Glasberg 1983; White und Plack 2003; Cedolin 2006; Bernstein und Oxenham 2006). In der Regel sind dies die ersten 8 bis 10 Harmonischen der Grundfrequenz.

Höhere Harmonische werden nicht mehr einzeln aufgelöst (Cedolin 2006) und es kommt zu einer gemeinsamen Auslenkung der Basilarmembran. Man spricht

von unaufgelösten Harmonischen (englisch: unresolved harmonics). Eine virtuelle Tonhöhe ist besonders klar und fein differenzierbar, wenn sie viele niedrige aufgelöste Harmonische enthält (Shackleton und Carlyon 1994, White und Plack 2003, Bernstein und Oxenham 2006; Moore et al. 2006). Aber auch unaufgelöste Harmonische erzeugen eine virtuelle Tonhöhe, wobei die Differenzierbarkeit geringer ist.

Virtuelle Tonhöhe (Pitch)

Als Pitch oder virtuelle Tonhöhe bezeichnet man den individuell wahrgenommenen Tonhöhereindruck. Die Einheit ist Hertz. Eine ANSI-Definition (American National Standard) von 1994 definiert „Pitch“ als „das Attribut des auditiven Sinneseindruckes, nach welchem Töne auf einer Skala von hoch nach tief geordnet werden können“. Wie bereits oben beschrieben, kann ein periodisches Signal eine virtuelle Tonhöhe erzeugen, die einer bestimmten Grundfrequenz entspricht, ohne spektrale Energie in diesem Frequenzbereich zu enthalten. Die wahrgenommene Tonhöhe entspricht also nicht unbedingt dem Spektrum des Stimulus, sondern kann, wie auch in unseren Versuchen, auf dessen Wiederholrate basieren (vgl. White und Plack 2003). In Abschnitt 2.4 wurde das Phänomen der fehlenden Grundfrequenz bereits erläutert: Trotz fehlender spektraler Energie imponiert ein Höreindruck mit einer virtuellen Tonhöhe im Bereich der Grundfrequenz. Eine virtuelle Tonhöhe kann auch durch die Wiederholrate hintereinander geschalteter Stimuli, wie z.B. Pulstöne, erzeugt werden (Shackleton und Carlyon 1994). White und Plack untersuchten 2003 in ihrer Arbeit den Einfluss von zeitlicher Dauer auf die Wahrnehmung der virtuellen Tonhöhe von komplexen Tönen und stellten fest, dass ein Abspielen ihrer Stimuli in Sinus-Cosinus-Phase nicht nur zu einer um eine Octave höheren virtuellen Tonhöhe führte, sondern sich auch die Diskriminierbarkeit verbesserte.

Im Laufe der Zeit wurden verschiedene Theorien zur Erfassung der virtuellen Tonhöhe entwickelt. Im Groben kann zwischen einer Ortstheorie und einem Modell der zeitlichen Verarbeitung unterschieden werden.

Ein Modell der Ortstheorie stellt das „*Pattern-recognition-Modell*“ dar. Es geht von einer Mustererkennung aus. Basierend auf der frequenzspezifischen Auslenkung der Basilarmembran bzw. ihres neuronalen Erregungsmusters werden eingehende Stimuli „gemustert“ und enthaltene auflösbare Frequenzen erkannt und eingeordnet, diese erzeugen schließlich die virtuelle Tonhöhe (vgl. Thurlow 1963; Goldstein 1973, Wightman 1973, Terhardt 1974). Unklar ist, welche Vorlagen zur Erkennung der Frequenzen dienen und wie diese erlernt wurden und nicht zuletzt wie, ohne eine tonotopische Erregung, das Phänomen der fehlenden Grundfrequenz erklärt werden kann (vgl. Shamma und Klein 2000).

Die andere Gruppe stellen die Modelle der zeitlichen Verarbeitung dar. Sie kommen ohne gespeicherte Vorlagen aus. Sie gehen davon aus, dass die virtuelle Tonhöhe mittels Autokorrelation durch Analysen des zeitlichen Erregungsmusters der einzelnen Hörnervenfasern gewonnen wird (vgl. Licklider 1951 sowie Meddis und O'Mard 1997). Während spektrale Modelle (Ortstheorie) nicht auflösbare Harmonische nicht abbilden, fehlt den temporalen Modellen eine physiologische Grundlage. Plack und Carlyon vermuteten daher 1995 ein duales System. Auch die Möglichkeit zweier verschiedener „Tonhöhen-Mechanismen“ wird diskutiert, da die Diskriminierbarkeit nicht-auflösbarer Harmonischer bei Zunahme der Stimulusdauer deutlicher zunahm als bei auflösbaren Harmonischen (vgl. Plack und Carylton 1995, White und Plack 1998).

3 Methodik

3.1 Testpersonen

Die Versuche wurden an insgesamt 12 freiwilligen Probanden durchgeführt. Dies geschah unter Zustimmung der Ethikkommission der Medizinischen Fakultät der Universität Münster. Es erfolgte eine schriftliche Zustimmung aller Probanden nach ausführlicher schriftlicher und mündlicher Aufklärung über die Durchführung und den Sinn der Versuche. Allen Probanden stand jederzeit ein Abbruch der Messungen frei und sie erklärten sich freiwillig und unentgeltlich zur Teilnahme bereit. Das Altersspektrum der Probanden erstreckte sich von 19-55 Jahren, der Altersdurchschnitt lag bei 28.5 und der Altersmedian bei 24 Jahren. 8 der Probanden waren weiblich und 4 männlich. Alle Probanden verfügten über ein gesundes Gehör. 2 Probanden hatten bereits Erfahrung mit audiologischen Messungen (P10, P11). Im Folgenden werden die Probanden als P01-P12 anonymisiert. Am ersten Versuch nahmen P01, P07 und P10 teil, am zweiten Versuch P01, P07, P06, P10, P12 und am dritten Versuch P01, P02, P03, P04, P05, P06, P07, P08, P09, P12.

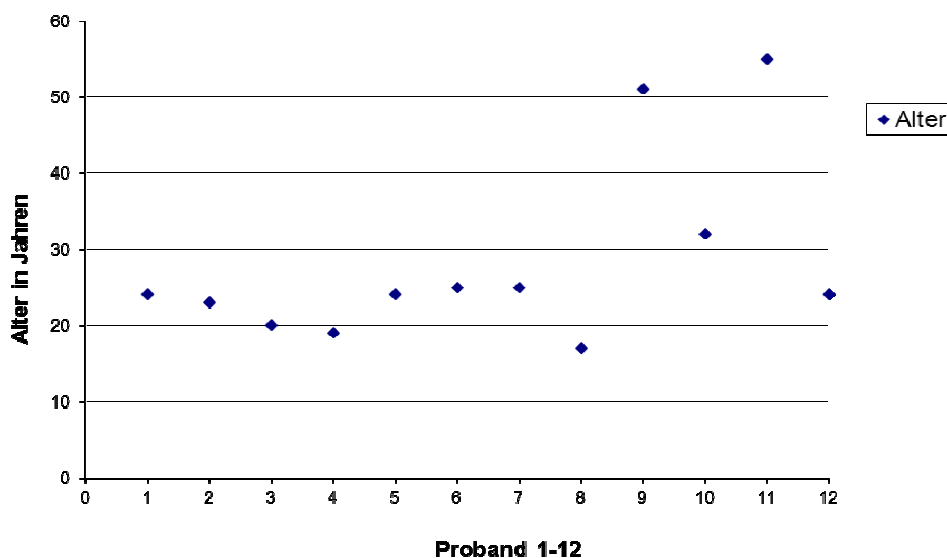


Abbildung 2: Altersverteilung des Probandenkollektives

3.2 Messeinrichtung

Die Camera Silens

Die Versuche wurden in der Camera Silens der Hals-Nasen-Ohrenklinik der Universitätsklinik Münster durchgeführt. Hierbei handelt es sich um einen doppelwandigen, elektrisch abgeschirmten und echolosen Raum, der sich mit einer inneren Höhe von 4,9 Meter und einer Grundfläche von 6,3 x 7,6 m über drei Stockwerke erstreckt. An den Wänden ist die Camera Silens mit ca. 0,9 m langen Schaumstoffzapfen ausgekleidet. Als Zwischenboden dient ein festes Drahtnetz, auf welchem die Messapparate verankert sind. So wird eine nahezu vollständige Abschirmung äußerer Höreinflüsse erreicht und der Proband erlebt den Eindruck absoluter Stille. Lediglich selbstproduzierte Geräusche – wie der eigene Atem oder Herzschlag oder das Rascheln von Kleidung – sind zu hören. Der Kontrollraum des Versuchsleiters ist durch eine äußere Stahltür, eine mittlere massive Stahlzwischen Tür und eine direkt in die Kammer führende, ebenfalls mit Schaumstoffzapfen ausgekleidete innere Tür abgetrennt. Über eine Überwachungskamera hat der Versuchsleiter Einblick in die Kammer; eine Kommunikation ist über eine Gegensprechanlage in beide Richtungen möglich. Bei geschlossenen Türen kann von einer Schallabschwächung um 100 dB oder mehr ausgegangen werden (Lütkenhöner und Seither-Preisler 2008).

Messapparate

Die Testpersonen trugen im ersten und zweiten Versuch spezielle Ohrstöpsel, welche durch unterschiedliche Größen eine optimale Passform boten und besonders bei langen Messreihen für die Probanden angenehmer zu tragen waren als konventionelle Kopfhörer. Der Schall wurde über Kunststoffschläuche mit einer Länge von etwa 25 cm von der Schallquelle (Eartone 3A insert

earphone) zu den Ohrstöpseln übertragen. Im dritten Versuch trugen die Probanden einen TDH39-Kopfhörer. Die Tonpulse wurden stets monaural appliziert. Kopfhörer bzw. Ohrstöpsel wurden stets auf beide Ohren gesetzt und die Passgenauigkeit wurde durch den Versuchsleiter kontrolliert. Während der Messung saß der Proband in der Mitte der Camera Silens in einem Untersuchungssessel, dessen Rückenlehne und Fußteil für einen bequemen Sitz verstellt werden konnten. Die Versuchsperson teilte ihre Wahrnehmungen dem Versuchsleiter über einen Handruckknopf mit, der in der Kontrollkammer ein akustisches Signal auslöste. Die Signale wurden vom Versuchsleiter per Hand mitprotokolliert und direkt in ein über MATLAB (The MathWorks Inc., Natick, MA, USA) gesteuertes Versuchsprogramm eingetragen.

3.3 Teststimulus

In allen drei Versuchen wurde mit einem 4-kHz-Pulston gearbeitet, das heißt einem kurzen tonalen Stimulus mit fester Anstiegs- und Abfallzeit ohne Plateauphase (siehe Abbildung 3a). Ein solcher Ton weist ein verhältnismäßig ausgedehntes Spektrum auf (Abb. 3b) und erregt somit einen größeren Bereich der Cochlea als ein Ton längerer Dauer, der zu einer wesentlich schmalbandigeren Erregung der Cochlea führt. Bei Pulstönen ist der tonale Charakter daher deutlich weniger ausgeprägt als bei reinen Tönen. In Anbetracht ihrer kurzen Dauer können sie ohne zeitliche Überlappung in rascher Folge präsentiert werden.

Ohne zeitliche Überlappung der einzelnen Pulse hat eine Serie von Tonpulsen dasselbe Spektrum wie ein einzelner Puls. Dies gilt jedoch nicht für den Tonhöhereindruck. Durch Variation des Interpuls-Intervalls der Pulstonserien lassen sich unterschiedliche virtuelle Tonhöhereindrücke erzeugen. Interpulsintervall IPI und wahrgenommene Tonhöhe gehorchen in etwa dem Gesetz $f = 1/\text{IPI}$. So entsteht eine virtuelle Tonhöhe, dessen wahrgenommene

Frequenz nicht dem Energiespektrum des Pulstones entspricht (siehe auch Kapitel 2.5 Tonhöhenwahrnehmung).

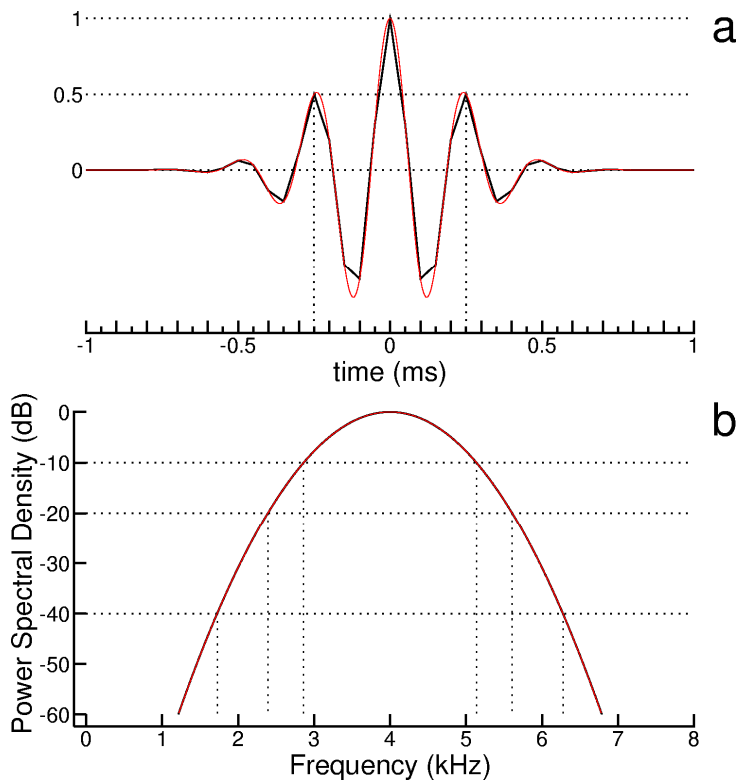


Abbildung 3: Zeitliche und spektrale Eigenschaften des verwendeten Pulsstimulus (Lütkenhöner (2008), nicht publiziert)

3.4 Schwellenbestimmung

Das „Two-Interval Forced Choice“-Prinzip

Unser Messprotokoll stützte sich auf das „Two-Interval Forced Choice Prinzip“ (2IFC) zur Ermittlung von Wahrnehmungsschwellen. Dem Probanden wurden zwei akustisch markierte Intervalle direkt hintereinander vorgespielt. In einem der beiden Intervalle befand sich immer ein zu erkennender Teststimulus, das andere Intervall war leer (vgl. Baer et al 2001). Welches der beiden Intervalle den Testton enthielt, wurde per Zufall über den Versuchscomputer gesteuert.

Sofern der Proband in keinem der beiden Intervalle einen Stimulus detektieren konnte, war er gezwungen zu raten. Bei zwei Intervallen beträgt die Wahrscheinlichkeit einer richtigen Antwort somit 50 %.

Der Proband wurde instruiert, sich in jedem Falle, auch wenn er keinen Stimulus wahrnehmen konnte, für ein Intervall zu entscheiden. Hierfür betätigte er einen Handdruckknopf: einmal für das erste Intervall und zweimal für das zweite Intervall. Durch dieses Prinzip wird gewährleistet, dass keines der beiden Intervalle a priori bevorzugt wurde. Der Proband erhielt keine Rückmeldung, ob seine Antwort korrekt war oder nicht. Marshall und Jesteadt (1986) erhielten unter Verwendung des „Two-Interval Forced Choice“ - Verfahrens Hörschwellen, welche um 6,5 dB niedriger waren als bei herkömmlichen audiometrischen Messungen (Marshall und Jesteadt 1986).

In unseren Versuchen kombinierten wir das 2IFC-Verfahren mit dem adaptiven Verfahren nach Levitt (1971) (vgl. Abbildung 4). Die Stimulusintensität wurde in unseren Versuchen bei drei richtigen Antworten um eine Stufe erniedrigt. Bei einer Falschantwort wurde die Testintensität dagegen um eine Stufe erhöht. Graphisch zeigt sich dies als Wendepunkt. So wurde der psychometrische Punkt von 0.794% ansteuert.

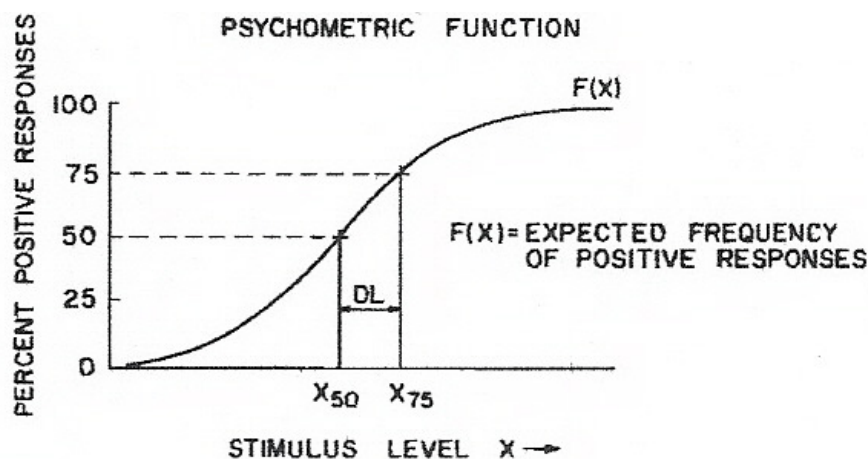


Abbildung 4: Psychometrische Funktion aus Levitt 1971

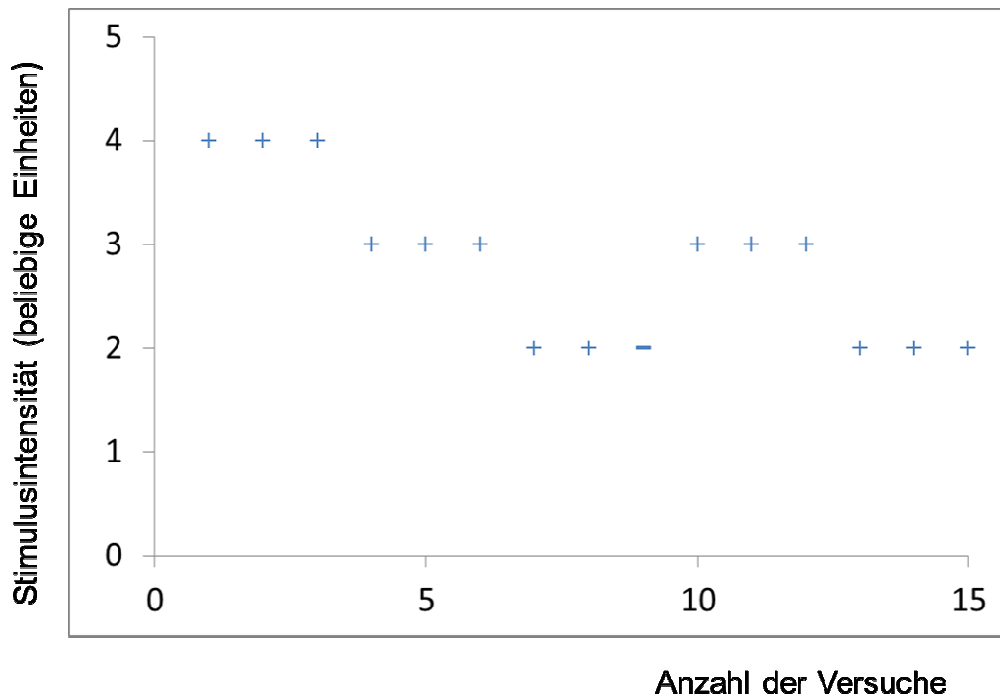


Abbildung 5: Adaptiertes 2IFC-Verfahren. Die Stimulusintensität wird nach 3 richtigen Antworten um eine Stufe erniedrigt, bei einer Falschantwort erfolgt eine Erhöhung der Intensität um 1 Stufe.

Durchführung der Schwellenbestimmung

Es wurden Teststimuli vorgespielt, die sich jeweils in einem von zwei Intervallen mit einer Intervalldauer von einer Sekunde befanden. Aufgabe des Probanden war es, nach dem 2IFC-Prinzip das Intervall zu benennen, in welchem der Testton zu hören war. Die Intervalle wurden durch Begrenzungstöne von 125 Hz definiert. Um die Aufmerksamkeit des Probanden vor dem Test sicherzustellen, kündigte ein Alarmsignal von 250 Hz den Beginn jeder Einzelmessung an. Diese Vorgehensweise ist in Abb. 6 dargestellt. Abgebildet

sind die beiden akustisch markierten Intervalle mit einem Testton im ersten Intervall.

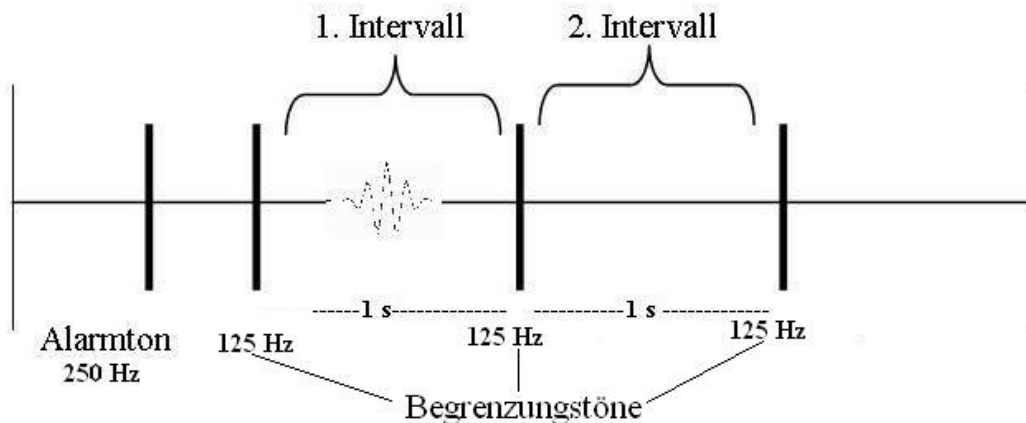


Abbildung 6: Skizze der Tonapplikation

Vor jeder neuen Messreihe wurde dem Probanden ein Teststimulus vorgespielt, um sicherzugehen, dass er sowohl den Stimulus gehört, also auch das Messprinzip verstanden hatte. Die Messungen endeten bei einer Anzahl von acht Wendepunkten.

Bonferroni-Korrektur

Bei multiplen Tests, bei denen verschiedenen Parameter unabhängig voneinander verglichen werden, kann es zu einer Kumulation des Alpha Fehlers und somit zu falsch positiven Aussagen kommen. Um diesen Fehler zu minimieren, kann eine Korrektur des Signifikanzniveaus nach Bonferroni durchgeführt werden (vgl. Victor et al. 2010).

Dabei wird das festgelegte Signifikanzniveau (in den meisten Fällen, so auch in dieser Arbeit, wird ein Wert 0,05 gewählt) durch die Anzahl der durchgeführten Tests geteilt. Besteht eine Mehrfachtestung also aus n Parametern und ist das Signifikanzniveau (α) auf 5% festgelegt, so kann α wie folgt korrigiert werden:

$$\alpha = 0,05/n$$

Bei 15 Parametern errechnet sich so ein korrigiertes Signifikanzniveau von $0,05/15 = 0,0034$. Statistisch signifikant wäre also in diesem Fall ein p-Wert $<0,0034$.

3.5 Versuche

Versuch 1: Einfluss des Interpuls-Intervalls

Im ersten Versuch wurde untersucht, ob die Größe des Interpuls-Intervalls Einfluss auf die Hörschwelle hat. An drei freiwilligen Testpersonen wurden die individuellen Hörschwellen für einen 4000-Hz-Pulston mit einer Serienlänge von 2, einer Halbwertsbreite von 0,5 ms und variierenden Interpuls-Intervallen von 4, 8, 16, 32, 64 und 128 ms nach dem oben beschriebenen 2IFC-Verfahren bestimmt. Mit Hilfe eines Korrekturfaktors von +78,5 wurden die Messdaten in die reellen Hörschwellen (in dB SPL) umgerechnet. Die Versuchsdauer betrug in etwa 45 Minuten. Es wurden jeweils beide Ohren der Testpersonen nacheinander gemessen, wobei die Messungen pro Ohr nicht unterbrochen wurden. Nach dem oben beschriebenen „2IFC“-Prinzip mussten sich die Probanden in jedem Fall entscheiden, in welchem der zwei hintereinander gespielten Intervalle der Teststimulus zu hören war. Konnten sie keinen Stimulus wahrnehmen, mussten sie sich willkürlich für ein Intervall entscheiden. Um einen Gedächtniseffekt auszuschließen, wurden die ‚Testsequenzen‘ in zufälliger Reihenfolge appliziert. Die Messungen endeten bei einer Anzahl von acht Wendepunkten. Die Tonapplikation erfolgte über Ohrstöpsel.

Versuch 2: Einfluss der Serienlänge

In Versuch 2 wurde untersucht, welchen Einfluss die Serienlänge der Teststimuli auf die Hörschwelle jedes einzelnen Probanden hatte. Den fünf Probanden wurden nach dem Zufallsprinzip Teststimuli unterschiedlicher Serienlänge mit einem Interpuls-Intervall von 8 ms vorgespielt. Wie bei Versuch 1 hörte der Proband jeweils monaural zunächst einen Alarmton, der den Beginn

der Messungen anzeigte, und musste sich dann nach bekanntem 2IFC-Prinzip entscheiden, in welchem der zwei Intervalle der Teststimulus zu hören war. Konnte er keinen Stimulus wahrnehmen, musste er sich dennoch, wie bereits im ersten Versuch, für ein Intervall entscheiden. Es wurden quasi simultan sechs Serienlängen von 1, 2, 4, 8, 16, 32 getestet, wobei bei jeder Stimuluspräsentation die Wahl der Serienlänge dem Zufall überlassen war. Beide Ohren des Probanden wurden geprüft, wobei die Messung pro Ohr nicht unterbrochen wurde. Um den Probanden die Messungen so angenehm wie möglich zu machen, wurden zur Tonapplikation Ohrstöpsel in zwei verfügbaren Größen verwendet, deren Sitz stets vor der Messung vom Versuchsleiter überprüft wurde. Das Experiment endete bei einer Anzahl von acht Wendepunkten. Dieses Vorgehen erforderte typischerweise etwa 45 Minuten pro Ohr. Mit Hilfe eines Korrekturfaktors von +78,5 wurden die Messdaten in die reellen Hörschwellen (in dB SPL) umgerechnet.

Versuch 3: Diskriminierbarkeit von Interpuls-Intervallen

Im dritten Versuch wurde die Diskriminierbarkeit zweier Pulstonserien, die sich in Intensität und Serienlänge glichen und lediglich im Interpuls-Intervall unterschieden, ermittelt. Das Ziel bestand darin, dasjenige Interpuls-Intervall zu detektieren, bei welchem die Probanden gerade noch einen Tonhöhen-Unterschied zu einem Referenz-Interpuls-Intervall feststellen konnten.

Durch Variation des Interpuls-Intervalls wurde die Periodendauer und somit die wahrgenommene Tonhöhe variiert (vergleiche dazu Kapitel 2.5 Tonhöhenwahrnehmung). Es wurden virtuelle Tonhöhen im Bereich von 125-250 Hz erzeugt und ihre Diskriminierbarkeitsschwelle für 5, 20, und 60 dB SL sowie für die Serienlängen von 4, 8 und 16 ermittelt. Die Messungen wurden monoaural an neun Probanden in der Camera Silens durchgeführt. Die Bestimmung der Diskriminationsschwelle erfolgte über einen Binomialtest, das Signifikanzniveau wurde mit $p < 0,05$ gewählt.

Die Aufgabe der Probanden war es, zwei Pulstonserien zu vergleichen und sich zu entscheiden, ob Serie 1 oder Serie 2 eine höhere virtuelle Tonhöhe aufwies (vgl. Versuchsaufbau Wier et al. 1977). Wie bei den vorausgegangenen Versuchen wurden den Probanden Stimuli vorgespielt, die sich jeweils in einem von zwei Intervallen befanden. Die Intervalldauer betrug eine Sekunde. Ein Intervall enthielt immer die Vergleichsserie mit einem festgelegten Interpuls-Intervall von 4 ms, einer Frequenz von 250 Hz entsprechend, das andere Intervall enthielt den Teststimulus mit einem Interpuls-Intervall von 8 bis 4,01 ms, 125-249,3 Hz entsprechend.

Die Reihenfolge von Testserie und Vergleichsserie war erneut zufällig. Im Verlauf wurde das Interpuls-Intervall der Testserie von zunächst 8 ms (125 Hz entsprechend) nach dem oben beschriebenen modifizierten Verfahren nach Levitt stetig reduziert, solange bis die Testperson keinen Tonhöhenunterschied mehr sicher wahrnehmen konnte.

Jede Messeinheit wurde durch ein vorausgehendes Alarmsignal von 80 Hz angekündigt. Dieses Mal wurden die Intervalle zur Vermeidung einer Überlagerung der Signalwahrnehmung nicht durch akustische Begrenzungstöne markiert. Zunächst wurde vor jeder Messung eine genaue Hörschwelle des Probanden für die jeweilige Serienlänge ermittelt, um einen genauen Empfindungspegel einstellen zu können. Die Stimulusapplikation erfolgte monaural, bei jedem Probanden wurde nur ein Ohr gemessen, welches zuvor willkürlich bestimmt worden war. Den Probanden wurde gestaffelt 10 bis 40mal dieselbe Kombination von Testserie und Vergleichsserie vorgespielt. Bei zehn richtigen Antworten und null Fehlern erfolgte direkt eine Halbierung des Interpuls-Intervall-Unterschiedes (X) zwischen Vergleichsserie und Testserie. Wenn X_{sicher} die kleinste Intervalldifferenz mit sicherer Unterschiedwahrnehmung und X_{unsicher} die größte Intervalldifferenz mit unsicherer Wahrnehmung war, so wurde die nächste Messung mit dem Intervallunterschied $(X_{\text{sicher}} + X_{\text{unsicher}}) / 2$ durchgeführt. Dies wurde so lange wiederholt, bis ein Endergebnis mit einer Genauigkeit von 0,01 ms vorlag. Bei ein bis drei Fehlern wurde die Anzahl der Durchläufe auf 20 und bei mehr als drei Fehlern auf 40 erhöht. Eine angefangene Messreihe wurde nicht

unterbrochen. Die Testperson musste sich nach dem 2IFC-Prinzip in jedem Fall für ein Intervall entscheiden, auch wenn subjektiv kein Unterschied wahrnehmbar war.

Die Versuche wurden für drei verschiedene Intensitäten (5 SL, 20 SL, 60 SL) sowie für die Serienlängen 4, 8, 16 durchgeführt. Insgesamt ergaben sich so neun Einzelmessreihen. Die durchschnittliche Dauer einer Einzelmessung betrug 35 bis 60 Minuten, sodass sich eine Gesamtmesszeit von bis zu neun Stunden ergab. Um die volle Konzentration und Motivation der Probanden zu gewährleisten, wurden die Versuche auf mehrere Tage aufgeteilt, zwischen den Einzelmessreihen wurden Pausen angeboten. Die komplette Versuchsdurchführung erfolgte in der Camera Silens. Während der Messung trug die Testperson einen TDH39-Kopfhörer. Mit Hilfe eines Korrekturfaktors von -82,9 für das rechte und -82,6 für das linke Ohr wurden die Messdaten in die reellen Hörschwellen (in dB SPL) umgerechnet.

4 Ergebnisse

4.1 Einfluss des Interpuls-Intervalls auf die Hörschwelle

Tabelle 1 zeigt die Hörschwellen der einzelnen Probanden in Abhängigkeit vom Interpuls-Intervall, das zwischen 4 ms und 128 ms variiert wurde. Die mittlere Hörschwelle sowie die Standardabweichung wurde sowohl horizontal (Betrachtung aller Interpuls-Intervalle bei gegebenem Probanden) als auch vertikal (Betrachtung des Probandenkollektives bei gegebenem Interpuls-Intervall) berechnet.

Aus der graphischen Darstellung dieser Daten (Abb. 7) ergibt sich kein Hinweis auf einen systematischen Zusammenhang zwischen Hörschwelle und Interpuls-Intervall: Es zeigen sich im Wesentlichen parallele Graphenverläufe ohne systematische Zu- oder Abnahme der Hörschwelle zwischen zwei Interpuls-Intervallen. Dieser Eindruck wird durch statistische Analysen bestätigt (Tab. 1). Maximal betrug die Streuung der individuellen Hörschwellen um ihren Mittelwert 1,37 dB (Proband P07). Gemittelt über alle Probanden lassen die Hörschwellen kaum eine Abhängigkeit vom Interpuls-Intervall erkennen; die Standardabweichung lag bei lediglich 0,47 dB. Die größte Differenz der durchschnittlichen Hörschwellen lag bei 1,17 dB (zwischen den Interpuls-Intervallen 8 und 32 ms).

Proband	Interpuls-Intervall						Mittelwert	STABW
	4ms	8ms	16ms	32ms	64ms	128ms		
P01 re	12	13	12	13	12	14	12,67	0,82
P01 li	13,5	11	13	12	12	13,5	12,50	1,00
P07 re	18	19	17	21	19	18	18,67	1,37
P07 li	19,5	19	21	21	21	19	20,08	1,02
P10 re	19	19,5	20	20	19	21	19,75	0,76
P10 li	18,5	18	19	19,5	18	20	18,83	0,82
Mittelwert	16,75	16,58	17,00	17,75	16,83	17,58	17,08	0,47
STABW	3,17	3,64	3,74	4,12	3,87	3,14		

Tabelle 1: Versuch 1: Entwicklung der Hörschwelle (in dB SPL) bei Änderung des Interpuls-Intervalls.

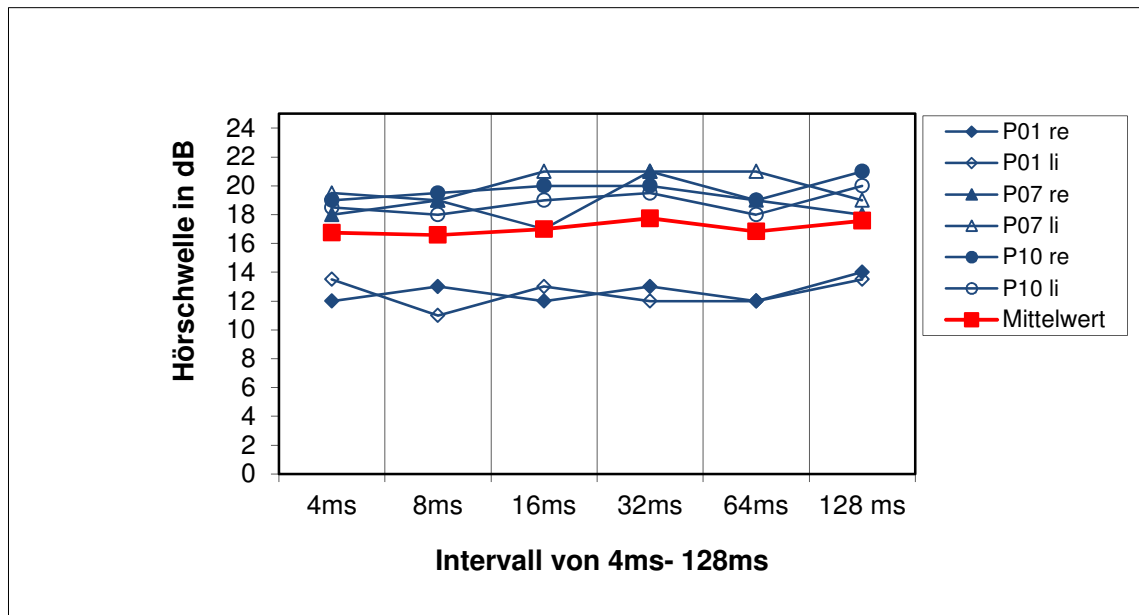


Abbildung 7: Hörschwellen der einzelnen Probanden bei variierenden Interpuls-Intervallen von 4 – 128 ms

Intervallvergleich	durchschnittliche Differenz	DF	t-Wert	P-Wert
Int4, Int8	0,167	5	0,307	0,7711
Int4, Int16	-0,250	5	-0,655	0,5416
Int4, Int32	-1,000	5	-1,690	0,1518
Int4, Int64	-0,083	5	-0,191	0,8560
Int4, Int128	-0,833	5	-1,814	0,1295
Int8, Int16	-0,417	5	-0,628	0,5576
Int8, Int32	-1,167	5	-3,500	0,0173
Int8, Int64	-0,250	5	-0,565	0,5965
Int8, Int128	-1,000	5	-1,879	0,1191
Int16, Int32	-0,750	5	-1,065	0,3355
Int16, Int64	0,167	5	0,349	0,7412
Int16, Int128	-0,583	5	-1,053	0,3406
Int32, Int64	0,917	5	2,803	0,0379
Int32, Int128	0,167	5	0,219	0,8351
Int64, Int128	-0,750	5	-1,031	0,3498

Tabelle 2: Deskriptive Statistik, Versuch 1: Einfluss des Interpuls-Intervalls auf die Hörschwelle. Unterschiede mit $p < 0,05$ sind durch Dickdruck hervorgehoben. Anzahl der Paarvergleiche $n = 15$. Für die durchschnittliche Differenz wurde stets die zweite Bedingung von der ersten subtrahiert.

Mittels t-Tests wurde ein Paarvergleich zwischen den verschiedenen Interpuls-Intervallen durchgeführt (Tabelle 2). Lediglich für zwei Paare (8 ms und 32 ms bzw. 32 ms und 64 ms) zeigen sich signifikanten Unterschiede zwischen den Schwellen ($p < 0,05$). Zu berücksichtigen ist dabei allerdings, dass bei multipler Testung mit solchen Ergebnisse zu rechnen ist. Eine Anpassung des

Signifikanzniveaus nach: *Bonferroni* (siehe auch Kapitel 3.4 Bonferroni Korrektur) ergibt für den vorliegenden Fall (mit $n = 15$):

$$\alpha = 0,05/n = 0,05/15 = 0,0034$$

Bei Anbringung dieser Korrektur ist für keinen einzigen der in Tab. 2 betrachteten Paarvergleiche ein signifikanter Unterschied anzunehmen.

4.2 Einfluss der Serienlänge auf die Hörschwelle

Tabelle 3 zeigt die Hörschwellen, die in Versuch 2 für Pulstonserien unterschiedlicher Serienlänge ermittelt wurden.

Proband	Serienlänge L					
	1	2	4	8	16	32
P10 re	21	19,5	17	15,5	16,5	14,5
P10 li	24	19	16	14,5	11	11,5
P01 re	15,5	11,5	10	8,5	6,5	6,5
P01 li	13	13,5	10	8,5	8	7,5
P07 re	23	20,5	18	16,5	17	15,5
P07 li	23	21	18,5	15,5	16	13,5
P12 re	23	21,5	16	15,5	13	12,5
P12 li	20	18,5	18	16,5	15	10
P06 re	19	17	16	11,5	11	9,5
P06 li	18	14	13	10,5	10	9,5
Mittelwert	19,95	17,60	15,25	13,30	12,40	11,05
Standardabweichung	3,62	3,48	3,17	3,22	3,68	2,97

Zuwachs in dB bei Verdopplung der Serienlänge	—	2,35	2,35	1,95	0,9	1,35
--	---	------	------	------	-----	------

Tabelle 3: Versuch 2 : Entwicklung der Hörschwelle (in dB SPL) bei steigender Serienlänge von 1-32

Die Werte zeigen ein Abnehmen der Hörschwelle bei Zunahme der Serienlänge. Mit gewissen Unregelmäßigkeiten, die auf die begrenzte Messgenauigkeit zurückgeführt werden können, zeigt sich diese Abnahme für jeden einzelnen Probanden. Besonders deutlich ist der Effekt nach Mittelung über alle Probanden. Mit zunehmender Serienlänge verlangsamt sich die Abnahme der Hörschwelle. Zwischen den Serienlängen 1, 2, 4 und 8 führt eine Verdoppelung der Serienlänge zu einer Abnahme der mittleren Hörschwelle um durchschnittlich 2,22 dB; die nächsten beiden Verdoppelungsschritte (Serienlängen von 16 und 32) führen dagegen nur noch zu einer Abnahme um durchschnittlich 1,13 dB. Klammert man die beiden letztgenannten Serienlängen aus, so lässt sich der Einfluss der Serienlänge auf die Hörschwelle durch eine lineare Funktion beschreiben, wie in Abbildung 8 für die mittleren Hörschwellen des Probandenkollektivs gezeigt wird.

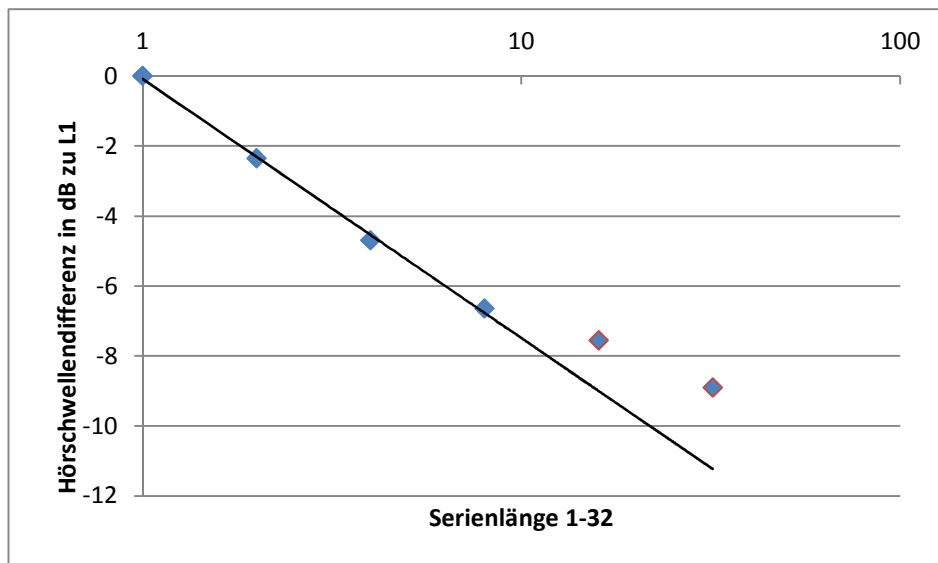


Abbildung 8: Verlauf der Hörschwelle des Probandenkollektivs (in Dezibel) bei steigender Serienlänge als Differenz zu L1.

Bei der Anpassung der gezeigten Geraden wurden die beiden größten Serienlängen ausgeklammert. Die Abbildung verdeutlicht, dass die Hörschwellenabnahme bei großen Serienlängen (16 und 32) abflacht. Die durchschnittliche Hörschwellendifferenz zwischen Serienlänge 8 und Serienlänge 16 beträgt 0,9 dB, und zwischen Serienlänge 16 und Serienlänge 32 beträgt sie 1,35 dB.

Stellt man für jeden einzelnen Probanden die Hörschwellendifferenz zwischen den Serienlängen $L=2$ bis $L=32$ und der Serienlänge $L=1$ als Funktion der Serienlänge dar (das heißt, dass die Hörschwelle des Stimulus mit der Serienlänge 1 als Nullpunkt dient), so ergeben sich die in Abbildung 9 gezeigten Kurven. Die Grafik zeigt zwar für alle Probanden den Trend einer besseren Wahrnehmung mit steigender Serienlänge, sie verdeutlicht aber zugleich auch die erhebliche Schwankungsbreite zwischen den einzelnen Probanden.

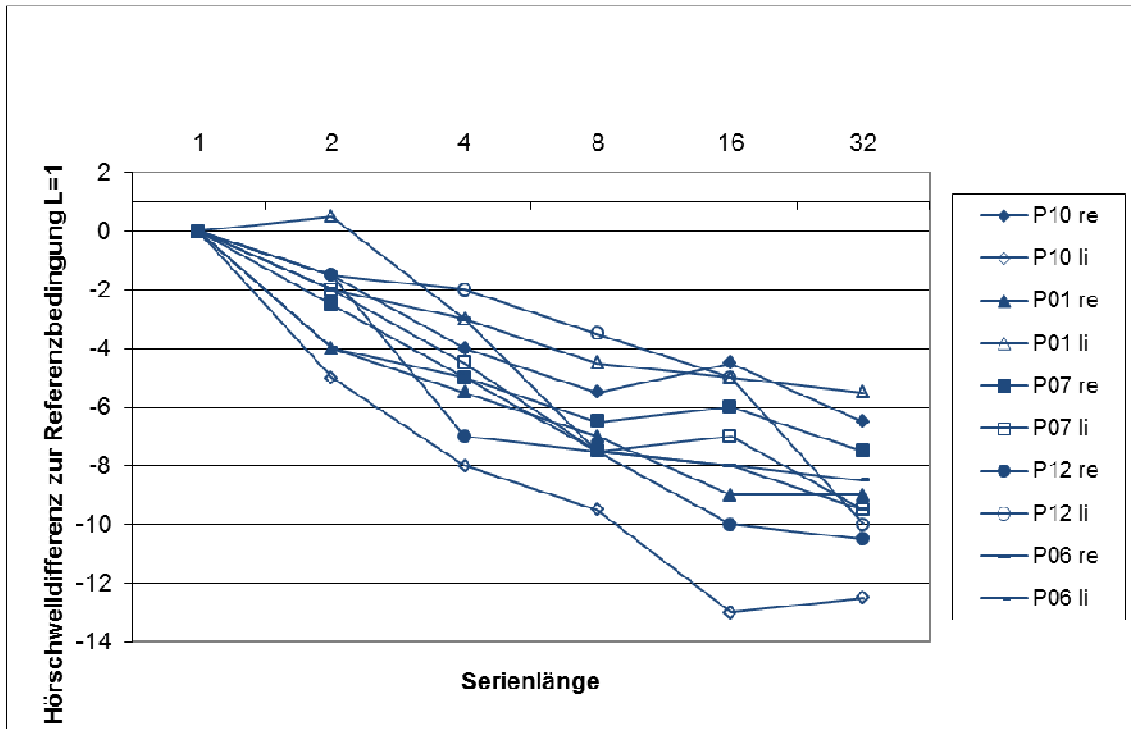


Abbildung 9: Einfluss der Serienlänge auf die Hörschwellen der einzelnen Probanden. Die Abbildung verdeutlicht die erhebliche interindividuelle Variabilität.

Im gepaarten t-Test (vgl. Tabelle 4) ergeben sich fast ausnahmslos p-Werte kleiner als 0,05, und in den meisten Fällen werden sogar deutlich kleinere p-Werte erreicht, so dass die gefundenen Unterschiede auch nach Anbringung der oben erläuterten Bonferroni-Korrektur signifikant sind. Lediglich im Vergleich der Serienlängen 8 und 16 und 16 und 32 liegt der p-Wert über dem Bonferroni-korrigierten Signifikanzniveau von 0,0034.

Verglichene Serienlängen	durchschnittliche Differenz	DF	t-Wert	p-Wert
L=1, L=2	2,35	9	4,646	0,0012
L=1, L=4	4,7	9	8,06	<0,0001
L=1, L=8	6,65	9	12,136	<0,0001
L=1, L=16	7,55	9	9,008	<0,0001

L=1, L=32	8,9	9	13,899	<0,0001
L=2, L=4	2,35	9	5,045	0,0007
L=2, L=8	4,3	9	10,864	<0,0001
L=2, L=16	5,2	9	8,776	<0,0001
L=2, L=32	6,55	9	12,625	<0,0001
L=4, L=8	1,95	9	5,522	0,0004
L=4, L=16	2,85	9	6,119	0,0002
L=4, L=32	4,2	9	7,203	<,0001
L=8, L=16	0,9	9	1,964	0,0811
L=8, L=32	2,25	9	4,217	0,0023
L=16, L=32	1,35	9	2,699	0,0245

Tabelle 4: Deskriptive Statistik, Versuch 2: Vergleich der Hörschwellen (in dB SPL) für die Serienlängen L1-L32. Unterschiede mit $p > 0,0034$ sind durch Dickdruck hervorgehoben. Anzahl der Paarvergleiche $n = 15$. Für die durchschnittliche Differenz wurde stets die zweite Bedingung von der ersten subtrahiert.

4.3 Diskriminierbarkeit virtueller Tonhöhen

Im dritten Versuch wurde die Diskriminierbarkeit von Pulstonserien auf Grund kleiner Unterschiede im Interpuls-Intervall untersucht. Es besteht eine reziproke Beziehung zwischen dem Interpuls-Intervall und der vom Probanden wahrgenommenen virtuellen Tonhöhe:

$$\text{Tonhöhe} = 1 / \text{Interpuls-Intervall}$$

Da ein Proband eine Variation des Interpuls-Intervalls eher als Veränderung der virtuellen Tonhöhe wahrnimmt, wurde – aus Sicht des Probanden – in diesem Versuch die Diskriminierbarkeit kleiner Unterschiede in der virtuellen Tonhöhe untersucht. Konkret gesagt wurde der kleinstmögliche wahrnehmbare Unterschied (englisch: Difference Limen (DL)) bezüglich des Interpuls-Intervalls

– und damit zugleich bezüglich der virtuellen Tonhöhe – ermittelt, wobei drei verschiedene Stimulusintensitäten (5, 20 und 60 dB SL) betrachtet wurden.

Die Graphiken 10 bis 12 stellen, getrennt für die drei untersuchten Stimuluspegel, die kleinst-wahrnehmbaren Interpuls-Intervall-Unterschiede als virtuelle Tonhöhenunterschiede (Pitch Difference Limen (PDL)), umgerechnet in Hertz, in Abhängigkeit von der Serienlänge dar.

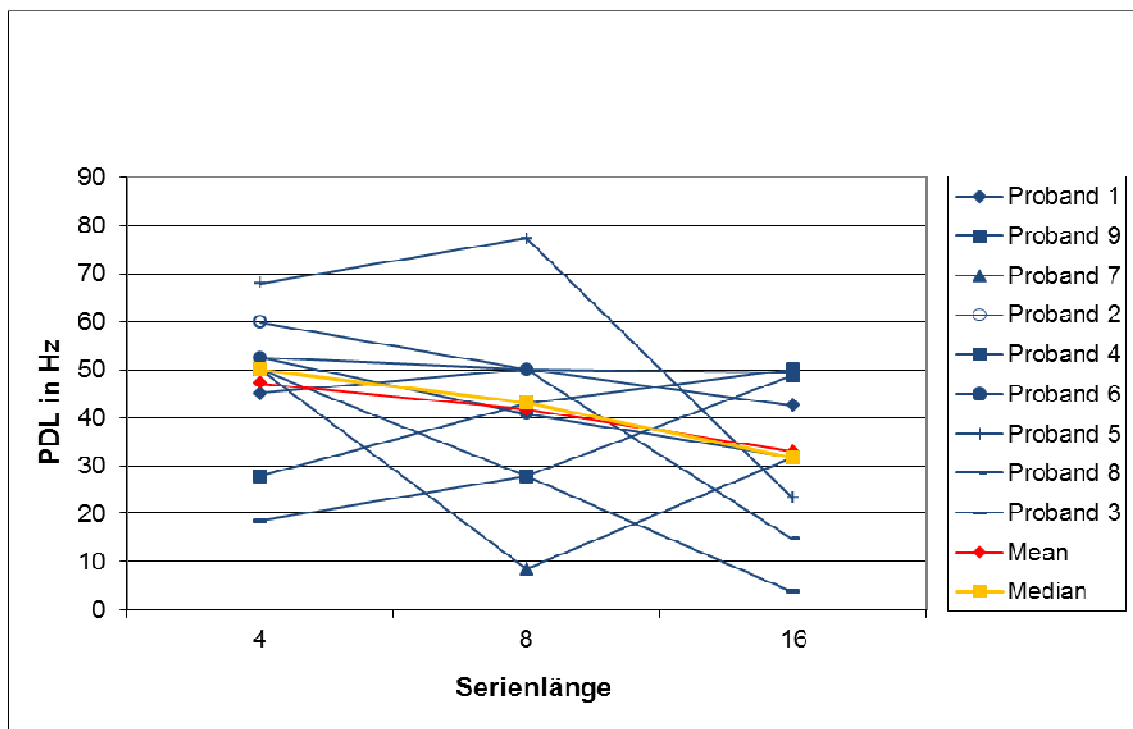


Abbildung 10: Virtuelle Tonhöhen-Diskriminierbarkeit in Abhängigkeit zur Serienlänge bei 5 dB SL

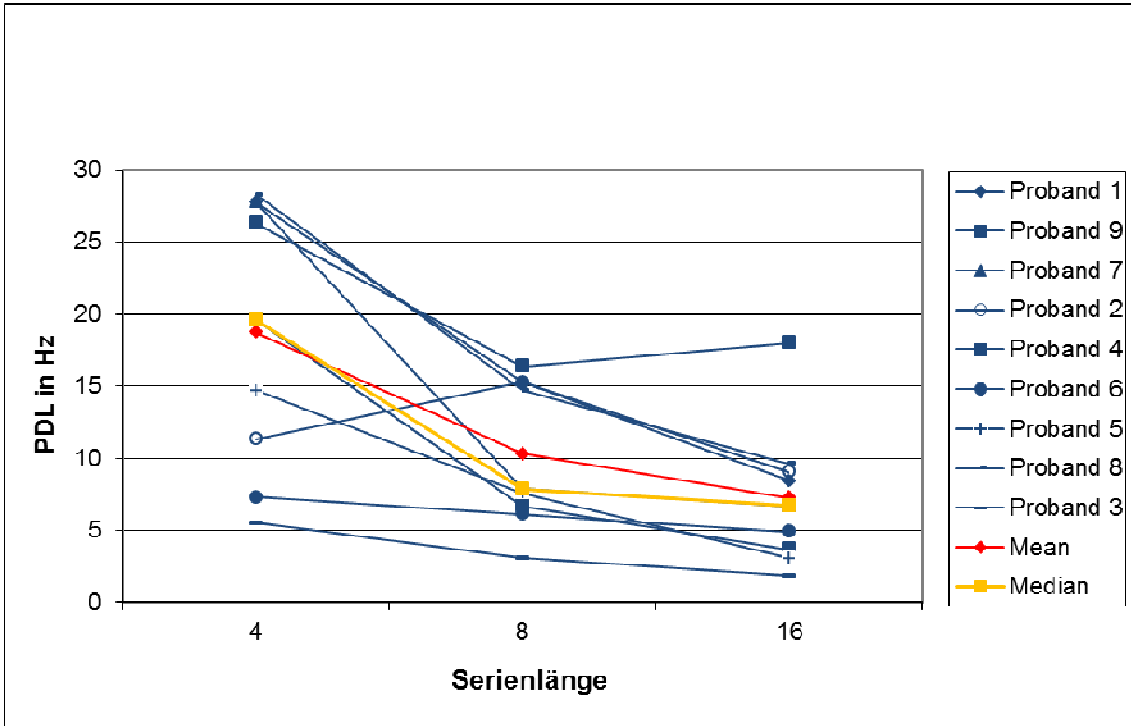


Abbildung 2: Virtuelle Tonhöhen-Diskriminierbarkeit in Abhängigkeit zur Serienlänge bei 20 dB SL

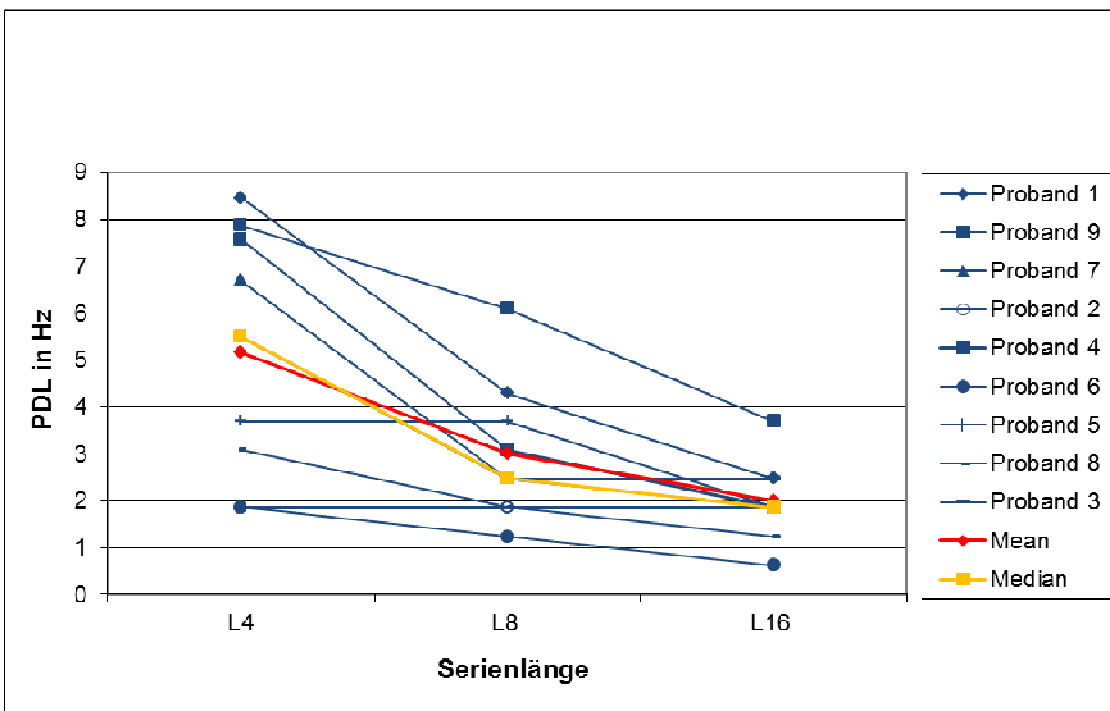


Abbildung 32: Virtuelle Tonhöhen-Diskriminierbarkeit in Abhängigkeit zur Serienlänge bei 60 dB SL

Alle Grafiken geben sowohl die Ergebnisse jedes einzelnen Probanden und zusätzlich den Mittel- sowie den Medianwert des Probandenkollektives wieder. Es zeigt sich eine deutliche Variabilität der Ergebnisse zwischen den einzelnen Probanden, aber auch bei den Messergebnissen eines einzelnen Probanden für die unterschiedlichen Empfindungspegel. Sowohl Mittelwert als auch Median zeigen für alle drei gemessenen Empfindungspegel insgesamt eine verbesserte Wahrnehmungsschwelle für Interpuls-Intervall-Unterschiede mit zunehmender Serienlänge. Besonders kleine Unterscheidungsschwellen konnten bei mittleren Reizpegeln von 20 und 60 dB erreicht werden. In den folgenden Ergebnissen sind nun die Medianwerte dargestellt.

Bei einer Testserie mit einer Intensität von 5 Dezibel SL zeigt sich zwar zunächst ein nur vergleichsweise geringer Effekt der Serienlänge auf die Wahrnehmbarkeit. Die Probanden konnten im Median bei 5dB SL und einer Serienlänge von 4 lediglich zwischen Periodizitäten von 4 ms und 5 ms unterscheiden, was den Frequenzen 250 Hz und 200 Hz entspricht (vgl. Tabelle 5). Die Wahrnehmbarkeit verbesserte sich deutlich bei Verdopplung der Serienlänge, das Difference limen sank bei Verdopplung von L4 auf L8 um 7,04 Hz und bei erneuter Verdopplung von L8 auf L16 um 11,3 Hz. Bei einer Serienlänge von 16 konnten die Probanden einen mittleren Interpuls-Intervallunterschied von 31,66 Hz wahrnehmen, dies entspricht zwar einer verbesserten Wahrnehmung von 58% verglichen mit der Serienlänge von 4, weiterhin wird aber im Median ein Interpuls-Intervall-Unterschied von $<0,58$ ms nicht erkannt. Dies zeigt auch die statistische Auswertung in Tabelle 7 mit teils nicht signifikanten p-Werten $> 0,05$.

	60dB(SL)	20dB(SL)	5dB(SL)
L16	1,86 ± 0,86	6,69 ± 4,88	31,66± 16,52
L8	2,48± 1,50	7,87± 5,02	42,96± 19,26
L4	5,50± 2,61	19,59± 9,28	50,00± 15,25

Tabelle 5: Mediane gerade noch wahrnehmbare Tonhöhenunterschiede in Hertz für die Serienlängen 4, 8 und 16 und die Empfindungspegel 60, 20 und 5 dB SL.

Bei 20 dB SL und einer Serienlänge von $L = 4$, kann eine dem Median entsprechende Versuchsperson zwischen Periodizitäten von 4 ms und 4,34 ms unterscheiden. Im Median verbessert sich das DL um 11,72 Hz auf 7,87 Hz bei Verdopplung der Serienlänge von L4 auf L8 und um 1,18 Hz auf 6,69 Hz bei erneuter Verdopplung auf L16.

Bei 60 dB SL liegt die mediane Unterschiedsschwelle für L4 bei 5,5 Hz und verbessert sich für L8 auf 2,48 Hz und für L16 auf 1,86 Hz. Schaut man sich die Ergebnisse genau an, wird deutlich, dass bei 20 und 60 dB SL der größte Unterschied im DL zwischen den Serienlängen 4 und 8 festzustellen ist. Graphik 13 fasst die mediane Wahrnehmungsschwelle virtueller Tonhöhenunterschiede des Probandenkollektives für 5, 20 und 60 dB SL mit steigender Serienlänge zusammen.

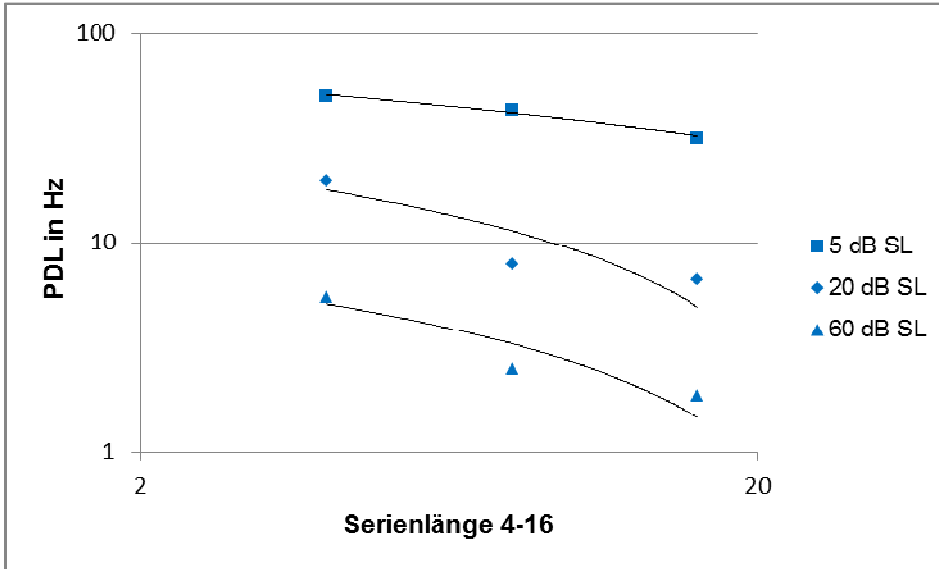


Abbildung 43: Mediane Wahrnehmungsschwelle virtueller Tonhöhenunterschiede des Probandenkollektives für 5, 20 und 60 dB SL mit steigender Serienlänge. Logarithmierte Skala.

Seriallänge	Verglichene Schallpegel (in dB SL)	Mittlere Differenz (in ms)	DF	t-Wert	p-Wert
L16	60/5	-0,596	8	-5,294	0,0007
	20/5	-0,507	8	-4,949	0,0011
	60/20	-0,089	8	-3,439	0,0088
L8	60/5	-0,789	8	-5,175	0,0008
	20/5	-0,664	8	-4,478	0,0021
	60/20	-0,125	8	-4,669	0,0016
L4	60/5	-0,867	8	-6,817	0,0001
	20/5	-0,622	8	-4,689	0,0016
	60/20	-0,245	8	-4,837	0,0013

Tabelle 6: Deskriptive Statistik, Versuch 3: Vergleich der gerade noch wahrnehmbaren Interpuls-Intervall-Unterschiede bei konstanter Serienlänge, aber unterschiedlichen Schallpegeln.

Schall-pegel(in dB SL)	Verglichene Serienlängen	Mittlere Differenz (in ms)	DF	t-Wert	p-Wert
60	L=8, L=4	-0,036	8	-3,517	0,0079
	L=16, L=8	-0,017	8	-3,536	0,0077
	L=16, L=4	-0,053	8	-4,488	0,002
20	L=8, L=4	-0,156	8	-3,372	0,0098
	L=16, L=4	-0,209	8	-4,4	0,0023
	L=16, L=8	-0,053	8	-3,186	0,0129
5	L=16, L=8	-0,21	8	-1,069	0,3164
	L=8, L=4	-0,114	8	-0,863	0,4134
	L=16, L=4	-0,324	8	-2,122	0,0666

Tabelle 7: Deskriptive Statistik, Versuch 3: Vergleich der gerade noch wahrnehmbaren Interpuls-Intervall-Unterschiede bei konstantem Schallpegel, aber unterschiedlichen Serienlängen. Unterschiede mit $p > 0,05$ sind durch Dickdruck hervorgehoben. Für die durchschnittliche Differenz wurde stets die zweite Bedingung von der ersten subtrahiert.

Die statistische Auswertung zeigt p-Werte von $<0,05$ für die Ergebnisse im Bereich der Empfindungspegel 60 Dezibel und 20 Dezibel. Im Schwellenbereich, bei Empfindungspegeln von 5 Dezibel, liegen die ermittelten p-Werte über 0,05, ebenso im Ergebnisvergleich der Serienlängen 16 und 8 bei 20 Dezibel SL.

In Tabelle 5 wird deutlich, dass das DL bei mittleren Reizpegeln (20 und 60 dB SL) bei Zunahme der Serienlänge von 4 auf 8 stärker ansteigt, als bei der Zunahme von L8 auf 16. Dies ist auch in Abbildung 14 dargestellt. Es wurde das DL der Serienlänge L4 als Nullpunkt definiert und die Differenz des DL der Serienlängen L8 und L16 zu L4 für die drei verwendeten Empfindungspegel (SL 5, 20 und 60 dB) aufgetragen.

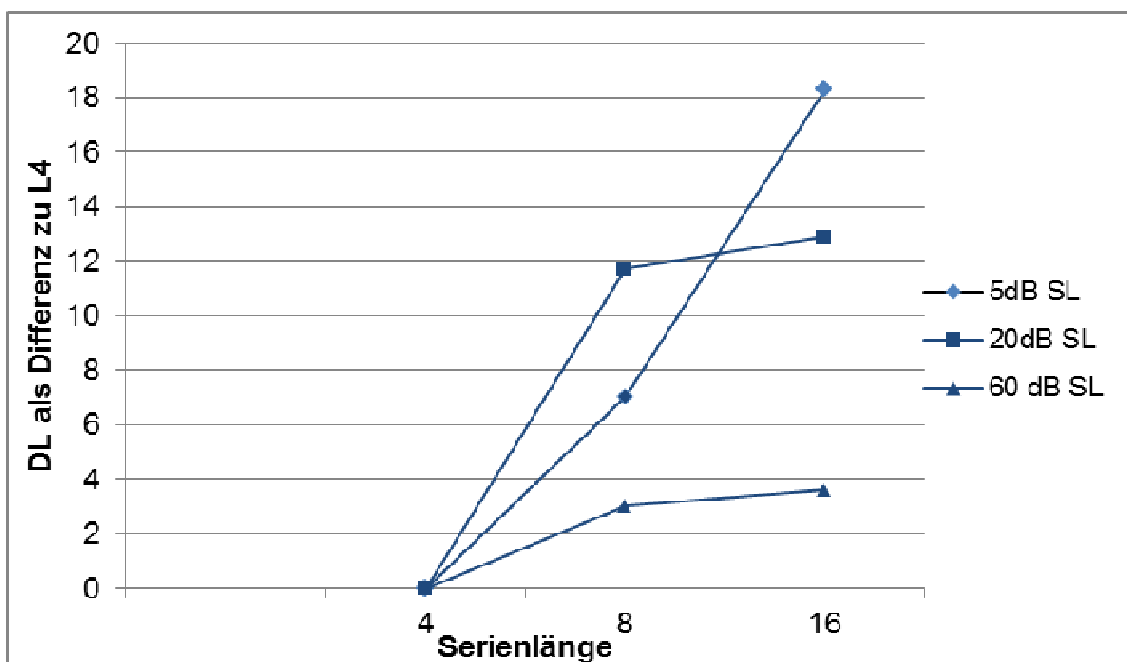


Abbildung 14: Durchschnittliche Verbesserung des DL als Differenz zu L4 für die Bedingungen 5, 20 und 60 dB SL.

5 Diskussion

5.1 Analyse

Einfluss des Interpuls-Intervalls von Pulstonpaaren auf die Hörschwelle

Die Hörschwellenmessungen für Pulstonpaare mit differierenden Interpuls-Intervallen ergaben keine signifikanten Unterschiede. Die Ergebnisse zeigen minimal differierende Hörschwellergebnisse bei stark unterschiedlichen Interpuls-Intervallen von 4 bis 128 ms. Die statistische Auswertung zeigt fast vollständig p-Werte von >0.05 . Die Unterschiede in den ermittelten Hörschwellen sind also zufälliger Natur und negieren einen hypothetischen Zusammenhang zwischen Hörschwelle und Interpuls-Intervall.

Da der 1. Versuch aus einer Mehrfachtestung mit 15 Einzelparametern bestand, führten wir eine Bonferroni-Korrektur durch:

$\alpha = 0,05/15 = 0,0034$. Das Signifikanzniveau dieser Mehrfachtestung liegt somit bei 0,0034. Alle p-Werte liegen über dem gesetzten Signifikanzniveau und die Nullhypothese trifft zu, es besteht kein Zusammenhang der Hörschwellergebnisse bei unterschiedlichem Inter-Stimulus-Intervall. Die Größe des Interpuls-Intervalles eines Pulstonpaares hat somit keinen Einfluss auf die Hörschwelle. Wenngleich die Probandenzahl bei diesem Experiment begrenzt war, befinden sich die Ergebnisse im Einklang mit der aktuellen Literatur (vgl. Hoglund und Feth 2009, Gerken et al. 1990).

Auch Heil und Neubauer verneinen eine Abhängigkeit: „Bemerkenswert ist, dass dabei der Schwellenpegel weitgehend unabhängig vom zeitlichen Abstand der einzelnen Punkte ist. (...) Pausen oder Lücken im Schallsignal tragen somit nicht zur physikalischen Dauer bei.“ (Heil und Neubauer 2004).

Interessanterweise fanden auch Krumbholz und Wiegrebe 1998 in ihren Versuchen mit kurzen Tönen (englisch: tone-bursts) konstante Hörschwellen bei einer Frequenz von 4 kHz und Interpuls-Intervallen größer als 4 ms, während sie bei Intervallen kleiner als 4 ms von einer Abhängigkeit der Hörschwellen zum Interpuls-Intervall ausgehen. Viemeister und Wakefield (1991) beschreiben in ihrem Versuch zur Detektierbarkeit von Einzelpulsen und Pulspaaren in Ruhe eine Konstanz der Schwellen ab einem Interpuls-Intervall von 5 ms – bei einer höheren Schwelle für Einzelpulse um durchschnittlich 1,6 dB. Sie erklären dies Ergebnis über eine multiple-look Hypothese. Andere Ergebnisse liefern Carlyon et al. (1990), welche – beim Vergleich der Hörschwellen für einen und für 10 Pulse – ein Sinken der Hörschwelle um 8 dB bei einem Interpuls-Intervall unter 20 ms und um durchschnittlich 5 dB ab einem Interpuls-Intervall über 20 ms angeben und in ihrer Arbeit einen Adaptationsmechanismus als Erklärung anführen. Das in unseren Versuchen verwendete Interpuls-Intervall lag in jedem Fall über der von Krumbholz und Wiegrebe beschriebenen Grenze von 4 ms und erstreckte sich bis zu einem Wert von 128 ms, ohne dass sich statistisch signifikante Unterschiede in den ermittelten Hörschwellen zeigten. Den darauf folgenden Versuch führten wir daher mit einem Interpuls-Intervall von 8 ms durch.

Einfluss von zeitlicher Integration auf die Detektierbarkeit von Pulstonserien

Versuch 1 hat gezeigt, dass die Größe des Interpuls-Intervalls keinen signifikanten Einfluss auf die Hörschwelle einer Pulstonserie hat. Im zweiten Versuch wurde nun der Einfluss von zeitlicher Integration auf die Detektierbarkeit von Pulstonserien untersucht.

Zahlreiche frühere Studien haben gezeigt, dass eine Zunahme der Serienlänge eines Stimulus durch zeitliche Integration zu einer Senkung der Hörschwelle führt. So beschreiben Heil und Neubauer 2004 eine Senkung der Hörschwelle von ca. 1,5 dB bei Verdopplung des Amplitudenintegrals. Andere Arbeiten

geben den Einfluss der zeitlichen Integration mit 8 bis 10 dB pro Dekade an. Um diese Angaben auf eine Verdopplung der effektiven Stimulusdauer (bzw. der Serienlänge) umzurechnen, müssen die dB-Werte durch $\log_2(10) \approx 3,32$ dividiert werden, wodurch man zu Werten von etwa 2,4 - 3,0 dB pro Verdopplung der Serienlänge kommt (vgl. Green et al. 1957; Plomp und Bouman 1959; Zwislocki 1960; Carylton et al. 1990; Gerken et al. 1990). Andere beschreiben eine verbesserte Wahrnehmung um den Faktor $\sqrt{2}$ bei Verdopplung der Signaldauer von Tonimpulsen (vgl. White und Plack 1998 und 2003). Allerdings wird das Phänomen der zeitlichen Integration in der Literatur unterschiedlich diskutiert, insbesondere die Frage, welche Stimulusgröße tatsächlich integriert wird. Während einige eine Integration der Schallintensität beziehungsweise Schallenergie vermuten (Plomp und Bouman 1959; Zwislocki 1960; Watson und Gengel 1969; Gerken et al. 1990; Hartmann 1998), beschreiben andere Autoren eine Integration des Schalldruckes als forminvariante Größe (Penner 1978; Heil und Neubauer 2003).

Ziel dieser Arbeit war es, den Einfluss der zeitlichen Integration auf die Diskriminierbarkeit und Detektion von Pulstonserien zu untersuchen. Die Serienlänge (L) der Pulstonserien wurde im 2. Versuch von 1-32 variiert. In der Ergebnisdarstellung wird deutlich, dass eine Erhöhung der Serienlänge zu signifikant niedrigeren Hörschwellen führt. So sinkt die Hörschwelle für L 1-8, wie in Abbildung 7 verdeutlicht, annähernd linear um ca. 2,22 dB pro Verdopplung der Serienlänge. Bei höheren Serienlängen (16 und 32) flacht dieser Trend ab. Unsere Daten passen so zum multiple look Modell von Viemeister, der bei Pulstonspaaren eine niedrigere Hörschwelle als bei Einzelpulsen feststellte. Allerdings ist für ihn das Interpuls-Intervall entscheidend: Ab einem Intervall von ca. 5 ms sei das Zeitfenster eines „looks“ überschritten. Bei langen Stimuli würden daher die Informationen mehrerer Zeitfenster kombiniert im Sinne eines „leaky integrators“ mit kurzer Zeitkonstante, so komme es nur zu einer teilweisen Integration (vgl. Viemeister und Wakefield 1991, Viemeister 1996). Auch wenn wir in unserem Versuch 1 keinen Einfluss des Interpuls-Intervalls auf die Hörschwelle feststellen konnten und mit unserem Interpulsintervall von 8ms ohnehin über den von Viemeister

beschriebenen 5 ms lagen, könnte es bei den Serienlängen 16 und 32 aufgrund der Länge des Stimulus tatsächlich zu einer schwächeren Integrationsleistung gekommen sein. Auf der anderen Seite wird in Abbildung 8 die Schwankungsbreite der Hörschwellenänderung der einzelnen Probanden sichtbar.

Ein weiterer zu berücksichtigender Faktor ist die verhältnismäßig geringe Probandenanzahl. Wie Abbildung 8 zeigt, fanden sich bei den einzelnen Probanden zum Teil auch pro Ohr sehr unterschiedliche Schwankungsbreiten. Hier ist zu berücksichtigen, dass vor Versuchsbeginn keine Trainingsphase stattgefunden hat und bis auf P11 und P10 keiner der Probanden Vorerfahrungen in audiometrischen Untersuchungen hatte. An anderen Arbeiten nahmen oftmals Probanden teil, die bereits Vorerfahrungen in audiometrischen Messungen hatten, und meistens fand eine Trainingsphase statt und die Teilnehmer erhielten während der Messungen ein Feedback.

Allerdings nahmen auch an Viemeisters Experiment I lediglich 3 Personen teil, diese wiesen jedoch umfangreiche Vorerfahrungen in psychoakustischen Experimenten auf, und es gab nach jeder Untersuchungseinheit ein visuelles Feedback. Dennoch zeigte sich auch bei den Hörschwellen dieser Probanden ein Schwankungsgrad von bis zu ca. 3 dB. Carlyon et al. und Florentine et al. (1990 und 1988) arbeiten mit einem 2IFC- System mit Feedback und erstellten zudem vorher ein frequenzübergreifendes Audiogramm.

Die durch Carylton et al. (1990) ermittelten Hörschwellen für Pulstonserien bei Hörgesunden, mit variierenden Interpuls-Intervallen von 5-160 ms, schwankten ebenfalls um bis zu 5,8 dB pro Proband (vgl. Tabelle I). Möglicherweise ist also die geringer ausgefallene Verbesserung der Hörschwellen für die Serienlängen 16 und 32 auch auf die Schwankungsbreite der Daten zurückzuführen. Zusammenfassend befinden sich unsere Ergebnisse im Einklang mit der Literatur.

Einfluss der zeitlichen Integration auf die Diskriminierbarkeit von Pulstonserien

Bereits während der ersten Versuche mit Pulstonserien stellte sich heraus, dass, obwohl stets ein Pulston von 4000 Hz verwendet wurde, je nach Interpuls-Intervall unterschiedliche Tonhöhereindrücke entstanden, insbesondere bei längeren Serien und bei deutlich überschwelligen Reizpegeln. Während in den ersten beiden Versuchen die Detektierbarkeit der Stimuli im Vordergrund stand, wurde im Versuch 3 die Diskriminierbarkeit abgefragt. Dabei wurden die Pulstonserien sowohl schwelennah (5 dB SL) als auch deutlich überschwellig (20 und 60 dB SL) appliziert.

Auch im 3. Versuch zeigte sich der Trend einer besseren Wahrnehmung bei Zunahme der Stimulusdauer. Durch Variation des Interpuls-Intervalls änderten wir die Periodendauer (T) bis zum nächsten Pulston und somit die Frequenz der Pulstonserie ($f = 1 / T$). So konnten unterschiedliche virtuelle Tonhöhen standardisiert generiert und verglichen werden. Als Vergleichsfrequenz diente stets eine Pulstonserie mit einem Interpuls-Intervall von 4 ms, dies entspricht einer virtuellen Frequenz von 250 Hz. Wie im Versuchsaufbau beschrieben, wurden zwei Pulstonserien miteinander verglichen. Es wurden jeweils die kleinsten wahrnehmbaren Tonhöhenunterschiede (Pitch Difference Limen = PDL) für eine Serienlänge von 4, 8 und 16 sowie drei Empfindungspegel 5, 20, 60 Dezibel ermittelt. Wir erzeugten mit kurzen Pulstönen eine Applikationsfrequenz als unaufgelöste Harmonische und einen virtuellen Tonhöhereindruck nach dem Prinzip der „missing fundamental“. Bei der Tonhöhendiskriminierung zeigte sich der Trend, dass je länger die Serienlänge (White und Plack 1998) und je größer die Stimulusintensität (Wier et al. 1977) waren, desto feiner war eine Tonhöhendiskriminierung möglich (vgl. Abbildung 15).

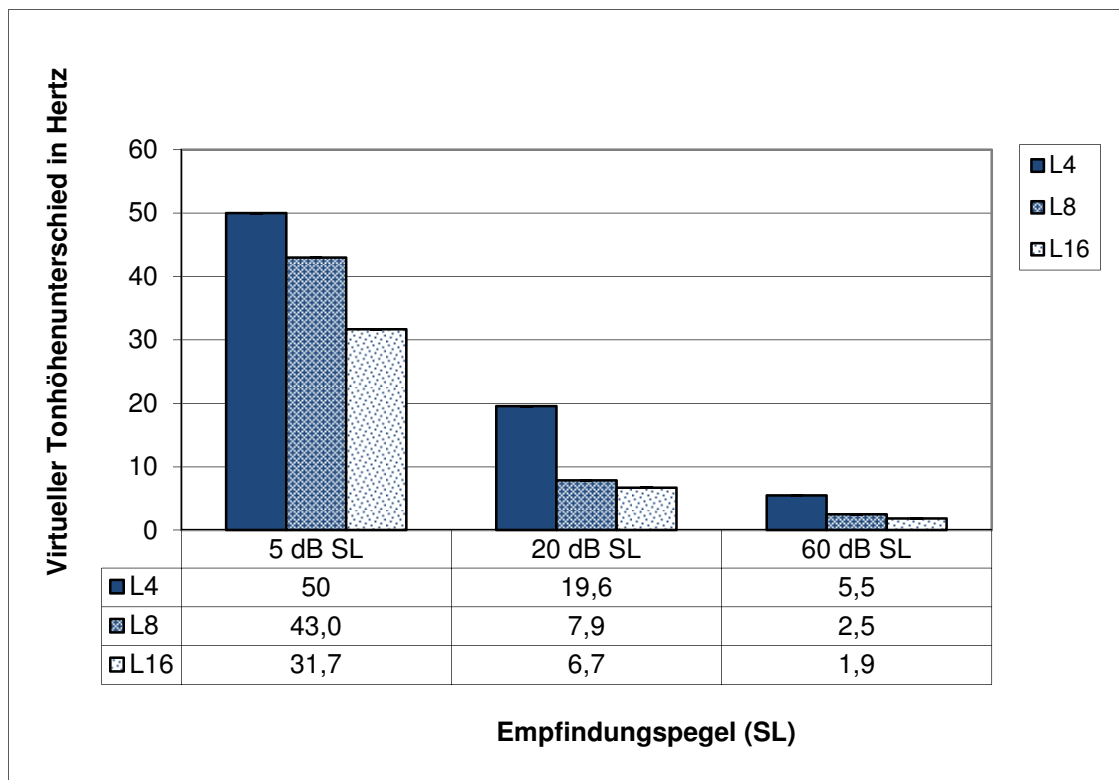


Abbildung 15: Diskriminierbarkeit virtueller Tonhöhenunterschiede des Probandenkollektives für 5,20 und 60 dB SL sowie die Serienlängen 4,8 und 16. Es werden die Medianwerte dargestellt.

So konnte bei normaler Sprechlautstärke, also 60 dB, und einer Serienlänge von 16 bereits ein mittlerer Interpuls-Intervall-Unterschied (Δ IPi) von 0,03 ms als virtueller Tonhöhenunterschied wahrgenommen werden. Dies entspricht einem Frequenzunterschied von 1,861 Hz. Eine Diskriminierung zwischen 250 Hz und 247,52 Hz war bei 60 dB SL und einer Serienlänge von 8 möglich. Bei einer Serienlänge von 4 und einem Empfindungspegel von 5 dB war erst bei einem Intervallunterschied von 1,0 ms, entsprechend einem Tonhöhenunterschied von 50 Hz, die Diskriminationsschwelle erreicht. In Anlehnung an das Webersche Gesetz, das einen gesetzmäßigen Zusammenhang zwischen der Größe der Unterschiedsschwelle Δ I und der Stimulusstärke I beschreibt, können unsere Versuchsergebnisse auch durch einen Weber-Quotienten ausgedrückt werden. So konnte im Probandenkollektiv

ein virtueller Tonhöhenunterschied bei einem Empfindungspegel (SL) von 60 dB und einer Serienlänge von 16 ab einem ΔIPI von 0,74 % wahrgenommen werden, dies entspricht einem Weber-Quotienten von 0,0074. Bei Abnahme von Stimulusintensität und Serienlänge stieg der Quotient kontinuierlich an. Es ist zu beachten, dass das Weber-Gesetz nur für Reize mittlerer Intensitäten gilt und nicht für Reize knapp über der Reizschwelle. Betrachtet man also nur unsere Ergebnisse bei mittleren Reizpegeln (SL 60 und SL 20), so ist festzustellen, dass mit zunehmender Stimulusdauer die Wahrnehmungsschwelle sinkt. So konnten die Probanden im Median bei 60 Dezibel SL und einer Serienlänge von 8 bereits einen Intervallunterschied von 1 % als Tonhöhenunterschied wahrnehmen, während bei einer Serienlänge von 4 ein Unterschied von 2,20 % nötig war. Bei einem SL von 20 Dezibel war bei einer Serienlänge von 16 interessanterweise ebenfalls ein Intervallunterschied ab 1 % wahrnehmbar. Für L8 und L4 ermittelten wir steigende Weber-Quotienten von 0,0325 und 0,085. In der Literatur wird beschrieben, dass Intensitätsunterschiede mit ansteigender Stimulusdauer eher wahrnehmbar waren (vgl. Baer et al. 2001).

Unsere Ergebnisse decken sich gut mit den Versuchsergebnissen von Moore (vgl. Moore 1973 Tabelle II). Dieser ermittelte ähnliche Unterschiedsschwellen für Frequenzunterschiede bei Teststimuli mit einer spektralen Frequenz von 250 Hz und einer Stimulusdauer von 12, 5, 25 und 50 ms. Im Vergleich dazu waren unsere Serienlängen L4 ca. 16 ms, L8 ca. 36 ms und L16 ca. 76 ms lang (vgl. Tabelle 8).

Medianes PDL bei 60 dB (in Hz)	Frequenz-DL bei 60 dB (Moore 1973)
<i>Für unsere Pulstonserien mit einer virtuellen Tonhöhe von 250 Hz</i>	<i>Für eine Pulstonserie mit einer spektralen Frequenz von 250 Hz</i>
Stimulusdauer ca. 16 ms (L4): 5,5 Hz	Stimulusdauer: 12,5 ms: 5,7 Hz
Stimulusdauer ca. 36 ms (L8): 2,48 Hz	Stimulusdauer: 25 ms: 2,6 Hz
Stimulusdauer ca. 76 ms (L16): 1,86 Hz	Stimulusdauer: 60 ms: 1,6 Hz

Tabelle 8: Vergleich der ermittelten Unterschiedsschwellen des Versuchs 3 bei 60 dB mit den Versuchsergebnissen von Moore 1973.

Demnach sind auch virtuelle Tonhöhenunterschiede bei steigender Stimulusdauer eher wahrnehmbar, und zwar in einem ähnlichen Rahmen wie spektrale Tonhöhenunterschiede. In einer Studie mit komplexen Tönen schreiben White und Plack (2003) der Serienlänge sogar die Hauptursache für eine verbesserte Wahrnehmung zu und publizierten ein ähnliches DL für eine Grundfrequenz (F_0) mit 62.5 Hz in alternierender Sinus-Cosinus Phase (ALT-Phase) und eine 125 Hz Grundfrequenz in Sinusphase. Zudem beschreiben sie eine Verdopplung der virtuellen Tonhöhe auf $2 \cdot F_0$, wenn der Tonkomplex in ALT-Phase appliziert wird. Wir können demonstrieren, dass zeitliche Integration besonders bei mittleren Schallintensitäten einen signifikanten positiven Effekt auf die Diskriminierbarkeit von Pulstonserien und Pitcheindrücken hat. Zwar zeigte sich beim Empfindungspegel von 5 dB die stärkste Verbesserung des PDL mit steigender Serienlänge. Insgesamt fanden wir aber nach statistischer Auswertung Ergebnisse mit einem stark verrauschten Bild. Subjektiv konnten unsere Probanden zwar einen Stimulus wahrnehmen, eine Differenzierung der Zeitstruktur und Auflösung in eine Tonhöhenwahrnehmung waren jedoch kaum

möglich. In anderen Arbeiten wurde das DL für Grundfrequenzen daher bei deutlich höheren Intensitäten untersucht. (Vgl. White und Plack 2003: 50 dB SPL; Moore et al. 2006: 65 dB SPL). Auch in Schwellennähe ist ein Effekt der zeitlichen Integration auf die Diskriminierbarkeit von virtueller Tonhöhe zwar vorhanden, für eine sichere Unterscheidbarkeit allerdings oftmals nicht ausreichend.

5.2 Kritische Betrachtungen zur Methodik

Bestimmung der Hörschwelle

Vor jeder neu gestarteten Messeinheit wurde die Hörschwelle des Probanden für die jeweiligen Bedingungen neu bestimmt. So konnte ein genauer Empfindungspegel eingestellt werden, welcher Grundlage für die spätere Vergleichbarkeit der Ergebnisse war. Besonders im Bereich der niedrigen Intensitäten um den Schwellenbereich fielen selbst geringe Schwankungen stark ins Gewicht, da die Grenze zwischen Sicher-Hören und Sicher-Nicht-Mehr-Hören oftmals im Bereich weniger Dezibel lag. Deshalb wiesen wir die Probanden darauf hin, den Kopfhörer beziehungsweise die Ohrstöpsel während der gesamten Messeinheit nicht abzusetzen und die Messung nicht zu unterbrechen. Dennoch ist die Bestimmung der Hörschwelle als eine mögliche Fehlerquelle zu nennen. So zeigten sich tagesformabhängige Schwankungen bei den einzelnen Probanden, und der feste Anpassdruck des Kopfhörers wurde von vielen als unbequem oder sogar schmerzhaft empfunden und muss als mögliche Störquelle der Konzentration berücksichtigt werden. Wir konnten diesen Faktor durch regelmäßige Pausen zwischen den einzelnen Messeinheiten und Aufteilung der Versuche auf mehrere Tage minimieren.

Auswahl der Versuchsabfolge und Lerneffekt

Um einen möglichen Lerneffekt mit einem besseren Abschneiden während der letzten Versuchseinheit auszuschließen, erfolgte eine randomisierte Präsentation der Versuchseinheiten ohne vorherige Trainingsphase. In den ersten beiden Versuchen geschah dies computergesteuert, im dritten Versuch entschied der Versuchsleiter willkürlich mit welchem Empfindungspegel und welcher Serienlänge gestartet wurde. Die Testperson hatte keinen Einfluss darauf, welche Messeinheit präsentiert wurde. Von einem Lerneffekt im Sinne einer Adaptation an die Versuchssituation, etwa durch stilles Sitzen, Anhalten der Atmung bei der Stimuluspräsentation muss dennoch ausgegangen werden. Der Effekt konnte jedoch durch Randomisierung minimiert werden und betrifft alle Versuchsbedingungen und Probanden gleichermaßen. Lediglich den beiden Probanden mit Vorerfahrung in der Teilnahme an audiologischen Messungen (P10 und P11) könnte die Adaptation an die Versuchsbedingungen leichter gefallen sein. Vor jeder Messeinheit wurde ein Soundcheck durchgeführt. So konnte sichergestellt werden, dass der Proband das Alarmsignal, also den Beginn der Messung, hörte und sich auf die Stimuluspräsentation vorbereiten konnte. Im Einzelfall konnte so eine Messung auf Bitten des Probanden wiederholt werden, falls dieser durch selbst produzierten Lärm wie Niesen, Husten oder andere Störfaktoren den Stimulus nicht wahrgenommen hatte. Dies war allerdings selten der Fall.

Reproduzierbarkeit

Durch das erneute exakte Bestimmen der Hörschwelle für jede Pulstonserie vor jeder Messeinheit, mit dem anschließenden Einstellen der Messintensität auf den individuellen Empfindungspegel der Testpersonen, darf von einer Reproduzierbarkeit der Ergebnisse ausgegangen werden. Dies betraf vor allem den dritten Versuch, bei welchem die Messintensitäten von 5 dB SL, 20 dB SL und 60 dB SL variiert wurden. In den ersten beiden Versuchen wurde einer Ermüdung des Probanden mit Konzentrationsverlust vorgebeugt, indem durch eine vorausgehende Hörschwellbestimmung bei einem ungefähren Empfindungspegel von ca. 20 dB gestartet wurde, was die Versuchsdauer verkürzte.

6 Zusammenfassung

Ziel dieser Arbeit war es, den Einfluss zeitlicher Integration auf die Detektierbarkeit und Diskriminierbarkeit von Pulstonserien zu untersuchen. Dazu wurden an insgesamt 12 Probanden audiometrische Schwellenmessungen nach dem "Two-Interval Forced Choice"-Prinzip in einem abgeschirmten, echolosen Raum durchgeführt.

Insgesamt wurden drei Versuchsreihen durchgeführt. Im ersten dieser Experimente konnte gezeigt werden, dass eine Variation des Interpulsintervalls von 4-128 ms keinen Einfluss auf die Hörschwelle einer Pulstonserie hat. Im zweiten Versuch wurden Hörschwellen für Pulstonserien mit steigender Serienlänge von 1-32 ermittelt. Mit Verdopplung der Serienlänge sank die Hörschwelle durch zeitliche Integration durchschnittlich um 2,22 Dezibel. Mit dem dritten Versuch konnte der Einfluss von zeitlicher Integration auf die Wahrnehmungsschwelle von virtueller Tonhöhe (Pitch) nachgewiesen werden. Mittels Variation des Interpuls-Intervalls einer Pulstonserie wurden unterschiedliche virtuelle Tonhöhen hervorgerufen. Insgesamt wurden Messungen an Pulstonserien mit den Serienlängen 4,8 und 16 durchgeführt, und zwar jeweils für die Empfindungspegel 5, 20 und 60 dB. Es zeigte sich eine statistisch signifikant verbesserte Wahrnehmungsschwelle für die Unterscheidung virtueller Tonhöhenunterschiede (pitch difference limen, PDL) mit steigender Stimulusdauer. Besonders fein war das PDL bei mittleren Empfindungspegeln. Bei 60 dB und einer Serienlänge von 16 konnten bereits Tonhöhenunterschiede von 1,86 Hz oder 0,74 % wahrgenommen werden. Dieser Trend zeigte sich auch bei schwelennahen Reizpegeln, wenn auch in der Auswertung nicht immer signifikant. So verbesserte sich das PDL um durchschnittlich 9,17 Hz bei Verdopplung der Serienlänge bei einem Empfindungspegel von 5 dB.

7 Literaturverzeichnis

- (1) American National Standards (1994) Acoustical Terminology S1.
- (2) Baer T, Moore BC, Marriage J (2001) Detection and intensity discrimination of brief tones as a function of duration by hearing-impaired listeners. *Hear.Res.* 159 (1-2): 74-84
- (3) Bernstein JG, Oxenham AJ (2006) The relationship between frequency selectivity and pitch discrimination: effects of stimulus level. *J.Acoust.Soc.Am.* 120 (6): 3916-3928
- (4) Boenninghaus HG, Lenarz T (2007) Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde. Springer-Verlag, Heidelberg, 13. Aufl. S 6-45
- (5) Buus S (1999) Temporal integration and multiple looks, revisited: weights as a function of time. *J.Acoust.Soc.Am.* 105 (4): 2466-2475
- (6) Carlyon RP, Buus S, Florentine M (1990) Temporal integration of trains of tone pulses by normal and by cochlearly impaired listeners. *J.Acoust.Soc.Am.* 87 (1): 260-268
- (7) Cedolin L (2006) Neural representations of pitch: role of peripheral frequency selectivity [zugl. Ph.D.]. Harvard University--MIT Division of Health Sciences and Technology, Massachusetts
- (8) Darwin CJ, Hukin RW (2000) Effectiveness of spatial cues, prosody, and talker characteristics in selective attention. *J.Acoust.Soc.Am.* 107 (2): 970-977
- (9) Fay RR (1992) Structure and Function in Sound Discrimination Among Vertebrates. In: Webster DB (Hrsg) *The evolutionary biology of hearing*. Springer, New York, 1. Aufl. S 229-263
- (10) Florentine M, Fastl H, Buus S (1988) Temporal integration in normal hearing, cochlear impairment, and impairment simulated by masking. *J.Acoust.Soc.Am.* 84 (1): 195-203
- (11) Gerken GM, Bhat VK, Hutchison-Clutter M (1990) Auditory temporal integration and the power function model. *J.Acoust.Soc.Am.* 88 (2): 767-778
- (12) Gerstner W, Kempter R, van Hemmen JL, Wagner H (1996) A neuronal learning rule for sub-millisecond temporal coding. *Nature* 383 (6595): 76-81
- (13) Goldstein JL (1973) An optimum processor theory for the central formation of the pitch of complex tones. *J.Acoust.Soc.Am.* 54 (6): 1496-1516
- (14) Green DM, Birdsall TB, Tanner WP (1957) Signal detection as a function of signal intensity and duration. *J.Acoust.Soc.Am.* 29 (4): 523-531

- (15) Guski R (1996) Wahrnehmen - ein Lehrbuch. Kohlhammer, Stuttgart: S 309-311; zit.n. http://eco.psy.ruhr-uni-bochum.de/ecopsy/download/Guski-Lehrbuch/Kap_7_5.html
- (16) Hartmann WM (1998) Signal Detection Theory. In: Hartmann WM (Hrsg) Signals, Sound, and Sensation. Springer-Verlag, East Lansing, Michigan, 1. Aufl., S. 541-558
- (17) He C, Trainor LJ (2009) Finding the pitch of the missing fundamental in infants. *J.Neurosci.* 29 (24): 7718-8822
- (18) Heil P, Neubauer H (2003) A unifying basis of auditory thresholds based on temporal summation. *Proc.Natl.Acad.Sci.U.S.A.* 100 (10): 6151-6156
- (19) Heil P, Neubauer H (2004) Neue Erkenntnisse zu Hörschwellen in gesunden und geschädigten Ohren. *Z Audiol.* 188-195
- (20) Heil P, Neubauer H, Brown M, Irvine DR (2008) Towards a unifying basis of auditory thresholds: distributions of the first-spike latencies of auditory-nerve fibers. *Hear.Res.* 238 (1-2): 25-38
- (21) Hick C, Hick A, Jockenhövel F, Merker R (2002) Kurzlehrbuch Physiologie. Urban & Fischer, München, Jena, 4. Aufl. S 375-385
- (22) Hoglund EM, Feth LL (2009) Spectral and temporal integration of brief tones. *J.Acoust.Soc.Am.* 125 (1): 261-269
- (23) Houtsma AJM, Smurzynsak J (1989) Pitch identification and discrimination for complex tones with many harmonics. *J.Acoust.Soc.Am.* 87 (1): 304-310
- (24) ISO 226 (2003) Acoustics - Normal equal-loudness contours. International Organization of Standardization
- (25) Klinke R, Pape H-, Silbernagel S (2005) Hören und Sprechen: Kommunikation des Menschen. In: Silbernagel S (Hrsg) Physiologie. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 5. Aufl., S 658-674
- (26) Krumbholz K, Wiegrebe L (1998) Detection thresholds for brief sounds- are they a measure of auditory intensity integration? *Hear.Res.* (124): 155-169
- (27) Levitt H (1971) Transformed up-down methods in psychoacoustics. *J.Acoust.Soc.Am.* 49 (2): 467-477
- (28) Licklider JCR (1954) "Periodicity" pitch and "place" pitch. *J.Acoust.Soc.Am.* 26 (5): 945
- (29) Licklider JCR (1951) A duplex theory of pitch perception. *Experientia* 7 (4): 128-134
- (30) Lijzenga J (1997) Discrimination of simplified vowel spectra [thesis]. University of Groningen, Groningen

- (31) Lütkenhöner B, Seither-Preisler A (2008) Auditory brainstem response at the detection limit. *J.Assoc.Res.Otolaryngol.* 9 (4): 521-531
- (32) Lütkenhöner B (2011) Auditory signal detection appears to depend on temporal integration of subthreshold activity in auditory cortex. *Brain Res.* 1385: 206–216
- (33) Marshall L, Jesteadt W (1986) Comparison of pure-tone audibility thresholds obtained with audiological and two-interval forced-choice procedures. *J.Speech Hear.Res.* 29 (1): 82-91
- (34) Meddis R, O'Mard L (1997) A unitary model of pitch perception. *J.Acoust.Soc.Am.* 102 (3): 1811-1820
- (35) Moore BC (1973) Frequency difference limens for short-duration tones. *J.Acoust.Soc.Am.* 54 (3): 610-619
- (36) Moore BC, Rosen SM (1979) Tune recognition with reduced pitch and interval information. *Q.J.Exp.Psychol.* 31 (2): 229-240
- (37) Moore BC, Glasberg BR (1983) Suggested formulae for calculating auditory-filter bandwidths and excitation patterns. *J.Acoust.Soc.Am.* 74 (3): 750-753
- (38) Moore BC, Glasberg BR, Proctor GM (1992) Accuracy of pitch matching for pure tones and for complex tones with overlapping or nonoverlapping harmonics. *J.Acoust.Soc.Am.* 91 (6): 3443-3450
- (39) Moore BC, Glasberg BR, Flanagan HJ, Adams J (2006) Frequency discrimination of complex tones; assessing the role of component resolvability and temporal fine structure. *J.Acoust.Soc.Am.* 119 (1): 480-490
- (40) Moore GA, Moore BC (2003) Perception of the low pitch of frequency-shifted complexes. *J.Acoust.Soc.Am.* 113 (2): 977-985
- (41) Neubauer H, Heil P (2004) Towards a unifying basis of auditory thresholds: the effects of hearing loss on temporal integration reconsidered. *J.Assoc.Res.Otolaryngol.* 5 (4): 436-458
- (42) Penner MJ (1978) A power law transformation resulting in a class of short-term integrators that produce time-intensity trades for noise bursts. *J.Acoust.Soc.Am.* 63 (1): 195-201
- (43) Plack CJ, Carlyon RP (1995) Differences in frequency modulation detection and fundamental frequency discrimination between complex tones consisting of resolved and unresolved harmonics. *J. Acoust. Soc. Am.* 98 (3): 1355-1634
- (44) Plomp R, Bouman A (1959) Relation between hearing threshold and duration for tone pulses. *J.Acoust.Soc.Am.* 31 (6): 749-758
- (45) Schouten JF (1938) The perception of subjective tones. *Proceedings Kon. Acad.Wetenseh.(Neth)* 41: 1086

- (46) Shackleton TM, Carlyon RP (1994) The role of resolved and unresolved harmonics in pitch perception and frequency modulation discrimination. *J.Acoust.Soc.Am.* 95 (6): 3529-3540
- (47) Shamma S, Klein D (2000) The case of the missing pitch templates: how harmonic templates emerge in the early auditory system. *J.Acoust.Soc.Am.* 107 (5 Pt 1): 2631-2644
- (48) Strohm M (2001) Das hörgeschädigte Kind. *Monatsschr Kinderheilkd* 149 (9): 890-899
- (49) Terhardt E (1974) Pitch, consonance, and harmony. *J.Acoust.Soc.Am.* 55 (5): 1061-1069
- (50) Thurlow WR (1963) Perception of low auditory pitch: a multicue, mediation theory. *Psychol.Rev.* 70: 461-470
- (51) Trainor LJ, Austin CM, Desjardins RN (2000) Is infant-directed speech prosody a result of the vocal expression of emotion? *Psychol.Sci.* 11 (3): 188-195
- (52) van Schijndel NH, Houtgast T, Festen JM (1999) Intensity discrimination of Gaussian-windowed tones: indications for the shape of the auditory frequency-time window. *J.Acoust.Soc.Am.* 105 (6): 3425-3435
- (53) Victor A, Elsäßer A, Hommel G, Blettner M (2010) Wie bewertet man die p-Wert-Flut? *Dtsch Arztebl* 107 (4): 50-56
- (54) Viemeister NF, Wakefield GH (1991) Temporal integration and multiple looks. *J.Acoust.Soc.Am.* 90 (2 Pt 1): 858-865
- (55) Viemeister NF (1996) Auditory Temporal Integration: What Is Being Accumulated? *Current Directions In Psychological Science* 5 (1): 28-32
- (56) Watson CS, Gengel RW (1969) Signal duration and signal frequency in relation to auditory sensitivity. *J.Acoust.Soc.Am.* 46 (4): 989-997
- (57) White LJ, Plack CJ (1998) Temporal processing of the pitch of complex tones. *J.Acoust.Soc.Am.* 103 (4): 2051-2063
- (58) White LJ, Plack CJ (2003) Factors affecting the duration effect in pitch perception for unresolved complex tones. *J.Acoust.Soc.Am.* 114 (6 Pt 1): 3309-3316
- (59) Wier CC, Jesteadt W, Green DM (1977) Frequency discrimination as a function of frequency and sensation level. *J.Acoust.Soc.Am.* 61 (1): 178-184
- (60) Wightman FL (1973) The pattern-transformation model of pitch. *J.Acoust.Soc.Am.* 54 (2): 407-416
- (61) Zwislocki J (1960) Theory of temporal auditory summation. *J.Acoust.Soc.Am.* 37 (8): 1046-1060

8 Lebenslauf

9 Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Herrn Professor Dr. B. Lütkenhöner für die hervorragende Betreuung während der gesamten Arbeit. Sein großes Engagement und seine Hilfsbereitschaft waren mir eine wertvolle Unterstützung.

Ganz herzlich möchte ich mich auch bei Frau Kathrin Zobel für die alltägliche Betreuung und Hilfestellung bei den Messungen bedanken und selbstverständlich auch bei meinen 12 Probanden für die freiwillige und unentgeltliche Teilnahme an den durchaus zeitaufwändigen Versuchen.

Zum Schluss danke ich meiner Familie, insbesondere meinem Mann für den fortwährenden Rückhalt und Zuspruch und meiner Freundin Britta für das geduldige Korrekturlesen.

10 Anhang

10.1. Abbildungsverzeichnis

<u>Abbildung 1: Subjektiver Lautstärkepegel (in Phon) modifiziert aus (http://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/a/a2/Akustik_db2phon.jpg) Vorlesungsskript „Akustik 2.“ von J.Blauert, Ruhr-Universität Bochum</u>	5
<u>Abbildung 2: Altersverteilung des Probandenkollektives</u>	12
<u>Abbildung 3: Zeitliche und spektrale Abbildung des verwendeten Pulsstimulus, Lütkenhöner (2008), nicht publiziert</u>	15
<u>Abbildung 4: Psychometrische Funktion aus Levitt 1971</u>	16
<u>Abbildung 5: Adaptiertes 2IFC-Verfahren</u>	17
<u>Abbildung 6: Skizze der Tonapplikation</u>	18
<u>Abbildung 7: Hörschwellen der einzelnen Probanden bei variierenden Interpuls- Intervallen von 4 – 128 ms</u>	24
<u>Abbildung 8: Verlauf der Hörschwelle in Dezibel bei steigender Serienlänge über das Probandenkollektiv als Differenz zu L1</u>	28
<u>Abbildung 9 : Einfluss der Serienlänge auf die Hörschwellenentwicklung der einzelnen Probanden</u>	28
<u>Abbildung 10 : Virtuelle Tonhöhen-Diskriminierbarkeit in Abhängigkeit zur Serienlänge bei 5 dB SL</u>	31
<u>Abbildung 11: Virtuelle Tonhöhen-Diskriminierbarkeit in Abhängigkeit zur Serienlänge bei 20 dB SL</u>	32
<u>Abbildung 12: Virtuelle Tonhöhen-Diskriminierbarkeit in Abhängigkeit zur Serienlänge bei 60 dB SL</u>	32
<u>Abbildung 13 Mediane Wahrnehmungsschwelle virtueller Tonhöhenunterschiede des Probandenkollektives für 5, 20 und 60 dB SL mit steigender Serienlänge. Logarithmierte Skala</u>	35

<u>Abbildung 14: Durchschnittliche Verbesserung des DL als Differenz zu L4 für die Bedingungen 5, 20 und 60 dB SL.....</u>	<u>37</u>
--	-----------

<u>Abbildung 15: Diskriminierbarkeit virtueller Tonhöhenunterschiede des Probandenkollektives für 5,20 und 60 dB SL sowie die Serienlängen 4,8 und 16</u>	<u>43</u>
---	-----------

10.2. Tabellenverzeichnis

<i>Tabelle 1: Versuch 1: Entwicklung der Hörschwelle (in dB SPL) bei Änderung des Interpuls-Intervalls.....</i>	<i>24</i>
<i>Tabelle 2: Deskriptive Statistik, Versuch 1: Einfluss des Interpuls-Intervalls auf die Hörschwelle.</i>	<i>25</i>
<i>Tabelle 3: Versuch 2 : Entwicklung der Hörschwelle (in dB SPL) bei steigender Serienlänge von 1-32</i>	<i>27</i>
<i>Tabelle 4: Deskriptive Statistik, Versuch 2: Vergleich der Hörschwellen (in dB SPL) für die Serienlängen L1-L32.</i>	<i>30</i>
<i>Tabelle 5: Mediane, gerade noch wahrnehmbare Tonhöhenunterschiede in Hertz für die Serienlängen 4, 8 und 16 und die Empfindungspegel 60, 20 und 5 dB SL</i>	<i>34</i>
<i>Tabelle 6 : Deskriptive Statistik, Versuch 3: Gerade noch wahrnehmbare Interpuls-Intervall-Unterschiede bei konstanter Serienlänge, aber unterschiedlichen Schallpegeln.....</i>	<i>35</i>
<i>Tabelle 7: Deskriptive Statistik, Versuch 3: Gerade noch wahrnehmbare Interpuls-Intervall-Unterschiede bei konstantem Schallpegel, aber unterschiedlichen Serienlängen.</i>	<i>36</i>
<i>Tabelle 8: Vergleich der ermittelten Unterschiedsschwellen des Versuch 3 bei 60 dB mit den Versuchsergebnissen von Moore 1973.....</i>	<i>45</i>

10.3. Abkürzungsverzeichnis

Abb =	Abbildung
bzw =	Beziehungsweise
z.B. =	Zum Beispiel
2IFC =	“Two-Interval Forced Choice”
dB =	Dezibel
DF =	Degrees of freedom / Freiheitsgrad
DL =	Difference Limen
f =	Frequenz
HS =	Hörschwelle
Hz =	Hertz
IPI =	Interpuls-Intervall
INT =	Intervall
L =	Serienlänge
li =	Links
m ² =	Quadratmeter
ms =	Millisekunde
n =	Anzahl der Paarvergleiche
P =	Proband
PDL =	Pitch Difference Limen
re =	Rechts
SL =	Empfindungspegel (engl.: Sensation Level)
SPL =	Sound Pressure Level
STABW =	Standardabweichung
T =	Periodendauer