

Förderpreis 2015

Modellierung der akustischen und elektrischen Lautheitswahrnehmung

Effiziente Berechnung der Lautheit anhand audiometrischer Daten

Masterarbeit

Verfasser: Juliane Schulz

EUHA

Europäische Union der
Hörgeräteakustiker e.V.

Herausgeber: Europäische Union der Hörgeräteakustiker e.V.
Neubrunnenstraße 3, 55116 Mainz, Deutschland
Tel. +49 (0)6131 28 30-0
Fax +49 (0)6131 28 30-30
E-Mail: info@euha.org
Internet: www.euha.org

Alle hier vorhandenen Daten, Texte und Grafiken sind urheberrechtlich geschützt. Eine Verwertung über den eigenen privaten Bereich hinaus ist grundsätzlich genehmigungspflichtig.

© EUHA 2015

Kurzfassung

Das Kennen der individuellen Lautheit einer hörbeeinträchtigten Person kann maßgeblich zu deren Hörgeräte- oder Cochlea-Implantat (CI)-Einstellung beitragen. Lautheitsmodelle wie das Dynamische Lautheitsmodell (DLM) nach Chalupper und das elektrische Lautheitsmodell nach McKay sind mit aufwendig zu erhaltenen Messdaten in der Lage, die Lautheit ohne eine vorher durchgeführte Lautheitsskalierung zu berechnen. Diese Arbeit verfolgt dabei das Ziel, die Lautheit mit Hilfe der Modelle für den Fall berechnen zu können, dass nur wenige audiometrische Daten (z. B. Hör- und Unbehaglichkeitsschwelle, M- und T-Level) aus der klinischen Anpassung vorliegen. Durch Überprüfung der Übereinstimmung der berechneten Lautheitskurven mit den Messdaten aus der Lautheitsskalierung konnte festgestellt werden, dass eine „Vorhersage“ der individuellen Lautheit auch bei geringer Anzahl audiometrischer Daten möglich ist. Mit dieser Erkenntnis könnte künftig die individuelle Anpassung von Hörgeräten und CIs effizienter und die Einstellungen des Dynamikverhaltens optimiert werden.

Abstract

Information on a hearing impaired person's individual loudness can significantly facilitate the process of fitting their hearing aid or cochlea implant. Loudness models such as the Dynamic Loudness Model by Chalupper, or the electric loudness model by McKay can be used to calculate loudness without performing a loudness scaling first, however, obtaining test data involves much effort. This thesis is aimed at calculating loudness using the models only with audiometric data gained in clinical fitting (e.g. hearing level, uncomfortable loudness level, M and T levels). Checking the calculated loudness curves against the measured loudness scaling data, we found that predicting loudness using only a small number of audiometric data as input is possible. Based on this finding, it might be possible in future to make individual fitting of hearing aids and cochlea implants more efficient, and optimise the setting of the dynamic behaviour.

Inhaltsverzeichnis

Impressum	i
Kurzfassung/Abstract	ii
Inhaltsverzeichnis	iii
1. Einleitung	1
2. Grundlagen	3
2.1 Das Cochlea-Implantat	3
2.1.1 Aufbau und Arbeitsweise eines Cochlea-Implantats	3
2.1.2 Die Signalverarbeitung eines Cochlea-Implantats	4
2.1.3 Relevante klinische Daten der CI-Anpassung	6
2.2 Psychoakustische Grundlagen	7
2.3 Skalierungsfunktionen	11
2.3.1 Skalierungsfunktion nach Brand und Hohmann	11
2.3.2 Skalierungsfunktion nach Theelen-van den Hoek	12
2.4 Lautheitsmodelle	12
2.4.1 Dynamisches Lautheitsmodell nach J. Chalupper	13
2.4.2 Elektrisches Lautheitsmodell nach C. McKay	15
2.4.3 Bnl	16
3. Fragestellungen	17
3.1 Akustische Lautheitsmodellierung mit dem Dynamischen Lautheitsmodell	17
3.2 Elektrische Lautheitsmodellierung nach McKay	17
4. Methodik und Auswertung	19
4.1 Experimentelle Daten	19
4.2 Akustische Lautheitsmodellierung mit DLM	19
4.2.1 Wahl der Transformationsformel nach Heeren	19
4.2.2 Einfluss der Eingabeparameter auf die berechnete Lautheit mittels DLM	22
4.3 Elektrische Lautheitsmodellierung mit dem Modell nach McKay	28
4.3.1 Berechnungsvarianten der Lautheitstransformation nach McKay	28
4.3.2 Skalierungsfunktion nach Brand und Hohmann vs. Skalierungsfunktion nach Theelen-van den Hoek	30
4.3.3 Berechnung einer normalisierten durchschnittlichen Skalierungsfunktion	34
4.3.4 Einfluss der Eingabeparameter auf die berechnete Lautheit nach McKay	35
5. Diskussion und Ausblick	43
5.1 Diskussion zum Einfluss der Eingabeparameter auf die berechnete Lautheit mittels DLM	43
5.2 Diskussion zum Einfluss verschiedener Ermittlungsarten der M- und T-Level auf die elektrische Lautheitsmodellierung	44
5.3 Ausblick	45
6. Zusammenfassung	46

7. Anhang	47
7.1 Dynamisches Lautheitsmodell	47
7.2 Berechnungsvarianten des DLM (Abschnitt 4.2.2)	48
7.3 Varianten der Lautheitstransformation nach McKay (Abschnitt 4.3.1)	50
7.4 Lautheitstransformation mit M- und T-Level-Varianten (Abschnitt 4.3.4)	58
8. Verzeichnisse	66
8.1 Abkürzungsverzeichnis	66
8.2 Abbildungsverzeichnis	67
8.3 Literaturverzeichnis	69

1. Einleitung

Um eine physikalische Größe auf eine Empfindungsgröße zu übersetzen, bedienen sich Wissenschaft und Forschung oftmals der Bildung von Modellen. Diese sollen in der Regel allgemeine Gültigkeit finden.

Schalldruck als eine physikalische Größe wird vom Menschen wahrgenommen und als Sprache, Geräusch oder Musik interpretiert. Die Erhöhung oder Verringerung des Schalldrucks kann daraufhin eine Änderung in der Lautstärke-Empfindung, der Lautheit, verursachen. Von jedem Menschen können über den gesamten Frequenzbereich der Cochlea (16 bis 16000 Hz) seine individuellen Lautheitskurven bestimmt werden, also als wie laut empfindet jeder Einzelne einen Test-Stimulus mit bestimmter Frequenz und bestimmtem Schalldruckpegel.

Die Übersetzung von Schalldruck auf Lautstärke-Empfindungen für normalhörende Menschen ist in verschiedenen Lautheitsmodellen erklärt. Dadurch kann Lautheitsempfindung vorhergesagt werden. Es ist jedoch wichtig, auch eine allgemeine Aussage und Vorhersage über das Lautheitsempfinden von Hörbeeinträchtigten machen zu können.

Hörgeräte (HG)-Träger leiden unter verschiedensten Hörstörungen. Je nach Art der Erkrankung (Schallleitungs- oder Schallempfindungsschaden, Presbyakusis oder Gehörschäden durch Knalltraumata oder dauerhafte Lärmbelastung usw.) kann das Lautheitsempfinden unterschiedlich sein.

Nicht anders ist es bei Cochlea-Implantat (CI)-Trägern. Bei Resthörigkeit oder Taubheit hilft oft ein im Innenohr implantierter Elektrodenstrang, das Hören und die Lautstärkewahrnehmung wieder zu ermöglichen. Auch bei einseitig ertaubten Patienten (single-sided deaf, SSD), die auf dem anderen Ohr meist normalhörend sind, wird diese operative Implantation durchgeführt.

Modelle zur Lautheitswahrnehmung für HG- und CI-Träger sind bereits entwickelt worden und werden als Grundlage verwendet. In dieser Arbeit wird speziell auf das akustische Lautheitsmodell von J. Chalupper und vertiefend auf das elektrische Lautheitsmodell von C. McKay eingegangen.

Grundlegend soll in dieser Arbeit die Frage geklärt werden, ob die durch schmalbandige, stationäre Schalle verursachte Lautheit hörgeschädigter Menschen, speziell die von HG- und CI-Trägern, anhand weniger audiometrischer Messdaten hinreichend genau und allgemeingültig vorhergesagt werden kann. Da beispielsweise das elektrische Lautheitsmodell von C. McKay eine sehr komplizierte Anpassung der Lautheitsfunktion beinhaltet, wird in dieser Arbeit nach einer Vereinfachung gesucht.

Das erfolgreiche Lösen dieser Problematiken kann zu einem Mehrgewinn für Forschung und Entwicklung, HG- und CI-Anpassungen und für die Betroffenen werden. Potentielle Anwendungen finden sich beispielsweise in der Entwicklung neuer Stimulationstrategi-

en bei Cochlea-Implantaten. Unter Berücksichtigung neuer Lautheitsmodelle kann für den Anwender eine angenehme Lautstärke sichergestellt werden.

Weiterhin kann bei einer CI-Anpassung eine automatische Korrektur für breitbandige Schalle und eine Änderung der Pulsbreite und/oder Pulsrate erfolgen. Bimodal versorgte Patienten, d. h. die Versorgung erfolgt an einem Ohr mit einem Hörgerät, auf der anderen Seite mit einem CI, erführen dank der Modelle eine Lautheitsbalance zwischen Hörgerät und Cochlea-Implantat.

Um Resultate schnell sichtbar und übersichtlich zu erzeugen, wurde hauptsächlich in Matlab programmiert und simuliert. Als Grundlage dienten bereits fertige Matlab-Routinen, die die Lautheitsmodelle nach Chalupper und McKay vollständig implementiert hatten. Durch das Verändern und Weiterentwickeln dieser Routinen und das Programmieren neuer Funktionen entstanden die Ergebnisse, die in dieser Arbeit vorgestellt werden sollen.

Zunächst werden in Kapitel 2 die nötigen Grundlagen für die vorliegende Arbeit zusammengetragen. Nach einer kurzen Erläuterung des Aufbaus und der Arbeitsweise von Cochlea-Implantaten erfolgt die Erklärung der psychoakustischen Empfindungsgröße Lautheit, wie diese mittels der Lautheitsskalierung gemessen werden kann und wie sich Lautheitskurven Normalhörender (NH) von Hörbeeinträchtigten unterscheiden.

Weiterhin wird der Unterschied zwischen akustischer und elektrischer Lautheit verdeutlicht und erläutert, welche Skalierungsfunktionen hierfür in dieser Arbeit Anwendung finden. Zuletzt folgt die Erklärung der Lautheitsmodelle nach J. Chalupper als akustisches Modell und nach C. McKay als elektrisches Modell.

Kapitel 3 vereint die während der Projektphase entstandenen Annahmen und Fragestellungen bzgl. der akustischen und elektrischen Lautheitsmodellierung. Dabei steht die Frage im Vordergrund, ob sich die Modelle soweit vereinfachen und verändern lassen, dass z. B. eine spätere Implementierung in Software denkbar wäre.

Kapitel 4 beinhaltet den Schwerpunkt dieser Arbeit. Nach der Erläuterung der verwendeten Messdaten werden die Ergebnisse der eigenen Arbeit vorgestellt und ausgewertet. Verbesserungen und Neugeschaffenes für die Modelle werden vorgebracht.

In Kapitel 5 werden einzelne Ergebnisse noch einmal kritisch betrachtet und diskutiert. Die Zusammenfassung der Arbeit erfolgt in Kapitel 6. Weiterhin wird ein Ausblick gegeben, in dem mögliche Weiterentwicklungen dieses Themas beschrieben sind und in welchen Bereichen diese Anwendung finden können.

2. Grundlagen

2.1 Das Cochlea-Implantat

Ein Cochlea-Implantat (CI) ist eine elektronische Innenohrprothese. Bei intaktem Innenohr (Cochlea) und Hörnerv (*nervus cochlearis*) ermöglicht dieses gehörlos geborenen bzw. ertaubten Kindern und ertaubten Erwachsenen das Hören.

2.1.1 Aufbau und Arbeitsweise eines Cochlea-Implantats

Wie in Abb. 1 dargestellt, vereint der externe Anteil des CIs in einem hinter dem Ohr zu tragenden Gehäuse den digitalen Sprachprozessor, das Mikrofon und Batterien für die Stromversorgung. Die Sendespule mit Magnet wird am Kopf befestigt. Die Empfängerspule mit einem weiteren Magneten befindet sich als Gegenstück unter der Kopfhaut und ist im Schädelknochen (Felsenbein) eingebettet. Das eigentliche Implantat besteht weiterhin aus einem Decodierer, der die über elektromagnetische Induktion übertragenen Informationen entschlüsselt und als Stimuli an die sich in der Cochlea befindlichen Elektroden leitet.

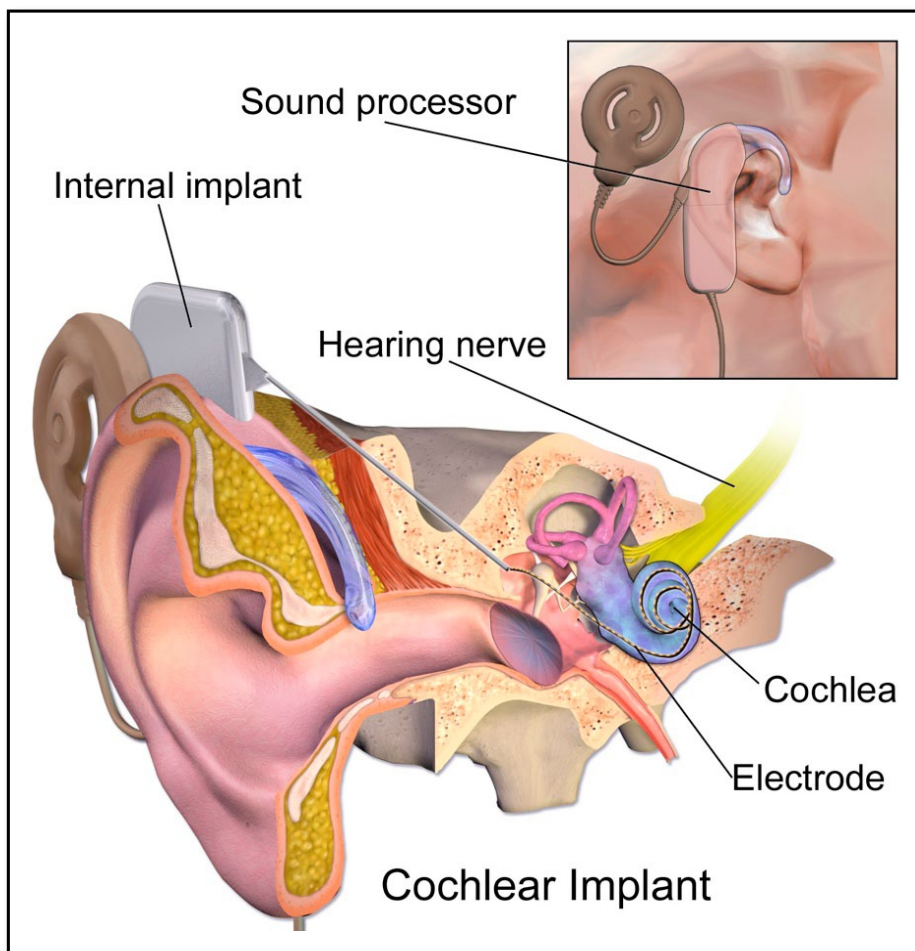


Abb. 1: Aufbau und Platzierung eines CIs;
Quelle: Blausen.com
staff. „Blausen gallery
2014“. Wikiversity
Journal of Medicine.
DOI:10.15347/
wjm/2014.01

Bis zu 22 Elektroden auf einem Strang werden heutzutage implantiert. Je nach Lage der Elektroden in der Cochlea wird aufgrund der Tonotopie¹ des Gehörs eine unterschiedliche Tonhöhenwahrnehmung erzeugt. Dabei steuert jede Elektrode einen bestimmten Frequenzbereich mit entsprechender Mittenfrequenz an. Elektroden, die basal, d. h. an der Basis der Cochlea liegen, verursachen eine hochfrequente, Elektroden, die apikal liegen, d. h. an der Spitze, eine tieffrequente Tonhöhe.

Abb. 2 zeigt beispielhaft die von einem Signalprozessor zu übertragenden Frequenzbereiche um bestimmte Mittenfrequenzen herum für zwölf Elektroden. Der Aspekt der Ortstonhöhe („Place Pitch“) ist bei dieser Darstellung der Elektrodenanordnung zu berücksichtigen. Das bedeutet, dass sich die Ortstonhöhe je nach Lage der Elektroden in der Cochlea verändert. Dies geschieht beispielsweise bei einer oftmals gewünschten nicht vollständigen Insertion des Elektrodenstranges. Dann befindet sich beispielsweise die Mittenfrequenz von Elektrode fünf nicht mehr bei 900 Hz, sondern eventuell bei 1500 Hz.

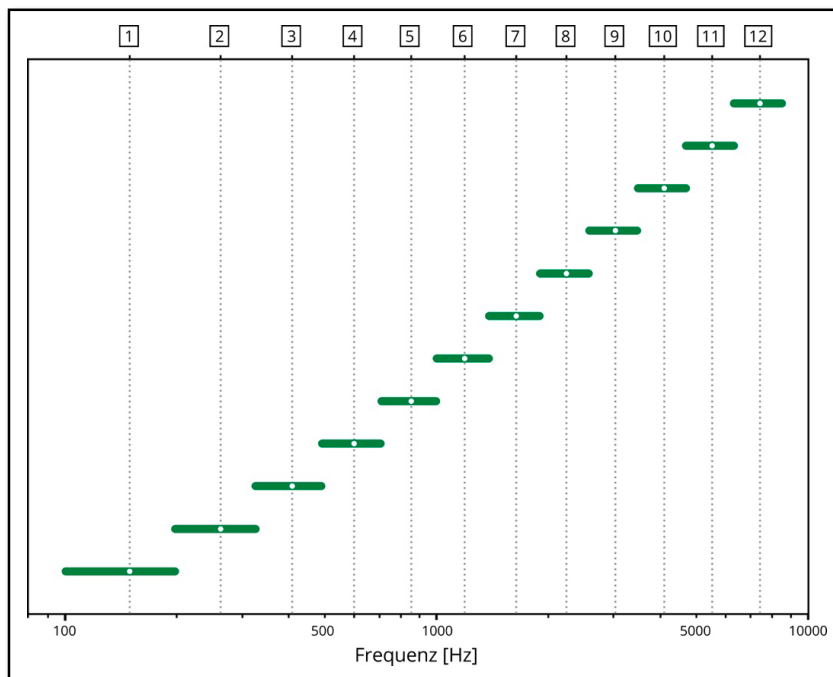


Abb. 2: Aufteilung des vom Signalprozessor übertragenen Frequenzbereiches (hier 100 Hz bis 8500 Hz) auf 12 Stimulationselektroden (beispielhaft)

2.1.2 Die Signalverarbeitung eines Cochlea-Implantats

Um ein gutes Sprachverstehen und eine angenehme Geräuscherkennung für CI-Träger zu ermöglichen, sind Signalcodierungsstrategien nötig. Sie beschreiben einen verwendeten Algorithmus, der die wichtigen Eigenschaften eines eingehenden akustischen Signals wie beispielsweise Amplitude, Frequenz und zeitliche Aspekte in elektrischen Code umwandelt. Die Signalcodierungsstrategie CIS (continuous interleaved sampling) ist der Vorläufer der meisten Codierungsstrategien und wird deshalb im Folgenden näher erläutert.

¹ Tonotopie bezeichnet die Abbildung der in einem akustischen Signal enthaltenen Frequenzen an bestimmten Stellen der Cochlea.

Hintergrund der CIS-Strategie ist, dass die zeitlichen Merkmale von Sprache grundlegend zum Sprachverstehen beitragen. Anhand Abb. 3 können die Verarbeitungsschritte der Strategie mitverfolgt werden. Das akustische Eingangssignal wird vorverstärkt und mittels einer Filterbank, bestehend aus Bandpassfiltern, in diskrete (abgetastete) Frequenzbänder zerlegt. Die Anzahl der Bänder stimmt mit der Summe der stimulierenden Elektroden überein. Die Bandbreite der Filter ist herstellenspezifisch. Am Ausgang jedes Filters erfolgt eine Gleichrichtung des Signals, indem das alternierende Stromsignal in ein Gleichstromsignal umgewandelt wird. Dieses Signal wird daraufhin tiefpassgefiltert, wodurch sich die Einhüllende (Envelope) des Signals extrahieren lässt. Die über das Eingangssignal gebildete Einhüllende zeigt sich in jedem Ausgangssignal der einzelnen Kanäle der Filterbank.

Nach der Tiefpassfilterung erfährt das Signal eine Kompression. Hierbei wird eine logarithmische Funktion verwendet, um das Eingangssignal an den individuellen elektrischen Dynamikbereich eines CI-Trägers anzupassen. Ein Pulsgenerator, der auf eine bestimmte Taktfrequenz festgesetzt ist, erhält die komprimierte Envelope in jedem Band und moduliert mit Hilfe dieser die Amplitude der Pulsfolgen. Letztlich werden die modulierten Pulsfolgen in jedem Kanal an ihren jeweiligen Elektrodenkontakt geliefert. [Wol10]

Die aufeinanderfolgenden Pulse verlaufen von basal nach apikal. Somit können sich für die Signalübertragung nachteilige Kanalinteraktionen wie Kanalübersprechen verhindern lassen.

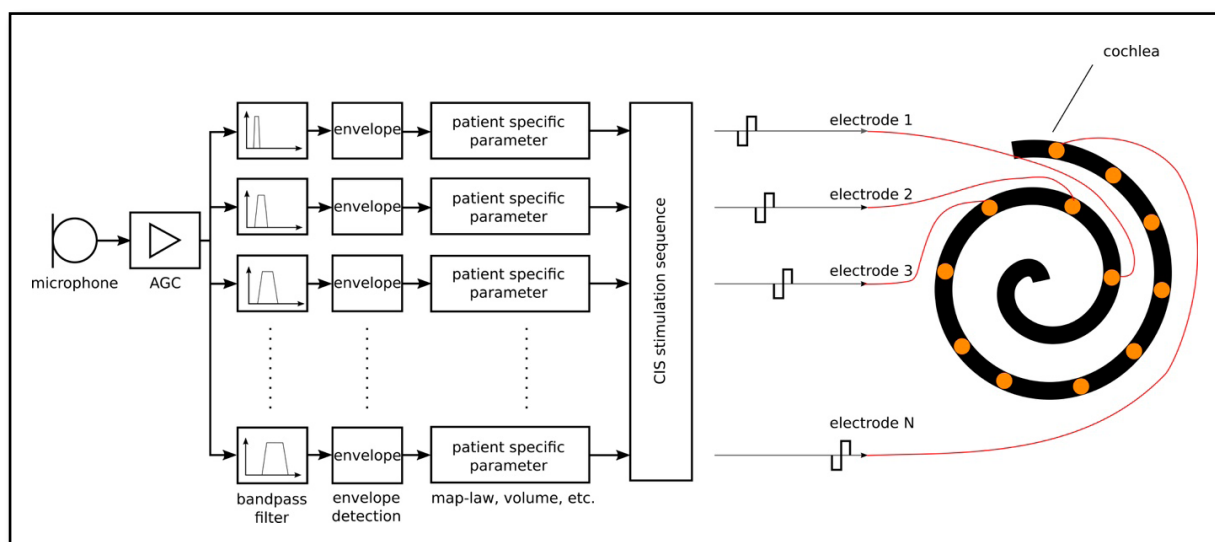


Abb. 3: Aufteilung des vom Signalprozessor übertragenen Frequenzbereiches (hier 100 Hz bis 8500 Hz) auf 12 Stimulationselektroden (beispielhaft)

Um einen gewünschten Lautheitseindruck zu erzielen, kann bei der CI-Anpassung eine auf den CI-Träger individuell eingestellte Pulsrate und Pulsbreite bei der Signalverarbeitungsstrategie implementiert werden. Die Pulsrate oder auch Stimulationsrate bezeichnet die konstant pro Sekunde abgegebenen Impulse der Elektrode an den Hörnerv. Die Pulsbreite, auch Pulsdauer, bestimmt das zeitliche Anhalten des Stimulus an der entsprechen-

den Elektrode. Aus der Kombination von Pulsbreite und Amplitude des Stromimpulses in μAmp in Verbindung mit der Pulsrate lässt sich die angestrebte Lautheitswahrnehmung erreichen. In Abb. 4 wird dieser Zusammenhang bildlich dargestellt. Die Lautheit ist von den drei in dieser Abbildung gezeigten Komponenten Amplitude (A1, A2, B1, B2), Pulsbreite und Pulsrate proportional abhängig.

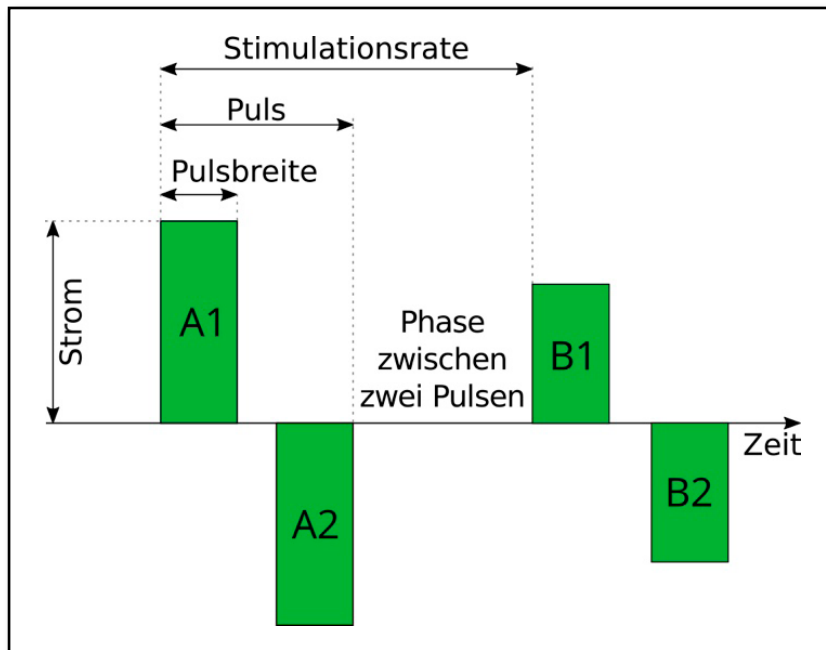


Abb. 4: Aufteilung des vom Signalprozessor übertragenen Frequenzbereiches (hier 100 Hz bis 8500 Hz) auf 12 Stimulationselektroden (beispielhaft)

2.1.3 Relevante klinische Daten der CI-Anpassung

Dieser Abschnitt beschreibt und erklärt die für diese Arbeit wichtigen klinischen Daten einer CI-Anpassung. Auf den Ablauf solch einer Anpassung im Detail soll dabei nicht weiter eingegangen werden, da dies für den weiteren Verlauf der Arbeit nicht relevant ist. Wie in 2.1.2 erklärt wurde, wird das Eingangssignal an den individuellen elektrischen Dynamikbereich des CI-Trägers für jede Elektrode angepasst, um einen angenehmen Höreindruck zu bewirken. Dieser Dynamikbereich bestimmt sich zum einen aus der Stromeinheit, bei welcher der CI-Träger die „angenehmste“ Lautheit empfindet (engl.: **most comfortable level**, Abk.: **M-Level**). Die untere Grenze des Dynamikbereiches bildet zum anderen die Stromeinheit, bei welcher der Lautheitseindruck „gerade eben hörbar“ oder „sehr leise“ angegeben wird. Dieser Wert stellt das Analogon zur Hörschwelle (engl.: **hearing threshold**) bei der Hörgeräteanpassung dar und wird hier als **T-Level** bezeichnet.

Die Stromeinheiten, die von den Elektroden abgegeben werden, werden herstellereinspezifisch berechnet und können eine Umrechnung in die Ausgangseinheit Strom in μAmp erfahren. Durch Erhöhung der Stromeinheit eines die Codierungsstrategie und Pulsrate berücksichtigenden Stimulus werden der M- und T-Level bestimmt². Diese für jede zu

² In der Praxis wird in den meisten Fällen der T-Level als 10 Prozent des M-Levels berechnet und nicht gemessen.

verwendende Elektrode gemessenen M- und T-Level werden in dieser Arbeit als perzeptive M- und T-Level (Abk.: perzept. MT) bezeichnet. Sie stellen die „wahren“ Werte der Lautheit „angenehm“ und „sehr leise“ für jede Elektrode dar.

Es erfolgt weiterhin die akustische Stimulation mit der menschlichen Stimme oder mit Klangbeispielen. Hierbei können die M- und T-Level elektrodenspezifisch oder global feiner abgestimmt werden, um eine angenehmere Klangqualität und Lautheit zu erreichen. Aufgrund von Lautheitssummation, fluktuierenden Signalen und Deprivation³ hoher Frequenzen werden die M-Level insbesondere bei hohen Frequenzen reduziert. Diese auf das tägliche Leben angepassten M- und T-Level werden in dieser Arbeit als klinische M- und T-Level bezeichnet (Abk.: klin. MT).

2.2 Psychoakustische Grundlagen

Der Begriff Lautheit wurde ab 1936 vom amerikanischen Psychologen Stanley Smith Stevens geprägt. Die Lautheit N gibt an, wie laut ein Schallereignis subjektiv empfunden wird. Die Einheit der Lautheit ist Sone und wird als Verhältnismaß und -skala begriffen.

Abb. 5 zeigt die Lautheitsfunktion nach Stevens als eine Funktion in Abhängigkeit des Lautstärkepegels in Phon⁴. Als Bezugswert gilt ein 1-kHz-Sinuston bei 40 dB SPL (sound pressure level). Dieser entspricht 1 sone. Durch Größenschätzung oder Größenherstellung kann eine Verdopplung oder Halbierung des empfundenen Lautstärkeindrucks ermittelt werden. Bei einer Lautheitsverdopplung (von 1 auf 2 sone, von 2 auf 4 sone usw.) oberhalb des Bezugswertes ist eine stetige Pegelzunahme von jeweils 10 dB SPL pro Verdopplung zu erkennen. Dies entspricht der Stevensschen Potenzfunktion. Unterhalb des Referenzwertes, d. h. bei Lautstärkehalbierung von 1 auf 0,5 sone, von 0,5 auf 0,25 sone usw., führt eine geringere Pegelabnahme zum Gefühl der Halbierung.

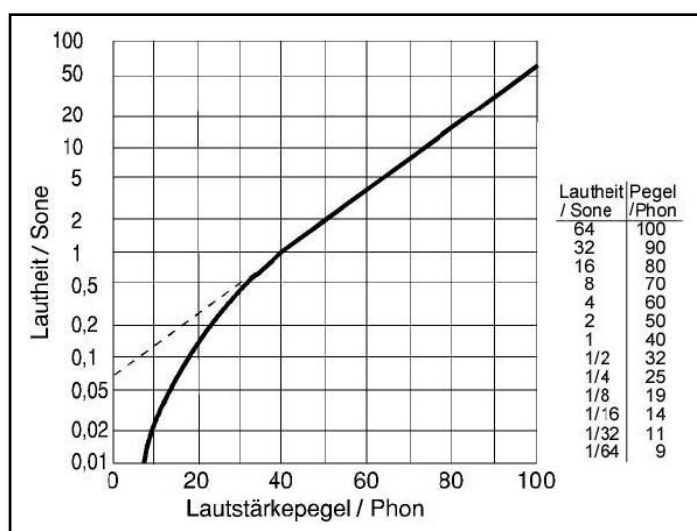


Abb. 5: Verlauf der Stevensschen Potenzfunktion;

Quelle: <http://de.wikipedia.org/wiki/Lautheit>, 14.09.2014

³ Deprivation bezeichnet hier die Hörentwöhnung.

⁴ Phon ist eine Einheit der Lautstärke. Beschrieben wird ein Schall beliebiger Frequenz, der genauso laut empfunden wird wie ein 1-kHz-Sinuston eines bestimmten Schalldruckpegels [Vei05].

Der in Abb. 5 gezeigte Zusammenhang entspricht dem Stevensschen Potenzgesetz, das in allgemeiner Form die Beziehung zwischen der menschlichen Empfindung E und einem physikalischen Reiz R durch (1) darstellt.

$$E = k \cdot (R - R_0)^n \quad (\text{Stevenssches Potenzgesetz}) \quad (1)$$

mit E : Empfindungsgröße, R : Reizintensität, R_0 : Reizintensitätsschwelle, k : Konstante, n : Rezeptorspezifischer Exponent.

Das Potenzgesetz in allgemeiner Form wird in (2) auf die Lautheit N , bezogen auf die Schallintensität I $\left[\frac{W}{m^2}\right]$ mit Bezugsschallintensität I_0 $\left(10^{-12} \left[\frac{W}{m^2}\right]\right)$, angewandt. Der Zusammenhang gilt nur für mittlere und hohe Lautstärkepegel ab 40 dB SPL.

$$\text{Lautheit } N [\text{sone}] = \frac{1}{16} \cdot \left(\frac{I}{I_0}\right)^{0,3} \quad (2)$$

Um die Lautstärkewahrnehmung einer Testperson zu ermitteln, ist der oben beschriebene Ansatz aufgrund des ständigen Vergleiches mit dem Bezugswert sehr mühsam. Ein Kategoriemaß bzw. eine Kategorienskala bietet Abhilfe.

Eine Kategorienskalisierung benötigt keinen Referenzreiz und besitzt weiterhin den Vorteil, dass die Empfindungsstärke mit Hilfe verbaler Kategorien (z. B. „sehr laut“) ausgedrückt wird. Bei der Auswahl sprachlicher Bezeichnungen für Kategorien muss darauf geachtet werden, dass die zu messende Empfindungsfunktion nicht verzerrt wird. In der Regel steht der Versuchsperson eine begrenzte Anzahl von Kategorien zur Auswahl. Diese werden bildlich entlang einer horizontalen oder vertikalen Strecke in gleichem Abstand angeordnet. Als Resultat erhält man eine den Testschall beschreibende Kategorie. [Cha02]

Die Empfindungsstärke, ausgelöst durch einen Reiz, kann für jedes Individuum verschieden sein. So wird beispielsweise ein Schallreiz von 70 dB SPL von einer Person als „angenehm laut“ empfunden, welcher von einer anderen Person jedoch als „laut“ eingeschätzt werden kann. Ein sich demnach ergebender Nachteil ist die Verwischung der Empfindungsfunktion durch unterschiedliche Einordnung mehrerer Individuen. Dadurch könnte eine allgemeine, durchschnittliche Empfindungsfunktion nur mit einer gewissen Streuung angenommen werden.

Die kategoriale Lautheitsskalierung nach DIN ISO 16832:2006 bietet somit ein optimales Verfahren zur Ermittlung der subjektiven Lautheitsempfindung. Hierbei werden einer Versuchsperson (VP) Testschalle (i. d. R. Terzbandrauschen mit den Mittenfrequenzen 500, 1000, 2000 und 4000 Hz) in zufälliger Reihenfolge mit unterschiedlichen Pegeln zwischen ihrer individuellen Hör- und Unbehaglichkeitsschwelle dargeboten. Auf einer vorgegebenen Skala wird die subjektiv empfundene Lautheit des Signals bewertet. Die Skala umfasst kategoriale Einheiten (categorical units, CU) von „nicht gehört“ über „sehr leise“, „leise“ bis „zu laut“. Die von der Versuchsperson gegebenen Antworten werden auf eine Zahl zwi-

schen 0 CU („nicht gehört“) und 50 CU („zu laut“) abgebildet. Aus den Skalierungsdaten werden für jede Frequenz Lautheitskurven erstellt.

Schon ab 1936 wurde festgestellt, dass sich Lautheitswahrnehmungen als Funktion des Pegels von Normalhörenden und hörbeeinträchtigten Personen unterscheiden. Aufgrund der bei Innenohrschwerhörigkeit zu höheren Pegeln verschobenen Ruhehörschwelle und meist aber normaler Unbehaglichkeitsschwelle tritt ein stärkerer Lautheitsanstieg auf als bei Normalhörenden. Dieses Phänomen bezeichnet man als „Recruitment“.

Abb. 6 zeigt beispielhaft das Ergebnis einer Lautheitsskalierung für eine innenohrgeschädigte Person (durchgezogene Linie) vergleichend mit der Lautheitsfunktion von Normalhörenden (gestrichelte Linie).

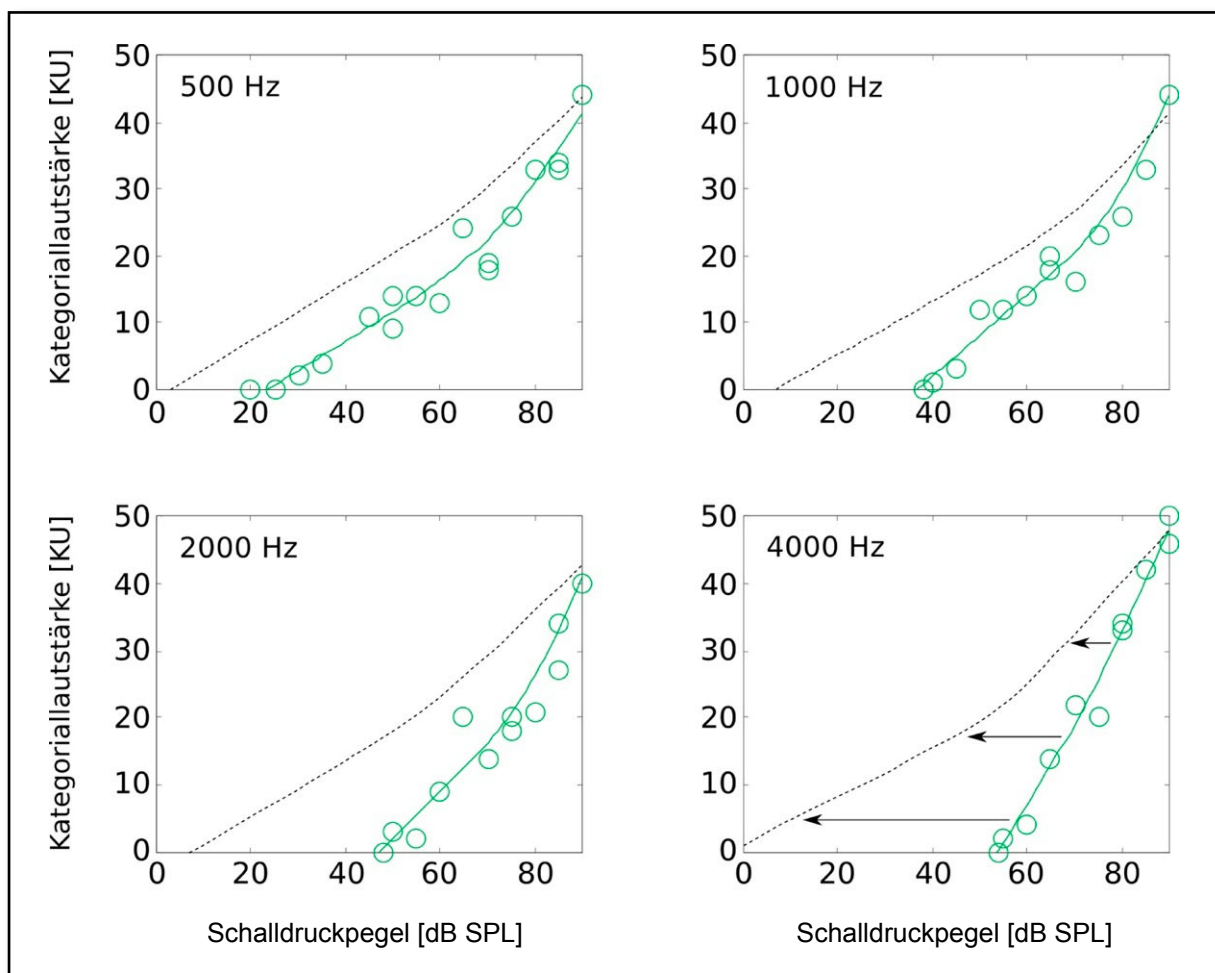


Abb. 6: Beispiel für Lautheitsskalierungsergebnisse

Wie oben beschrieben, bezieht sich die Lautheitsskalierung für Normalhörende oder Schwerhörige (SH) auf die Lautstärkewahrnehmung bei akustischer Stimulation. Luftschall verursacht durch die herkömmliche Schallweiterleitungskette eine Empfindung von Lautstärke. Im weiteren Verlauf dieser Arbeit soll deshalb von akustischer Lautheit die Rede sein. Bei einer Lautheitsskalierung für CI-Träger bezieht man sich dagegen auf die

Lautstärkewahrnehmung bei elektrischer Stimulation. Da die Stimulation der Haarsinneszellen nicht durch die Wanderwelle, verursacht durch Luftschall, sondern durch Stromimpulse der in der Cochlea liegenden Elektroden verursacht wird, entsteht eine sogenannte elektrische Lautheitswahrnehmung.

Der Dynamikbereich der akustischen und elektrischen Lautheit unterscheidet sich erheblich. Dieser Bereich zwischen Hör- und Schmerzschwelle eines Normalhörenden reicht von einem Schalldruck von $20 \cdot 10^{-6} Pa$ bis $20 Pa$ (Pascal). Unter Verwendung des logarithmischen Verhältnisses (3) ergibt sich ein (akustischer) Dynamikbereich mit einem Schalldruckpegel von 120 dB SPL. [Str09]

$$L[dB] = 20 \cdot \log\left(\frac{p}{p_0}\right) \text{ mit } p_0: \text{ Bezugsschalldruck } 2 \cdot 10^{-5} Pa \quad (3)$$

Der Hörnerv in der elektrischen Domäne hat mit etwa 10 bis 20 dB einen kleineren Dynamikbereich als das gesunde Ohr. Der Prozessor des CIs überträgt dennoch einen Umfang von 80 dB, indem er das Eingangssignal auf den Dynamikbereich des Hörnervs komprimiert.

Für die vorliegende Arbeit ist es wichtig, gemessene Daten aus der kategorialen Lautheitsskalierung in CU mit Vorhersagen aus aktuellen Lautheitsmodellen, die ihre Ergebnisse häufig in Sone ausdrücken, zu vergleichen. Um diesen Zusammenhang zu verdeutlichen, hat Heeren eine Transformationsformel ermittelt [Hee13]. Diese liegt in zwei Varianten vor, die sich hinsichtlich der Anzahl der Parameter voneinander unterscheiden. Dabei stellt der Parameter *sone* die Lautheit in Sone und der Parameter *CU* die Lautheit in CU dar.

$$CU = 0,7495 \cdot \lg(\text{sone})^3 + 3,6827 \cdot \lg(\text{sone})^2 + 8,6284 \cdot \lg(\text{sone}) + 12,8530 \quad (4)$$

$$CU = 2,6253 \cdot \lg(\text{sone} + 0,0887)^3 + 0,7799 \cdot \lg(\text{sone} + 0,0887)^2 + 8,0856 \cdot \lg(\text{sone} + 0,0887) + 13,4493 \quad (5)$$

Heeren nahm an, dass eine kubische Beziehung zwischen der Lautheit in Sone und der in CU besteht. Durch Ermittlung des fünften Parameters, der eine Verschiebung darstellt, wird laut Heeren ein geringerer mittlerer quadratischer Fehler errechnet als bei der vierparametrischen Transformationsformel.

In Abb. 7 wird die Beziehung zwischen der Lautheit in Sone (Abszisse) und der Lautheit in CU (Ordinate) durch die rote Linie gekennzeichnet.

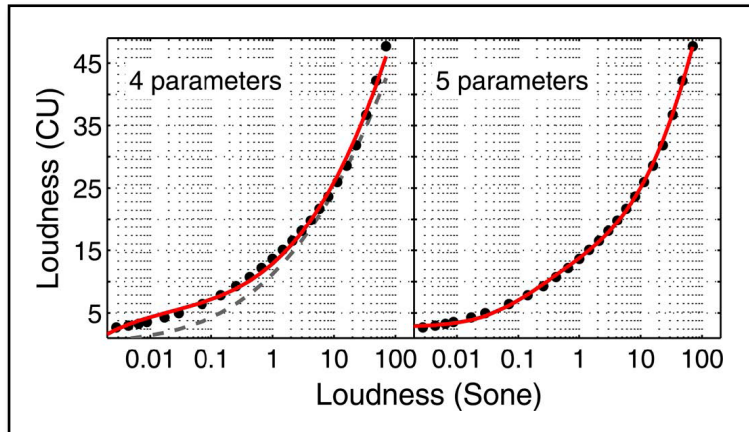


Abb. 7: Rote Linie: kubische Transformationsfunktion der Lautheit in Sone zu Lautheit in CU nach Heeren, Verwendung von vier Parametern (links) und fünf Parametern (rechts); Quelle: [Hee13]

2.3 Skalierungsfunktionen

Die im Folgenden vorgestellten Skalierungsfunktionen bezeichnen Modellfunktionen der Lautheitsskalierung. Akustische Lautheitsskalierungen wurden dabei an NH und SH (Brand und Hohmann) und elektrische Lautheitsskalierungen an CI-Trägern (Theelen-van den Hoek) durchgeführt. Ziel der entwickelten Skalierungsfunktionen ist die statistische Auswertung von Messwerten der Lautheitsskalierung. Die durch die Funktion entstehenden Werte können als „wahre Messwerte“ angesehen werden. Abgesehen von den Voraussetzungen, dass die Skalierungsfunktionen Monotonie und Stetigkeit aufweisen müssen, wird keine Annahme über ihren Verlauf getätigt.

2.3.1 Skalierungsfunktion nach Brand und Hohmann

Um die kategoriale Lautheitsskalierung effizienter und zuverlässiger zu gestalten, entwickelten Brand und Hohmann ein adaptives Verfahren zur Bewertung der Lautheitsfunktion von Normalhörenden und Schwerhörigen basierend auf der Methode der kategorialen Lautheitsskalierung [Bra02]. Aus den Messergebnissen konnte eine Skalierungsfunktion ermittelt werden, die in dieser Arbeit im Bereich der akustischen Stimulation Anwendung finden soll.

Die akustische Skalierungsfunktion $F_{ak}(L)$ beschreibt in (6) die Abhängigkeit der akustischen Lautheit in CU vom Signalpegel L in dB SPL oder dB HL (hearing level). Sie besteht aus zwei Geraden mit unterschiedlicher Steigung m_{low} und m_{high} . Der Pegel L_{cut} stellt den Schnittpunkt beider linearer Abschnitte miteinander dar. Um den Übergangsbereich zwischen dem Pegel, der als „leise“ empfunden (L_{15}) und dem, der als „laut“ (L_{35}) empfunden wird, zu glätten, wird eine Bezier-Glättung durchgeführt. Laut Brand und Hohmann erfolgt die Anpassung der Skalierungsfunktion an die Messdaten über eine modifizierte Methode der kleinsten Quadrate.

$$F_{ak(L)} = \begin{cases} 25 + m_{low}(L - L_{cut}) & \text{für } L \leq L_{15} \\ bez(L, L_{cut}, L_{15}, L_{35}) & \text{für } L_{15} < L < L_{35} \\ 25 + m_{high}(L - L_{cut}) & \text{für } L \geq L_{35} \end{cases} \quad (6)$$

2.3.2 Skalierungsfunktion nach Theelen-van den Hoek

Theelen-van den Hoek ermittelte in ihrer Arbeit über die Zuverlässigkeit der kategorialen Lautheitsskalierung bei elektrischer Stimulation eine Modellfunktion der Lautheitsskalierung, d. h. Skalierungsfunktion, die in dieser Arbeit Anwendung finden soll [The14].

Die Lautheitswachstumsfunktion soll die Lautstärkewahrnehmung bei elektrischer Stimulation darstellen. Zu diesem Zweck wählte Theelen-van den Hoek eine exponentielle Skalierungsfunktion $F_{el}(S)$.

$$F_{el(S)} = l \cdot e^{m \cdot S} + n \quad (7)$$

F_{el} beschreibt die Lautheit in CU auf einer Lautheitsskala von 0 CU („nicht gehört“) bis 50 CU („zu laut“). Die elektrische Stimulation S erfolgt in μAmp . Die freien Parameter l , m und n werden an die Daten der Lautheitsskalierung mittels der gleichen Methode wie bei Brand und Hohmann angepasst.

In der Literatur wurde für Messungen von Lautheitskurven durch elektrische Stimulation bei CI-Trägern eine große Formenvariabilität der entstehenden Lautheitskurven beschrieben. Deshalb wählte Theelen-van den Hoek eine Exponentialfunktion. Diese ist flexibel in ihrer Beschreibung einer konkaven, konvexen oder annähernd linearen Form der Skalierungsfunktion, abhängig von den Parametern l , m und n .

2.4 Lautheitsmodelle

Modelle bezeichnen in der Wissenschaft ein vereinfachtes, begrenztes Abbild der Wirklichkeit und dienen der Erkenntnisgewinnung. Komplexe Sachverhalte werden durch Modelle vereinfacht und unserer Anschauung zugänglich gemacht.

Um zu verstehen, wie das Empfinden der Lautheit, ausgelöst durch einen physikalischen Reiz, akustisch durch Schalleinwirkung oder elektrisch durch Impulse, im menschlichen Organismus ausgelöst wird, werden im Folgenden die zwei in dieser Arbeit verwendeten Lautheitsmodelle erläutert. Zum einen handelt es sich im Bereich der akustischen Stimulation um das Dynamische Lautheitsmodell (Abk.: DLM) nach Chalupper. Im Bereich der elektrischen Stimulation findet zum anderen das elektrische Lautheitsmodell nach McKay Anwendung.

Ziel beider Lautheitsmodelle ist eine frequenzspezifische Transformation der Erregung (in der Cochlea) in die spezifische Lautheit N' in Sone. Die zu berechnenden Modellfunktionen werden im Weiteren als Lautheitstransformationen bezeichnet. Im Gegensatz zu den Skalierungsfunktionen wird den Lautheitstransformationen ein Funktionsverlauf zugeordnet. Dies bedeutet, dass eine Steigung der Funktionen zwingend erforderlich ist.

2.4.1 Dynamisches Lautheitsmodell nach J. Chalupper

Das Dynamische Lautheitsmodell erklärt die Entstehung der zeitabhängigen Lautheit, hervorgerufen durch fluktuierende akustische Stimulation für Normalhörende und Schwerhörige, und sagt diese voraus. Das DLM ist in Matlab implementiert. Grundlage für dieses Modell ist das Lautheitsmodell nach Zwicker [Zwi07], welches in Anhang 8.1 eingehender beschrieben wird.

Die zeitliche und spektrale Auflösung des Eingangssignals in Abb. 8 wird nach einer Hochpassbewertung in lineare und nichtlineare Maskierungseffekte unterschieden, die mehr oder weniger zur Bildung der spezifischen Lautheit N'_{ak} beitragen. Die linearen, d. h. pegelunabhängigen Maskierungsanteile bestehen zeitlich aus der Vorverdeckung und spektral aus den unteren maskierenden Flanken, die bei gleicher Frequenz gleiche Flankensteigung aufweisen. Diese Anteile werden durch die Hüllkurvenextraktion und Frequenzgruppenfilterbank modelliert. Die nichtlinearen (pegelabhängigen) Maskierungseffekte bezeichnen die zeitliche Nachverdeckung und das nichtlineare Auffächern der oberen spektralen Flanken bei steigendem Pegel. Diese Anteile werden nach der Lautheitstransformation in den Blöcken Nach- und Flankenverdeckung berücksichtigt. Chalupper fand heraus, dass die pegelabhängigen Verdeckungseffekte für Normalhörende und Schwerhörige nahezu gleich sind, was auch für den Block der zeitlichen (Lautheits-) Integration gilt.

Wichtig und wesentlich für dieses Modell ist demnach die Anpassung der Lautheitstransformation, um das Modell an einen individuellen Schwerhörigen anzupassen [Cha02].

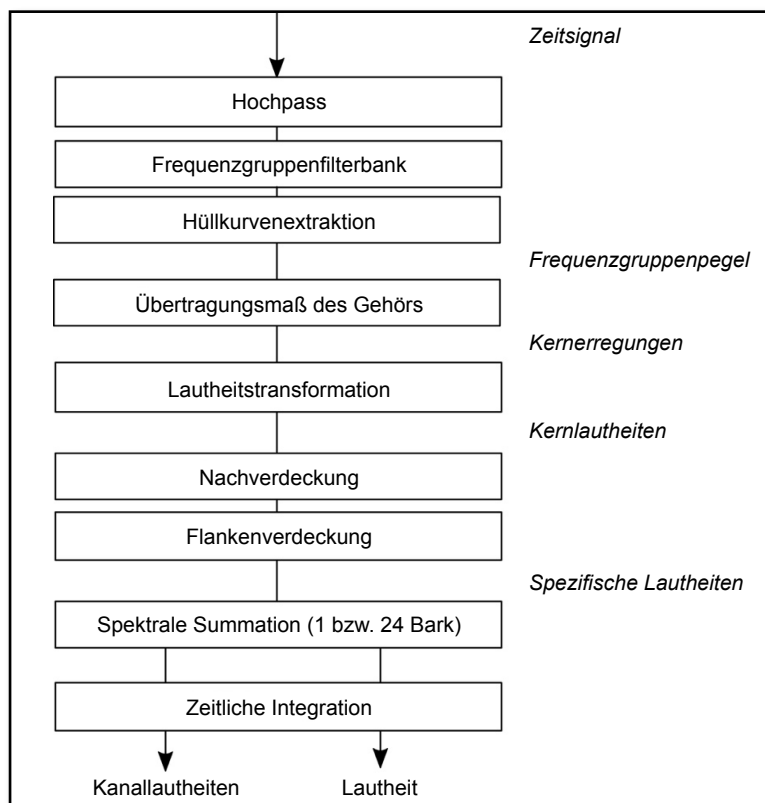


Abb. 8: Blockschaftbild des dynamischen Lautheitsmodells für Normal- und Schwerhörige

Anpassung der Lautheitstransformation an Schwerhörige

Chalupper nutzt für den Schritt der Lautheitstransformation einen Umrechnungs-Zusammenhang der Kernerregung in Kernlautheiten nach Zwicker [Zwi58].

Für die Anpassung des Modells an Schwerhörige wird der Zwei-Komponenten-Ansatz von Moore verwendet, der den Gesamthörverlust HV in einen dämpfenden (HV_d) und einen expansiven Anteil HV_e splittet [Moo96].

$$HV = HV_d + HV_e \quad (8)$$

mit

$$HV_e = k \cdot HV \quad (0 \leq k \leq 1) \quad (9)$$

$$HV_d = (1 - k) \cdot HV \quad (10)$$

Die beiden Anteile werden in die Berechnung der Kernlautheit einbezogen. Abb. 9 zeigt den Verlauf der Spezifischen Lautheit N'_{ak} bei 1 kHz für einen Hörverlust von 50 dB HL in Abhängigkeit vom Erregungspegel L_E für $k = 0$ und $k = 1$. Die punktierte Linie stellt die Lautheitstransformation eines Normalhörenden als Vergleich dar.

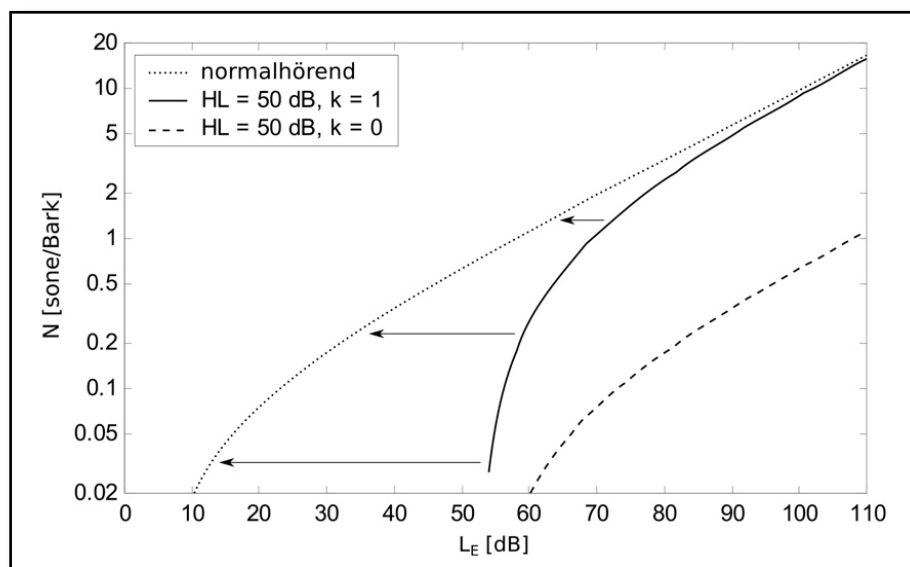


Abb. 9: Spezifische Lautheit in Abhängigkeit vom Erregungspegel bei 1 kHz. Hörverlust bei 50 dB HL für $k = 0$ (gestrichelt) und $k = 1$ (durchgezogen). Pfeile deuten den pegelabhängigen Verstärkungsbedarf für $k = 1$ an. Normalhörender (punktiert)

Für $k = 0$ ergibt sich eine um den Hörverlust parallel zum Normalhörenden verschobene Kurve, was einen Schallleitungshörschaden darstellt. Bei $k = 1$ nähert sich die Kurve für geringe L_E der Kurve für $k = 0$ an. Für hohe L_E verläuft die Kurve gegen die des Normalhörenden. Schlussfolgernd kann mit Hilfe von k Recruitment dargestellt werden [Cha02].

In den meisten Fällen von Schwerhörigkeit liegt oft nur teilweise Recruitment vor, was eine individuelle Bestimmung des k -Faktors für jeden Schwerhörigen mit Hilfe eines iterativen Verfahrens nach sich zieht. Als Basis für diese Berechnung dienen der Hörverlust und Messdaten aus der Lautheitsskalierung. Anhand dieser Daten wird ein k -Vektor mit

24 Faktoren (Anzahl der Bark-Bänder) bestimmt, um den Hörverlust vollständig zu charakterisieren.

2.4.2 Elektrisches Lautheitsmodell nach C. McKay

Um eine Aussage über die Wahrnehmung von Lautstärke bei elektrischer Stimulation treffen zu können, entwickelte C. McKay das hier kurz beschriebene Lautheitsmodell [McK01]. Die Lautheitstransformation wird in drei Abschnitte unterteilt.

1. Die zeitliche Integration der neuralen Erregung:

Die Spitzen-Aktivität an jeder Position entlang der Cochlea wird in einem zeitlichen Integrationsfenster mit gleicher rechteckiger Dauer von ca. 7 ms summiert, um eine räumliche Verteilung der neuralen Erregung E - aufgetragen über den Ort x auf der Cochlea - zu erhalten. Dies wird als Erregungsdichte-Funktion $E(x)$ bezeichnet.

2. Die Transformation der Erregung zu spezifischer Lautheit:

Es findet eine Transformation des räumlichen neuralen Erregungsmusters in ein spezifisches Lautheitsmuster statt. Es wird angenommen, dass die spezifische Lautheit N'_{el} die aus jedem Ort x der Cochlea entsteht, zusammenhängt mit der Erregungsdichte $E(x)$ an diesem Ort nach solch einer Funktion f :

$$N'_{el}(x) = f \cdot E(x) \quad (11)$$

Über die Form der Funktion f wird keine Aussage getroffen. Jedoch wird angenommen, dass es sich um eine monoton steigende Funktion handelt. So kann bei gleicher (oder steigender) Erregungsdichte die gleiche (oder steigende) spezifische Lautheit angenommen werden.

3. Der dritte Schritt der Lautheitstransformation ist die räumliche Integration (über den Ort der Cochlea) der spezifischen Lautheit, um die Gesamtlautheit zu erhalten.

2003 entwickelte McKay aus dem elektrischen Lautheitsmodell eine Methode zur Vorhersage der Lautheit komplexer elektrischer Stimuli [McK03]. Diese Methode enthält den Zusatz der vereinfachten Annäherung, dass die Stromimpulse, die innerhalb eines zeitlichen Integrationsfensters von einigen Millisekunden Dauer liegen, sich verhalten, als wenn ihr Beitrag zur Gesamtlautheit unabhängig wäre. Daraus kann geschlussfolgert werden, dass die Erregungsdichte $E(x)$ für die Lautheitstransformation irrelevant wird.

Mit der vereinfachten Annahme ermittelte McKay aus Hörversuchen eine Funktion, die dem Verlauf der Messdaten mittels nichtlinearer Regression angenähert ist und aus der die Lautheitstransformation einer Versuchsperson berechnet werden kann. Diese Funktion, hier *Steigung* genannt, kann als f (aus 11) betrachtet werden. Sie besteht aus einem konstanten und exponentiellen Anteil.

$$\text{Steigung} = a + 0,03 \cdot e^{\frac{c-c_0}{b}} \quad (12)$$

Die Konstanten a , b und c stellen Anpassungskonstanten dar. Der Eingabeparameter c enthält die Werte der Strom-Schritte, die zur Messung bei Versuchspersonen verwendet wurden. Durch Integration der *Steigung* über c kann die Lautheitstransformation hergeleitet werden.

$$\log(L) = a \cdot c + 0,03 \cdot b \cdot e^{\frac{c-c_0}{b}} + k \quad (13)$$

Die Konstante k wird verwendet, um die absolute Lautstärke eines Referenz-Stimulus zu einem geeigneten beliebigen Wert zu setzen.

Da das Lautheitsmodell nach McKay für CI-Träger eines bestimmten Herstellers getestet und evaluiert wurde, ist es notwendig, die oben angedeuteten Strom-Schritte c in Strom i (in μAmp) umzurechnen:

$$i = 10 \cdot 175^{\frac{c}{255}} \quad (14)$$

2.4.3 Bnl

In dieser Arbeit sollen simulierte Lautheitskurven mit tatsächlich gemessenen Daten verglichen werden. Für die Beurteilung, in welcher Weise die berechneten und gemessenen Daten übereinstimmen, wird ein quantitatives Maß verwendet, der *Bnl*. Der *Bnl* bezeichnet einen nichtlinearen Korrelationskoeffizienten nach Schach und Schäfer [Sch78].

Es wurde dieses „Gütemaß“ gewählt, weil es eine gute Vergleichbarkeit der Ergebnisse aus vielen Messungen gewährleistet.

Bei n gemessenen Werten y mit dem Mittelwert \bar{y} und den entsprechenden berechneten Werten \hat{y} wird der *Bnl* bestimmt durch:

$$Bnl = 1 - \frac{\sum_{i=1}^n (y_i - \hat{y}_i)^2}{\sum_{i=1}^n (y_i - \bar{y})^2} \quad (15)$$

Ein *Bnl* von 1 bedeutet eine optimale Übereinstimmung von berechneten und gemessenen Werten. Bei einem *Bnl* von 0 wird davon ausgegangen, dass der Mittelwert der gemessenen Werte den berechneten Daten entspricht. Demnach kann für einen negativen *Bnl* geurteilt werden, dass der Mittelwert der gemessenen Werte eine bessere Übereinstimmung mit den gemessenen Daten erzielt als die berechneten Werte.

In dieser Arbeit wird der *Bnl* zur Übereinstimmung der Messdaten mit errechneten Daten, der größer als 0,5 ist, als ein guter und anzustrebender *Bnl* betrachtet. Das Erreichen der optimalen Übereinstimmung ($Bnl = 1$) ist kaum möglich. Vorgreifend ist zu erklären, dass in dieser Arbeit der *Bnl* für die in 2.4.1 und 2.4.2 beschriebenen Lautheitstransformationen mit Lautheitsskalierungsmessdaten bestimmt wird. Der *Bnl* kann dabei immer nur so gut ausfallen, wie der *Bnl* aus den Messdaten und der durch diese approximierten Skalierungsfunktion (2.3.1 und 2.3.2) ist, weil diese den idealen Verlauf der Lautheitswachstumsfunktion bilden.

3. Fragestellungen

3.1 Akustische Lautheitsmodellierung mit dem Dynamischen Lautheitsmodell

Die erste Fragestellung, die sich für diese Arbeit ergibt, beinhaltet die bereits in den Grundlagen beschriebenen Umrechnungsvarianten der Lautheit von sone in CU nach Heeren. Um die optimale Variante für die Transformation der simulierten bzw. berechneten Lautheitsergebnisse zu erhalten, soll geklärt werden, welche Transformationsfunktion für diese Arbeit geeignet ist. Die ermittelte Funktion wird sowohl für die akustische als auch für die elektrische Lautheitsmodellierung angewandt.

Das dynamische Lautheitsmodell verwendet zur Lautheitstransformation Messdaten aus der Hörschwellenmessung. Um die Berechnung genauer gestalten zu können, soll das Verhalten unterschiedlicher Eingabeparameter des DLM auf die Lautheit untersucht werden. Dabei gelten als Eingabeparameter nicht nur die Hörschwelle, sondern auch die Messwerte der Lautheitsskalierung. Aus der Hörschwelle wird die Unbehaglichkeitsschwelle geschätzt. Drei unterschiedlich intern berechnete Anpassoptionen für die Lautheitstransformation resultieren aus den Eingabeparametern. Eine genauere Erläuterung der Anpassoptionen ist in Abschnitt 4.2.2 gegeben.

In dieser Arbeit wird angenommen, dass aus den unterschiedlichen Anpassoptionen qualitativ verschiedene berechnete Lautheitskurven hervorgehen. Dies bedeutet, dass die Lautheitstransformation, mit den Lautheitsskalierungsmessdaten als Eingabeparameter, die beste Übereinstimmung mit den Messdaten liefern wird. Eine gute Übereinstimmung wird sich einstellen, wenn die Messdaten der gemessenen Hör- und daraus geschätzten Unbehaglichkeitsschwelle an das DLM zur Berechnung der Lautheitskurve übergeben werden. Da diese Art der Lautheitstransformation in einer einfachen und einer rechenaufwendigen Variante als Anpassoption vorliegt, wird für beide die Übereinstimmung mit den Lautheitsskalierungsmessdaten bestimmt. Zur Überprüfung der Übereinstimmung der berechneten Lautheitskurven mit den Messdaten aus der Lautheitsskalierung eines jeden Probanden wird der in den Grundlagen erläuterte *Bnl* verwendet.

3.2 Elektrische Lautheitsmodellierung nach McKay

Für die Lautstärkewahrnehmung bei akustischer Stimulation wurde die Skalierungsfunktion von Brand und Hohmann vorgestellt. Es soll die Fragestellung betrachtet werden, ob diese Skalierungsfunktion auch für den Bereich der elektrischen Stimulation angewandt werden kann oder ob die Skalierungsfunktion nach Theelen-van den Hoek eine stabilere Lösung bietet.

Da bei der Lautheitsskalierung für CI-Träger jede Elektrode gemessen wurde und für jede davon eine eigene Lautheitskurve mit Hilfe der Skalierungsfunktion berechnet werden

kann, soll eine durchschnittliche normalisierte Lautheitswachstumskurve gebildet werden. Weiterhin soll die Annahme überprüft werden, dass eine Elektrodenabhängigkeit bei der Bildung der Lautheitskurven vorhanden ist, indem sich der Verlauf der Kurve ändert.

Wie auch bei der akustischen Lautheitsmodellierung mit DLM wird bei der elektrischen Lautheitsmodellierung das Verhalten verschiedener Eingabeparameter auf die Bildung der Lautheitstransformation untersucht. Dies bedeutet die Überprüfung der Übereinstimmung der berechneten Lautheiten mit den Messdaten aus der „elektrischen“ Lautheitskalibrierung. Wie verhalten sich also die berechneten Lautheitskurven, wenn sie mit der Option der Lautheitsskalierungsmessdaten oder mit individuell gemessenen M- und T-Levels angepasst werden?

Weiterhin soll ein Blick auf das Verhalten verschieden ermittelter M- und T-Level-Optionen, die bereits in Abschnitt 2.1.3 näher erklärt wurden, auf die Bildung der Lautheitstransformation geworfen werden. Die Optionen sind folgende:

- Nur klinisch gemessene M-Level werden als Eingabeparameter zur Bildung der Lautheitskurve verwendet. Der T-Level wird als das 0,28-Fache des M-Levels angenommen [Bee14].
- Klinisch gemessene M- und T-Level werden als Eingabeparameter verwendet. Für die T-Level gilt: Es werden nur solche Daten von Versuchspersonen (VPn) verwendet, deren T-Level nicht dem 0,1-Fachen des M-Levels entsprechen. Hierbei kann sonst davon ausgegangen werden, dass der T-Level mit einer automatischen Anpassfunktion während der CI-Anpassung ermittelt wurde.
- Der perzeptiv ermittelte M-Level dient als Eingabeparameter. Als perzeptiver M-Level wird die Stromstärke in μAmp verstanden, bei der ein Individuum eine Lautheit von 20 CU aufweist. Der T-Level wird als 28 Prozent des M-Levels bestimmt.
- Das Verhalten der Lautheitskurven bei perzeptiv ermittelten M- und T-Levels als Eingabeparameter wird betrachtet. Der perzeptive T-Level entspricht dabei der Stromstärke, bei der ein Lautheitseindruck von 5 CU entsteht.

In dem elektrischen Lautheitsmodell nach McKay [McK03] wird die berechnete Lautheitstransformation durch aufwendige Messungen ermittelt.

4. Methodik und Auswertung

4.1 Experimentelle Daten

Für die vorliegende Arbeit wurden Messdaten von Versuchspersonen aus vorangegangenen Studien verwendet. Die Ermittlung von Messdaten und Durchführung einer gesonderten Studie war für die hier behandelten Thematiken nicht relevant.

Die für den Abschnitt „Akustische Lautheitsmodellierung“ verwendeten Messdaten stammen aus einer im Jahr 2013 durchgeführte Studie mit sechs einseitig Ertaubten [Büc14]. Die ertaubte Seite der VPn war mit einem CI versorgt, die andere Seite war normalhörend. Es wurde für jede Seite eine Lautheitsskalierung mit Terzbandrauschen bei Mittenfrequenzen von 500, 1000, 2000 und 4000 Hz durchgeführt. Zusätzlich wurde für jede VP die Hörschwelle auf der normalhörenden Seite ermittelt. Die VPn waren zum Zeitpunkt der Studie zwischen 47 und 57 Jahren alt. Die Messdaten der Lautheitsskalierung und der Hörschwellenmessung wurden für diese Arbeit verwendet. Es wurde jedoch auf die Daten von VP 6 verzichtet, da die Daten der Hörschwellenmessung nicht mit den Daten der Lautheitsskalierung übereinstimmten.

Im Abschnitt der elektrischen Lautheitsmodellierung wurden Lautheitsskalierungsmessdaten von 20 VPn aus einer weiteren Studie angewandt [Fre14]. Bei den VPn handelte sich um CI-Träger, bei denen u. a. eine elektrische Lautheitsskalierung durchgeführt wurde. Dies bedeutet, dass Stromreize in μAmp von unterschiedlicher Stärke an Elektroden abgegeben wurden und die daraus resultierenden Lautheitseindrücke von den VPn bewertet wurden. Für jede Elektrode wurde eine Lautheitsskalierung durchgeführt und die jeweilige bereits vorhandene klinische Einstellung des M- und T-Levels übernommen. Die große Anzahl der VPn setzte sich aus zwei Gruppen zusammen, bei denen die Studie entweder an der Medizinischen Hochschule Hannover (MHH) oder am Universitätsklinikum Schleswig-Holstein (UKSH) durchgeführt wurde. Die VPn waren zwischen 19 und 77 Jahren alt. VP 10 wurde für diese Arbeit nicht berücksichtigt, da keine relevanten Messdaten zur Verfügung standen. Bei dieser Studie wurde für jede VP eine elektrische Lautheitsskalierung an zwei Terminen (Termin A und B) durchgeführt.

Die bei beiden Studien durchgeführte Lautheitsskalierung war ein mit Matlab generiertes Programm der Firma Advanced Bionics, das auf der Kategorialen Lautheitsskalierung basiert.

4.2 Akustische Lautheitsmodellierung mit DLM

4.2.1 Wahl der Transformationsformel nach Heeren

Das dynamische Lautheitsmodell berechnet die Lautheit in Sone anhand von Messdaten wie der Hörschwelle und Lautheitsskalierungsdaten. Da ein Vergleich mit Messdaten aus der kategorialen Lautheitsskalierung angestrebt wird, ist eine Transformationsformel,

welche Sone in CU umrechnet, nötig. Hierfür soll die Funktion nach Heeren betrachtet werden. Diese liegt, wie in den Grundlagen erläutert, in zwei Varianten vor (siehe Abschnitt 2.2 (4) und (5)). Die berechnete Lautheit in Sone mittels DLM wird vergleichend zum einen mit der vier-parametrischen und zum anderen mit der fünf-parametrischen Transformationsformel nach Heeren in die Lautheit in CU umgerechnet. Dieser Vergleich erfolgt visuell für alle fünf VPn, wie in 3.1 erwähnt, um eine erste Entscheidungsannäherung zu erreichen.

Abb. 10 zeigt beispielhaft die berechnete und in CU transformierte Lautheit nach der vier-parametrischen (rote durchgezogene Linie) und der fünf-parametrischen (blaue durchgezogene Linie) Funktion für VP 1. Die grünen Kreise stellen die Ergebnisse der Lautheitsskalierung mit den jeweiligen Mittenfrequenzen 500, 1000, 2000 und 4000 Hz dar. Die Hörschwelle bei jeder Frequenz ist mit einem X und die Unbehaglichkeitsschwelle mit einem O gekennzeichnet.

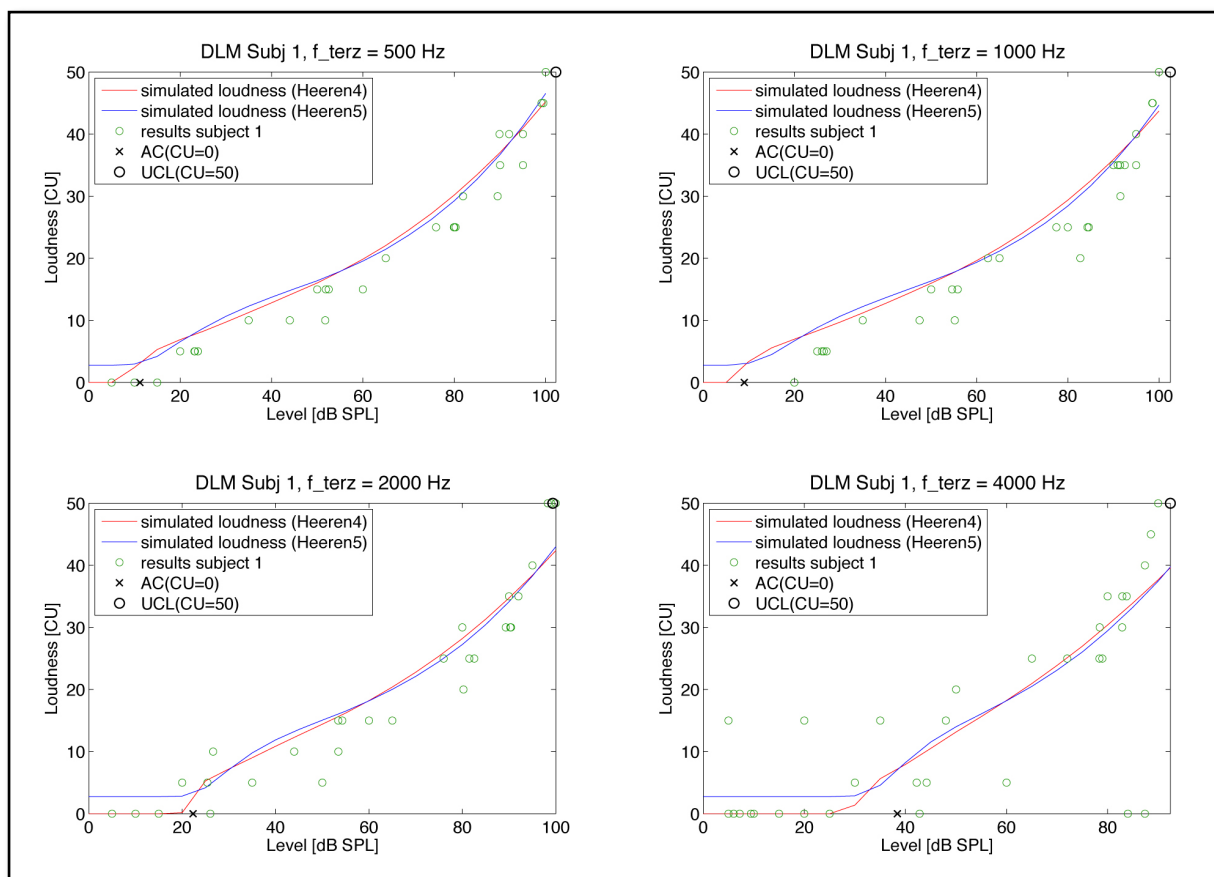


Abb. 10: Vergleich der kubischen Transformationsformel nach Heeren mit vier Parametern (rote Linie) und fünf Parametern (blaue Linie)

Der Verlauf beider Kurven oberhalb einer horizontalen Grenze von ca. 5 CU ist annähernd gleich. Der fünfte Parameter, der innerhalb des Logarithmus in (5) auftritt, hat rein visuell auf den Verlauf oberhalb der Grenze keinen Einfluss. Bei Betrachtung der Kurvenverläufe unterhalb dieser Grenze wird ersichtlich, dass die vier-parametrische Funktion die Abszissen-

se bei einem bestimmten Pegel schneidet und somit auch eine berechnete Lautheit von null CU erreicht wird. Dieser Wert entspricht dem „nicht gehört“ bei der kategorialen Lautheitsskalierung. Die fünf-parametrische Funktion hingegen zeigt keinen Schnittpunkt mit der Abszisse. Ab einem bestimmten Pegel verläuft sie waagrecht und schneidet bei 0 dB SPL die Ordinate bei 2,75 CU. Eine Lautheit von null CU wird nicht erreicht.

Betrachtet man die Abb. 7 in 2.2, die den Zusammenhang beider Funktionsvarianten zwischen der Lautheit in Sone und der in CU darstellt, wird die oben angegebene Beobachtung der Kurvenverläufe nochmals verdeutlicht.

Um jedoch eine fundierte Entscheidung treffen zu können, welche Variante der Transformationsformel weiterhin verwendet werden soll, wird im Folgenden für jede Variante die Lautheit in Sone bestimmt, für welche die Lautheit in CU den Wert null annimmt.

Die Transformationsformeln nach Heeren (4) und (5) sind bereits in Abschnitt 2.2 der Grundlagen erwähnt.

Am Beispiel der fünf-parametrischen Funktion soll nun die Nullstelle ermittelt werden. Durch Substitution von $\lg(\text{sone} + 0,0887)$ zu einer Variable X erhält man ein Polynom dritten Grades.

$$CU = 2,6253 \cdot X^3 + 0,7799 \cdot X^2 + 8,0856 \cdot X + 13,4493$$

Es werden zwei komplexe Nullstellen und eine reale Nullstelle ermittelt, wobei die reale für weitere Berechnungen Anwendung findet.

$$\begin{aligned} X_{01} &= 0,4609 + 1,9977 \cdot i \\ X_{02} &= 0,4609 - 1,9977 \cdot i \\ X_{03} &= -1,2188 \end{aligned}$$

Durch Einsetzen von X_{03} , Resubstitution und Umstellen der Gleichung nach *sone*

$$\begin{aligned} \text{sone} &= 10^{X_{03}} - 0,0887 \\ \text{sone} &= -0,0283 \text{ [sone]} \end{aligned}$$

erhält man eine negative Lautheit in Sone, wenn die Lautheit in CU den Wert null annimmt.

Unter Berücksichtigung der Stevensschen Potenzfunktion kann die Lautheit in Sone nicht den Wert null erreichen bzw. negative Werte annehmen (siehe dazu Abb. 5 in 2.2). Dies würde weiterhin bedeuten, dass nur ein negativer Schalldruckpegel in dB SPL eine Lautheitsempfindung von 0 CU auslösen kann.

Im Gegensatz zur negativen Lautheit bei der fünf-parametrischen Transformationsformel ergibt sich für die vier-parametrische eine Lautheit von 0,001 [sone], wenn die Lautheit in

CU den Wert null annimmt. Schlussfolgernd ergibt sich daraus, dass ein positiver Schalldruckpegel in dB SPL als Lautheit von 0 CU wahrgenommen werden kann, wie auch Abb. 10 zeigt.

Die folgenden Ergebnisse der berechneten Lautheitskurven in dieser Arbeit werden alle mit der Transformationsformel vierter Ordnung nach Heeren berechnet, da diese Funktion auch den Wert 0 CU, also „nicht gehört“, bestimmt.

4.2.2 Einfluss der Eingabeparameter auf die berechnete Lautheit mittels DLM

Das DLM benötigt für die Lautheitstransformation die auf die 24-Bark-Mittenfrequenzen interpolierten Werte der Hörschwelle und die des Hörverlustes. Dieser ist gegeben durch den in Abschnitt 2.4.1 beschriebenen k -Vektor, der die Rekrutmentanteile enthält, und kommt bei der Anpassung der Lautheitstransformation an Schwerhörigen zum Einsatz.

Damit ein Einfluss verschiedener Eingabeparameter auf die berechnete Lautheit bestimmt werden kann, wird dazu der Berechnungsweg der oben vorgestellten Vektoren (24-Bark-Hörschwelle und $-k$ -Vektor) verändert. Als Eingabeparameter dienen dabei zum einen die Hörschwelle, die bei den in der Audiometrie üblichen Frequenzen gemessen wurde, und die Unbehaglichkeitsschwelle. Die Werte der Unbehaglichkeitsschwelle der VPn sind nicht bekannt, somit werden diese aus der Hörschwelle geschätzt. Die Hörschwelle wird bei allen Varianten verwendet. Einen weiteren Eingabeparameter bilden zum anderen die Messwerte aus der Lautheitsskalierung.

Es ergeben sich drei Varianten des Berechnungsweges, die im Folgenden kurz erläutert werden.

- Die Berechnung der Vektoren erfolgt mit Hilfe der gemessenen Daten der Lautheitsskalierung und der Hörschwelle der VP. Im weiteren Verlauf der Arbeit wird diese Variante als „*d_{lm} ls*“ bezeichnet.
- Im Gegensatz zur *d_{lm} ls*-Variante benötigt der zweite Berechnungsweg nur die gemessene Hörschwelle. Aus dieser erfolgt eine Schätzung der Unbehaglichkeitsschwelle. Innerhalb des somit entstandenen Dynamikbereiches können Daten aus einer Lautheitsskalierung konstruiert werden. Anschließend kann die Berechnung der 24-Bark-Hörschwelle und des $-k$ -Vektors erfolgen, indem die Optimierungsroutine in einem iterativen Verfahren durchlaufen wird. Diese Variante stellt einen langsameren Vorgang dar, da in jedem Optimierungsschritt die gesamte Berechnung des Lautheitsmodells erfolgt. Deshalb soll sie im weiteren Verlauf als „*d_{lm} slow*“ bezeichnet werden.
- Einen schnelleren Berechnungsweg der Vektoren bietet die dritte Variante „*d_{lm} fast*“. Sie agiert wie *d_{lm} slow*, nur umgeht sie die Berechnung der Lautheitsskalierungsdaten. Mittels Interpolation und Vorgaben aus Tabellen („nachschiessen“) werden der 24-Bark-Hörschwellen-Vektor und der $-k$ -Vektor bestimmt.

In Kapitel 3 wurde die Annahme getätigt, dass die berechnete Lautheitskurve bzw. Lautheitstransformation mit der ihr zugrunde liegenden Berechnungsvariante *d_{lm} ls* die beste Übereinstimmung mit den Messdaten aus der Lautheitsskalierung ergibt. Eine gute Übereinstimmung der Messdaten mit der Lautheitskurve wird erzielt, wenn nur die Daten der gemessenen Hörschwelle der VP als Eingabeparameter gewählt werden (*d_{lm} slow* und *d_{lm} fast*).

Ob diese in der Qualität ihrer Übereinstimmung absteigende Bewertung sich bewahrheitet und ob eine differenziertere Bewertung der aus *d_{lm} slow* und *d_{lm} fast* resultierenden Lautheitstransformation bezüglich ihrer Übereinstimmung mit den gemessenen Daten der Lautheitsskalierung möglich ist, wird im Folgenden geklärt.

Durch Verwendung der drei oben erläuterten Berechnungswege werden im Matlab-implementierten DLM die Hörschwellen- und -vektoren und somit die Lautheitskurven für jede Variante ermittelt.

Abb. 11 zeigt den Verlauf dieser Kurven, deren Lautheit in CU vom Schalldruckpegel in dB SPL abhängt, am Beispiel für VP 1 bei 500, 1000, 2000 und 4000 Hz mittenfrequentiertem Terzbandrauschen. Die rote, blaue und grüne Kurve stellt in dieser Reihenfolge die simulierte Lautheit mit den Eingabeparametern Hörschwelle (*d_{lm} fast*, schnelle Variante), Hörschwelle (*d_{lm} slow*, langsamere Variante) und Hörschwelle und Lautheitsskalierungsmessdaten (*d_{lm} ls*) dar. Die Messergebnisse aus der Lautheitsskalierung werden durch die dunkelgrünen Kreise dargestellt. Hör- und Unbehaglichkeitsschwelle sind durch X und O

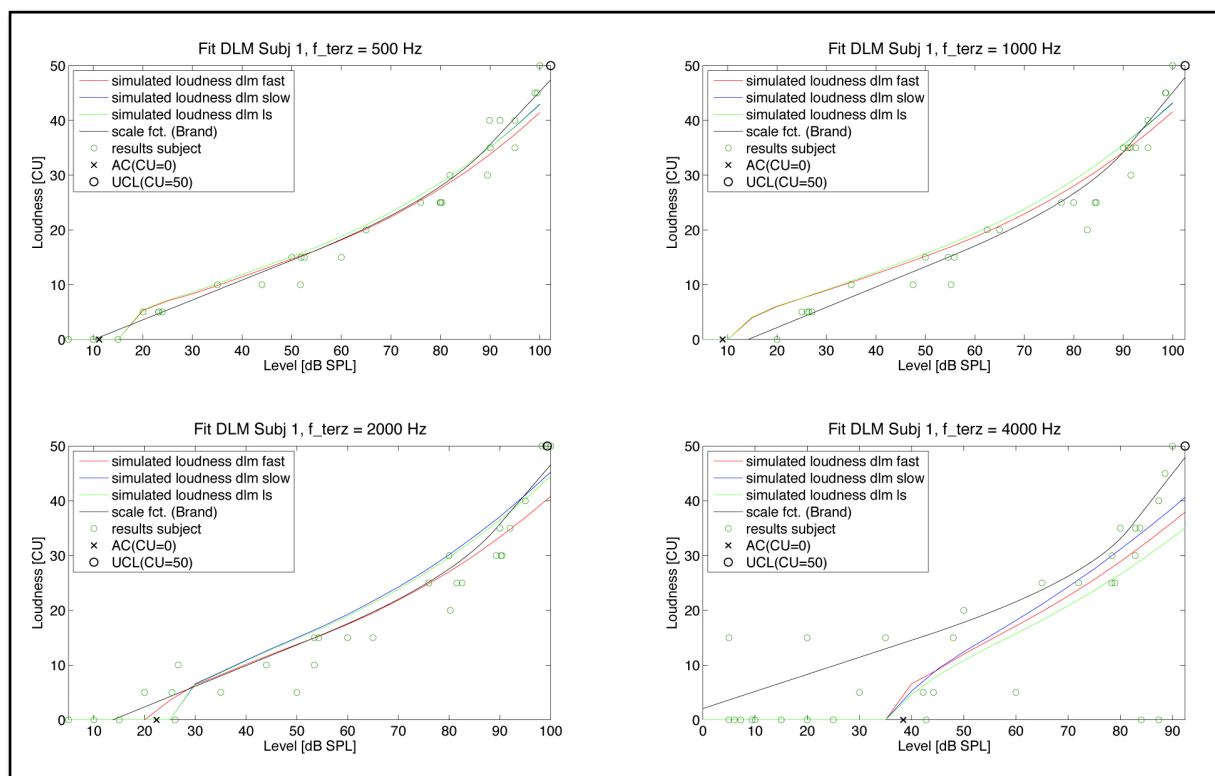


Abb. 11: Vergleich der mittels DLM berechneten Lautheiten mit unterschiedlichen Eingabeparametern

gekennzeichnet. Die vierte, schwarze Kurve zeigt die Annäherung an die Messdaten mittels der in den Grundlagen erwähnten Skalierungsfunktion nach Brand und Hohmann. Die Abbildungen für die vier weiteren VPn befinden sich in Anhang 8.2.

Die visuelle Auswertung der berechneten Lautheitskurven ergibt, dass sich in 75 Prozent der Abbildungen (bei VP 1) die blaue (Hörschwelle, *d_{lm} slow*) und die grüne Kurve (Hörschwelle und Messdaten, *d_{lm} ls*) überlagern und die rote Kurve (Hörschwelle, *d_{lm} fast*) bei höheren Pegeln etwas flacher unterhalb der beiden anderen Kurven verläuft. Werden die ermittelten Lautheitskurven der anderen Versuchspersonen zusätzlich betrachtet, erhöht sich der Prozentsatz auf 80 Prozent. Der Verlauf der drei Kurven kann dabei für jede Abbildung einzeln betrachtet immer als gleich angesehen werden.

Die Kurven weisen in diesem Beispiel in drei von vier Abbildungen einen gemeinsamen Schnittpunkt mit der Abszisse auf. Für 85 Prozent aller VPn gilt diese Beobachtung. Der unterschiedlich flache Anstieg der Kurven bei der 4000-Hz-Abbildung tritt in dieser Form nur bei zwei Abbildungen auf.

In Abb. 11 verläuft jede Kurve mit scheinbar guter Übereinstimmung durch die Lautheitsskalierungsmessdaten. Dies kann jedoch nur für 55 Prozent der Kurven für alle fünf VPn beobachtet werden.

Bei subjektiver Betrachtung aller Kurvenverläufe durch die Messdaten kann keine genaue Reihenfolge in der qualitativen Übereinstimmung zwischen jeder einzelnen berechneten Lautheitskurve und den Messwerten ermittelt werden. Für eine genaue Aussage wird die Berechnung des *Bnl* erforderlich.

Abb. 12 zeigt die berechnete Übereinstimmung, den *Bnl*, der simulierten Lautheitskurven mit den Messdaten aus der Lautheitsskalierung für VP 1 gemittelt über alle vier Frequenzen. Abb. 13 veranschaulicht Selbiges mit zusätzlicher Mittelung über alle Versuchspersonen.

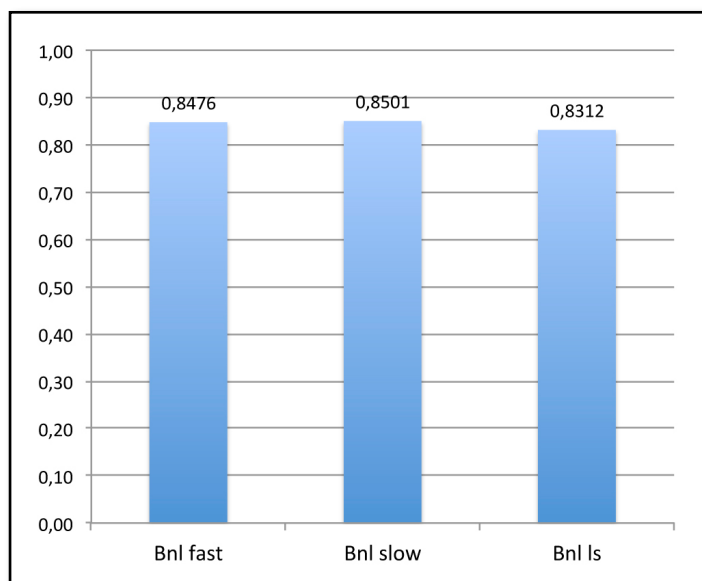


Abb. 12: Vergleich der Übereinstimmungen (*Bnl*) für verschiedene DLM-Anpassoptionen am Beispiel von VP 1

Bnl fast, *Bnl slow*, und *Bnl ls* bezeichnen in diesen Abbildungen den *Bnl* bei der Lautheitstransformationskurve, der die schnelle (*dml fast*, rot), langsame (*dml slow*, blau) und die Lautheitsberechnungsvariante (*dml ls*, grün) zugrunde liegen.

Am Beispiel von VP 1 kann bei allen Berechnungsvarianten der Lautheitskurve eine Übereinstimmung mit den Messdaten der Lautheitsskalierung von mindestens 0,8 errechnet werden. Dieser Wert stellt einen sehr guten *Bnl* dar. Die *Bnl* der drei Berechnungsvarianten unterscheiden sich nur gering in der zweiten Nachkommastelle. Allerdings kann somit eine Wertung vorgenommen werden. Speziell für VP 1 ergibt sich die beste Übereinstimmung, wenn die Lautheitskurve mit Hilfe der langsamen, nur die Hörschwelle berücksichtigenden Variante berechnet wird, dicht gefolgt von der schnellen Berechnungsvariante. Entgegen der Annahme, dass die durch Lautheitsskalierungsmessdaten und Hörschwellen beeinflusste Berechnungsvariante die beste Übereinstimmung hervorbringt, findet sich diese mit einem *Bnl* von 0,8312 an dritter Position wieder.

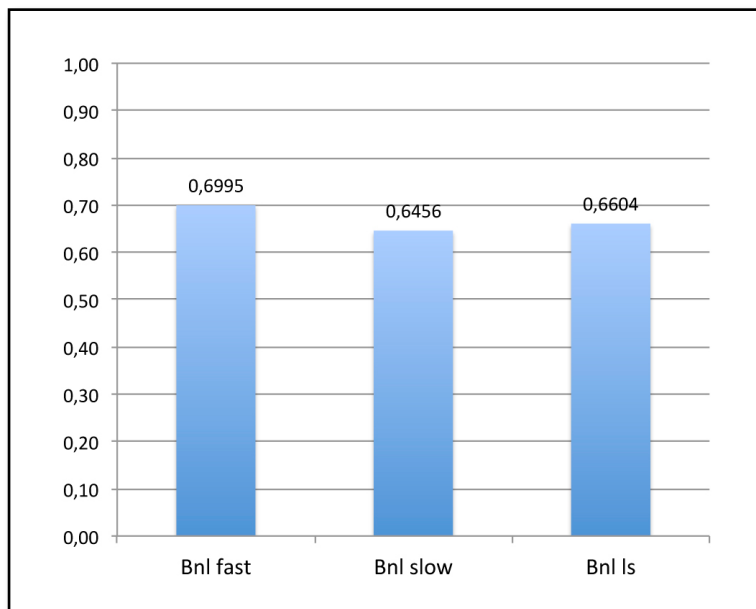


Abb. 13: Vergleich der Übereinstimmungen (*Bnl*) für verschiedene DLM-Anpassoptionen für alle VPn

Die Betrachtung der *Bnl*-Ergebnisse gemittelt für alle Frequenzen und alle VPn lässt jedoch eine andere Wertung in der Reihenfolge der besten Übereinstimmung zu. Allem voran wurde für alle Varianten ein *Bnl* von mindestens 0,6 errechnet, welcher als gut angesehen werden kann. Wieder unterscheiden sich die drei Varianten nur knapp in ihrer zweiten Nachkommastelle. Es erfolgt, im Vergleich zu VP 1, ein Wechsel auf allen Plätzen. Die beste Übereinstimmung von annähernd 0,7 mit den Lautheitsskalierungsmessdaten bildet die errechnete Lautheitskurve, der die schnelle, die Hörschwelle berücksichtigende Variante *dml fast* zugrunde liegt. An zweiter Position steht die die Lautheitsskalierungsmesswerte beinhaltende Berechnungsvariante *dml ls* mit einem *Bnl* von 0,6604. Gegenätzlich zum Ergebnis bei VP 1 befindet sich die langsame Variante mit einem *Bnl* von 0,6456 an dritter Stelle.

Die in Kapitel 3 getätigte Annahme, dass die beste Übereinstimmung erlangt wird, wenn die Lautheitsskalierungsmessdaten als Eingabeparameter für die Berechnung der Lautheitskurve fungieren, kann aufgrund der oben dargestellten Ergebnisse nicht bestätigt werden. Die anzunehmenden Gründe werden im ersten Abschnitt des Kapitels 5 diskutiert.

Da es sich bei allen Berechnungsvarianten um einen resultierenden *Bnl* zwischen 0,6 und 0,7 handelt und sich die Unterschiede erst in der zweiten Nachkommastelle zeigen, hat die Wahl der Berechnungsvariante für den 24-Bark-Hörschwellen- und *-k*-Vektor keinen wesentlichen Einfluss auf die Bildung der Lautheitstransformationskurve für die hier verwendeten Daten der VPn. Bei einer anderen Stichprobe, deren Daten einen größeren Unterschied im Rekrutment und einen Hörverlust aufweisen, könnte das Ergebnis anders ausfallen.

Skalierungsfunktion nach Brand und Hohmann vs. Daten der Lautheitsskalierung

Da der *Bnl* für eine Kurven-Messwert-Übereinstimmung bei der Berechnungsvariante mit den Lautheitsskalierungsmessdaten als Eingabeparameter ca. 0,03 *Bnl*-Punkte (bei allgemeiner Betrachtung, siehe Abb. 13) unterhalb der schnellen Variante liegt, kann eine Optimierung der Eingabeparameter angestrebt werden. Ob sich eine Verbesserung des *Bnl* einstellt, soll überprüft werden.

Bei Betrachtung von Abb. 11 und der sich im Anhang befindlichen Abbildungen wird deutlich, dass die Skalierungsfunktion nach Brand und Hohmann sehr gut an die Messwerte approximiert wird. Diese Funktion soll im Weiteren Anwendung finden.

Anstelle der Lautheitsskalierungsmessdaten dient die aus diesen ermittelte Skalierungsfunktion nach Brand und Hohmann zusammen mit der gemessenen Hörschwelle als Eingabeparameter für die Berechnungsvariante *dln ls*, um den 24-Bark-Hörschwellen- und *-k*-Vektor für die Berechnung der Lautheit zu bestimmen.

Abb. 14 zeigt beispielhaft für VP 4 den Verlauf der berechneten Lautheitskurve (rote Linie), der Skalierungsfunktion nach Brand und Hohmann (schwarze Linie) sowie die Messergebnisse aus der Lautheitsskalierung (grüne Kreise) bei 500, 1000, 2000 und 4000 Hz.

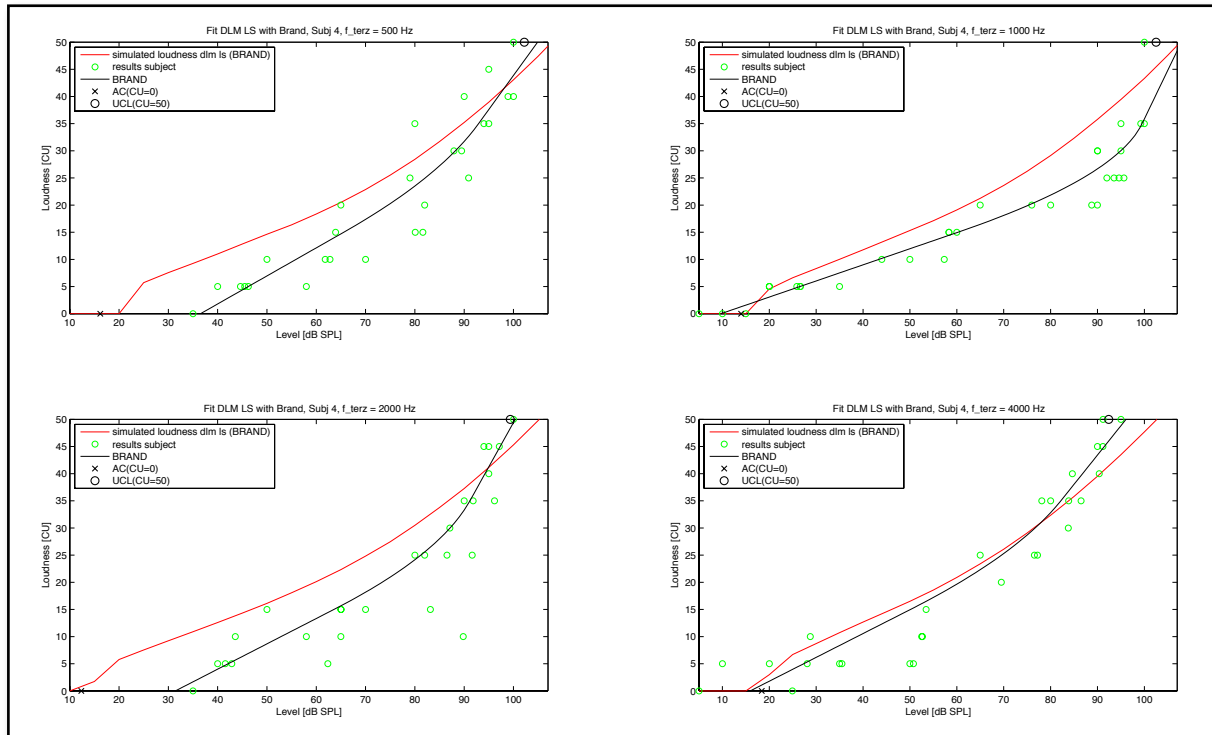


Abb. 14: Vergleich des Verlaufs der berechneten Lautheitskurve (rot) mit dem Verlauf der Skalierungsfunktion nach Brand und Hohmann (schwarz)

Die Betrachtung der roten Kurve im Vergleich zu den Messdaten zeigt, dass die Optimierungsroutine keine Verbesserung für den Kurvenverlauf erzielt hat. Die Übereinstimmung der Kurve mit den Messwerten über alle Frequenzen und VPn ergibt einen Bnl von 0,6156. Dieser Bnl kann immer noch als „gut“ angesehen werden. Er liegt jedoch mit diesem Ergebnis mit einer Differenz von ca. 0,04 unterhalb des Bnl (0,6604), der die Lautheitsskalierungsmesswerte berücksichtigt. Vergleicht man hingegen die sich ergebende Skalierungsfunktion mit den Messwerten, erhält man einen deutlich besseren Bnl von 0,7532.

Dass der Bnl keine erwartete Steigerung erfahren hat, kann mit der Streuung der Messwerte begründet werden. Obwohl die Skalierungsfunktion als idealer Verlauf der Messwerte angesehen werden kann und als Eingabeparameter für die Berechnung der Lautheitskurve dient, wird keine Verbesserung festgestellt. Eine geringere Streuung der Messdaten ergibt einen besseren Verlauf der Skalierungsfunktion und somit auch der Lautheitstransformation, welche auf $dmls$ mit Theelen-Daten basiert. Wird dazu beispielsweise das linke untere Bild (2000 Hz) aus Abb. 14 mit dem rechten unteren (4000 Hz) visuell verglichen, fällt auf, dass beim linken Bild die aufgetragenen Lautheitsskalierungsmesswerte eine vermeintlich größere Streuung aufweisen als die Messwerte im rechten Bild. Demnach könnte sich eine bessere Übereinstimmung der Lautheitskurve mit den Messdaten im rechten Bild einstellen.

4.3 Elektrische Lautheitsmodellierung mit dem Modell nach McKay

4.3.1 Berechnungsvarianten der Lautheitstransformation nach McKay

Als Grundlage für diese Arbeit lag das bereits in Matlab implementierte elektrische Lautheitsmodell nach McKay vor. Die in den Grundlagen in Abschnitt 2.4.2 dargestellte Lautheitstransformation (13)

$$\log(L) = a \cdot c + 0,03 \cdot b \cdot e^{\frac{c-c_{\{0\}}}{b}} + k$$

ist im Vorfeld zu einer vereinfachten Variante berechnet worden. Diese vereinfachte Lautheitstransformation besteht nur aus der Abweichung zum exponentiellen Anteil von (13). Sie beinhaltet nur noch zwei Parameter, durch welche sich die Lautheit bestimmen lässt:

$$\log(L) = a \cdot c + k \quad (16)$$

Durch Vereinfachung der Funktion wird ein mögliches robusteres, weniger störanfälliges Verhalten erwartet. Es gilt, die Annahme zu überprüfen.

Das Verfahren, nach dem die Anpassung des Modells nach McKay erfolgt, ist in der klinischen Praxis nicht bekannt [McK03]. Neu ist deshalb die praxisorientierte Anpassung dieses Modells mit klinischen Daten, d. h. als Eingabeparameter dienen die Messwerte einer elektrischen Lautheitsskalierung oder der M- und T-Level.

Das Modell wurde mit Messdaten von CI-Trägern der Firma Cochlear entwickelt. Dementsprechend dienen als Berechnungsgrundlage die bei der CI-Anpassung verwendeten Stromwerte in Cochlear Units. Die berechnete Lautheit wird in Sone ausgegeben. Sowohl für die Stromwerte als auch für die Lautheit werden Transformationsformeln in μAmp (14) und CU angewandt (Heeren 4. Ordnung (4)).

Im Folgenden werden die vier für diese Arbeit wichtigen Varianten der Lautheitstransformation nach McKay erläutert. Die Messdaten der Lautheitsskalierung, der M- und ggf. T-Level der einzelnen VPn dienen als Eingabeparameter.

- Die erste Berechnungsvariante soll als „*mckay normal mt*“ bezeichnet werden. Sie ermittelt die individuellen Parameter a, b, c_0 und k der vollständigen Lautheitstransformation (13) mit Hilfe des gegebenen M-Levels und ggf. auch des T-Levels. Ist kein T-Level vorhanden, so erfolgt seine Berechnung nach $T - Level = 0,28 \cdot M - Level$. Durch den sich ergebenden Dynamikbereich können Daten einer Lautheitsskalierung geschätzt werden. Mit Hilfe einer Kurvenanpassung an die Skalierungsdaten nach der Methode der kleinsten Quadrate erfolgt daraufhin die Berechnung der Parameter für die Lautheitstransformation. Die berechnete Lautheit nach McKay erhält man, indem die Parameter in (13) eingesetzt werden. Als Berechnungsgrundlage dient der fortlaufende Vektor, der 255 Stromwerte in Cochlear Units beinhaltet.

- Die zweite Variante „*mckay simple mt*“ agiert wie *mckay normal mt*, nur dass die zwei Parameter der vereinfachten Lautheitstransformation a und k aus (16) ermittelt werden.
- Als „*mckay normal ls*“ soll die dritte Variante zur Berechnung der Lautheitstransformation bezeichnet werden. Die gemessenen Daten der elektrischen Lautheitsskalierung dienen als Eingabeparameter und müssen nicht wie in *mckay normal mt* geschätzt werden. Die Berechnung der Lautheitstransformationsparameter a, b, c_0 und k und der daraus resultierenden Lautheit erfolgt jedoch wie bei *mckay normal mt*.
- Folglich werden bei „*mckay simple ls*“ als vierte Variante die Parameter a und k und die Lautheit auf die gleiche, jedoch vereinfachte Weise berechnet.

Abb. 15 zeigt die Lautheitskurven, berechnet nach den beschriebenen Varianten der Lautheitstransformation nach McKay mit den Eingabeparametern M- und T-Level (obere Reihe) und Lautheitsskalierungsmessdaten (untere Reihe). Verglichen werden die Varianten bei normaler und vereinfachter Berechnung für VP 4 und Elektrode 4 jeweils für Termin A (linke Spalte) und B (rechte Spalte). Die in CU angegebenen berechneten Lautheiten bei steigenden Stromstärken in μAmp werden durch die durchgezogenen Linien für die normale Berechnungsvariante und durch die gestrichelte Linie für die vereinfachte Variante gekennzeichnet.

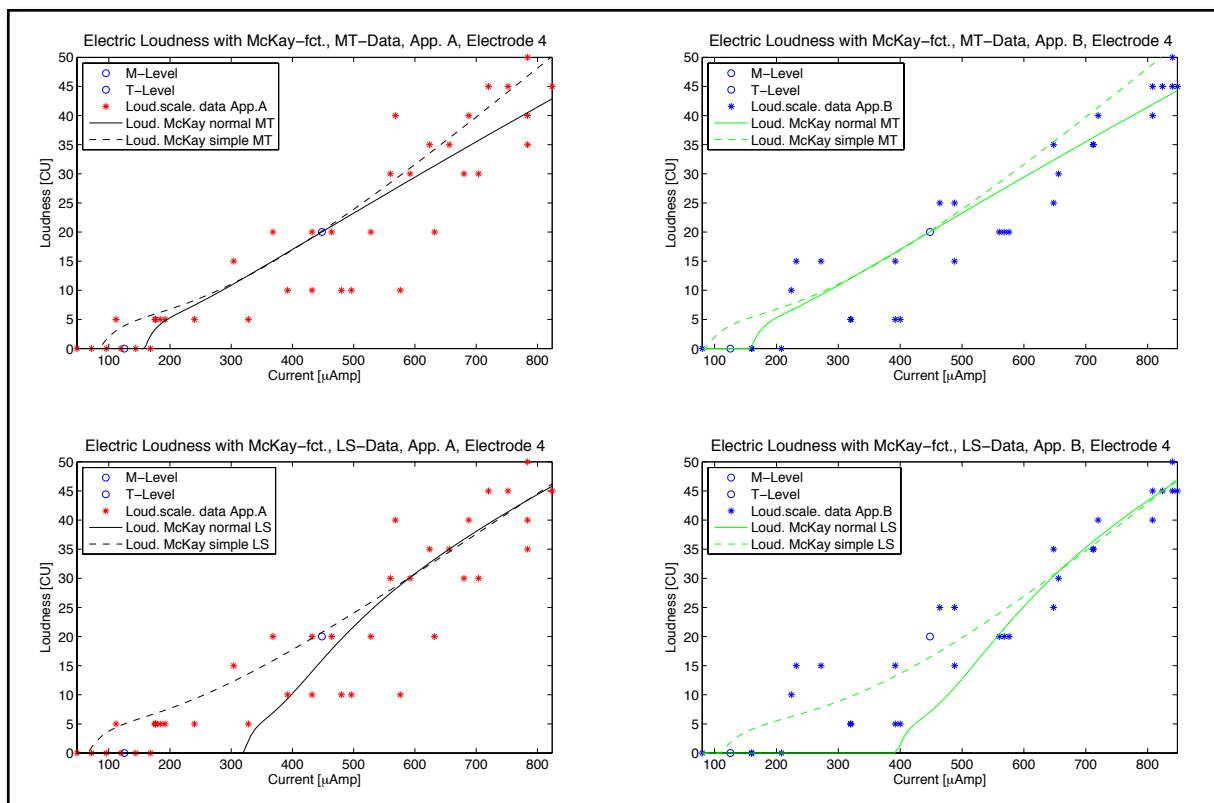


Abb. 15: Vergleich der Lautheitskurven nach McKay (normale und simple Variante) bei Termin A und B, bei Eingabeparametern LS-Werte oder M/T-Level

Die Lautheitsskalierungsmessdaten von Termin A (rote Sterne) und B (blaue Sterne) zeigen Test-Retest-Aufnahmen aus der verwendeten Studie. Nach einer gewissen Phase der Hörgewöhnung fällt die Streuung der Messdaten bei der zweiten Lautheitsskalierung wesentlich geringer aus [Fre14], sodass eine genauere Berechnung der Lautheitskurve möglich ist. Aus diesem Grund werden sich alle nachfolgenden Ergebnisse auf die Messdaten aus Termin B beziehen.

Es muss darauf hingewiesen werden, dass die bereits klinisch eingestellten M- und T-Level einmalig bei Termin A aufgenommen wurden und somit auch Anwendung in den Darstellungen für Termin B finden. Dementsprechend gleichen sich die errechneten Lautheitskurven für A und B (obere Reihe).

Dienen der M- und T-Level als Eingabeparameter sowohl für die normale als auch für die vereinfachte Berechnungsvariante (*mckay normal/mckay simple*), verlaufen die entstehenden Lautheitskurven oft identisch, was in den Abbildungen in Anhang 8.3 zu betrachten ist. In Abb. 15 verläuft die Kurve der vereinfachten Variante etwas flacher bei niedrigen Stromstärken und etwas steiler bei hohen Stromstärken.

Bei Verwendung der Lautheitsskalierungsmessdaten wird ein Unterschied zwischen den berechneten Lautheitskurven mittels normaler (*mckay normal ls*) oder vereinfachter Variante (*mckay simple ls*) deutlich. Die Annäherung an die Messdaten mit *mckay normal ls* zeigt einen zu steilen Anstieg bei niedrigeren Stromstärken. Die Lautheit nach der vereinfachten Variante steigt flacher an und nähert sich, visuell betrachtet, besser den Messdaten bei niedrigeren Stromstärken an als die normale Variante.

Ein *Bnl*-Vergleich für die *mckay normal ls*- ($Bnl = 0,4711$) und die *mckay simple ls*-Variante ($Bnl = 0,7995$) bei den Lautheitsskalierungsmessdaten aller Elektroden von VP 4 als Eingabeparameter für Termin B zeigt, dass die simple Variante die Lautheiten stabiler und robuster berechnet.

Um eine stabilere Berechnung der normalen Variante zu erreichen, kann eine Skalierungsfunktion an die Messdaten angepasst werden. Diese Daten der Skalierungsfunktion werden somit als ideale Messdaten angesehen und dienen bei der *mckay normal/simple ls*-Variante als Grundlage bzw. Eingabeparameter für die Lautheitstransformation.

4.3.2 Skalierungsfunktion nach Brand und Hohmann vs. Skalierungsfunktion nach Theelen-van den Hoek

Bei der akustischen Lautheitsmodellierung wird die Skalierungsfunktion nach Brand und Hohmann angewandt. Ob diese auch für die elektrische Lautheitsmodellierung geeignet ist, soll in diesem Abschnitt überprüft werden. Ein Vergleich mit der Skalierungsfunktion nach Theelen-van den Hoek, die als eigentliche Skalierungsfunktion für die elektrische Lautheitsmodellierung gilt, wird erbracht und bewertet.

Für die Skalierungsfunktion nach Brand und Hohmann wird, wie in den Grundlagen in Abschnitt 2.3.1 bereits erläutert, der Schnittpunkt, L_{cut} zweier Geraden, die jeweils eine unterschiedliche Steigung besitzen, bestimmt. Die Geraden bilden eine an die Messdaten der Lautheitsskalierung angenäherte Kurve, die im Bereich um den L_{cut} eine Bezier-Glättung erfährt.

In Abschnitt 2.3.2 der Grundlagen wird auf die Skalierungsfunktion nach Theelen-van den Hoek genauer eingegangen. Diese Funktion beschreibt, anders als die Skalierungsfunktion nach Brand und Hohmann, einen Lautheitswachstumsverlauf mittels einer Exponentialfunktion.

Den Vergleich beider Skalierungsfunktionen, nach Brand und Hohmann (schwarze Linie) und Theelen-van den Hoek (rote Linie), für die elektrischen Lautheitsskalierungsmessdaten aus Termin B beispielsweise für VP 2, Elektrode 5 (oben) und 15 (unten), stellt Abb. 16 dar. Das obere Bild zeigt einen annähernd gleichen Kurvenverlauf beider Skalierungsfunktionen. Das untere Bild verdeutlicht ein Ausreißen der Skalierungsfunktion nach Brand und Hohmann, während sich die Skalierungsfunktion nach Theelen-van den Hoek den Messdaten gut annähert.

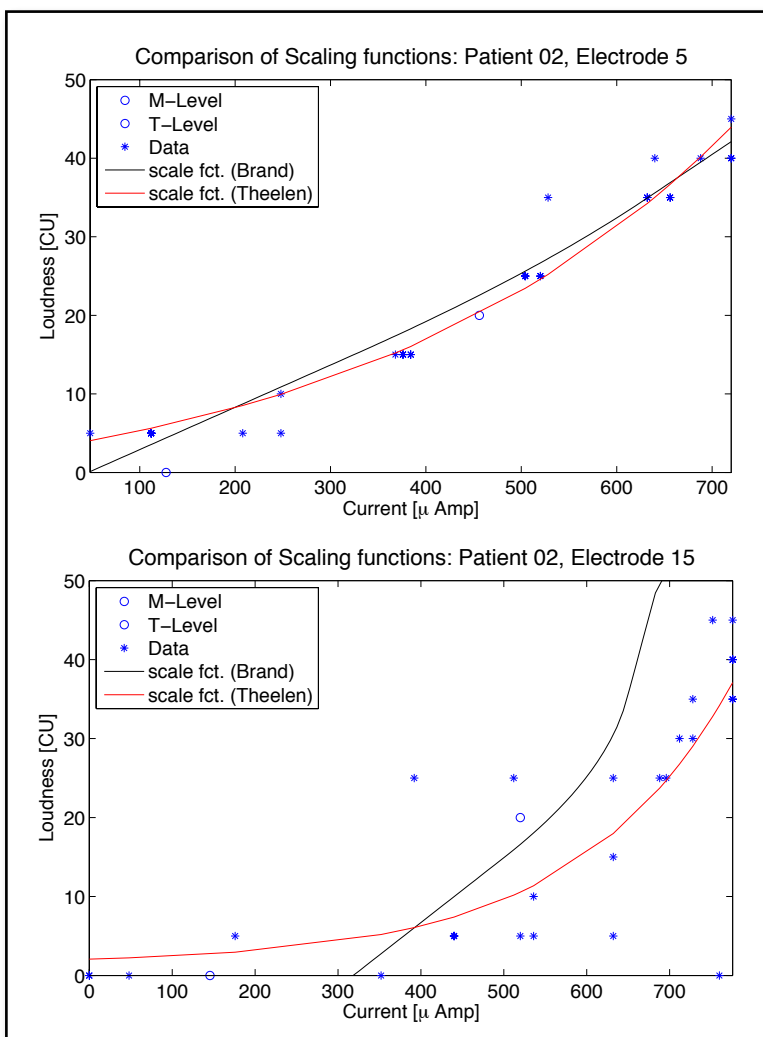


Abb. 16: Vergleich des Verlaufs der Skalierungsfunktion nach Brand und Hohmann und Theelen-van den Hoek

Bei Betrachtung der Verläufe der Lautheitswachstumskurven für alle Elektroden aller VPn wird deutlich, dass sich die Skalierungsfunktion nach Theelen-van den Hoek in jedem Fall gut an die Messdaten der elektrischen Lautheitsskalierung annähert. Die Funktion nach Brand und Hohmann zeigt in mehreren Fällen wie in Abb. 16 unten zu große Anstiege der oberen und unteren Geraden. Dadurch kann keine Approximation durch die Messwerte erzielt werden.

Eine Erklärung bietet die Bestimmung des Schnittpunktes beider Geraden (L_{cut}). Werden viele Stimuli in μAmp mit größerem Delta zueinander mit einer Lautheit zwischen 20 und 30 CU bewertet, doch die restlichen Stimuli außerhalb dieses Bereiches weisen mit den bewerteten Lautheiten einen anderen möglichen Kurvenverlauf an, verschiebt sich der L_{cut} .

Dienen beide Skalierungsfunktionen als Eingabeparameter für die normale und vereinfachte mit Lautheitsskalierungsdaten rechnende *mckay normal/simple ls*-Berechnungsvariante der Lautheitstransformation, kann die Auswirkung der Schwankung bei der Skalierungsfunktion nach Brand und Hohmann sichtbar gemacht werden.

Abb. 17 zeigt die berechneten Lautheitskurven nach McKay für VP 2 bei Elektrode 5 (obere zwei Bilder) und 15 (untere zwei Bilder) als fortlaufendes Beispiel zu Abb. 16. Die schwarze Linie stellt die Skalierungsfunktion nach Brand und Hohmann, die rote Linie die Skalierungsfunktion nach Theelen-van den Hoek als Eingabeparameter für beide Varianten der Lautheitstransformation dar. Das erste und das dritte Bild zeigen die normale Variante. Die vereinfachte Berechnungsvariante wird durch das zweite und vierte Bild präsentiert. Wie es anhand von Abb. 16, oberes Bild, zu erwarten war, ergeben sich für Elektrode 5 gut innerhalb der Messdaten verlaufende berechnete Lautheitskurven. Aufgrund der ausreißenden Skalierungsfunktion nach Brand und Hohmann im unteren Bild von Abb. 16 zeigt sich dieses Ergebnis auch in der nach *mckay normal/simple ls* kalkulierten Lautheitskurve in Abb. 17 unten.

Die Abweichung dieser Kurve von den Messdaten nimmt bei höheren Stromstärken zu. Sowohl für die normale als auch für die vereinfachte Berechnungsvariante vergrößert sich der Abstand zwischen den McKay-Lautheitstransformationskurven, die jeweils die Berechnung nach Brand/Hohmann und nach Theelen-van den Hoek berücksichtigen. Dabei verläuft die auf Theelen-van den Hoek basierende Lautheitskurve (rot) weiterhin innerhalb der Lautheitsskalierungsmessdaten, die auf Brand basierende Kurve nicht.

Um eine Entscheidung zu treffen, welche Skalierungsfunktion als optimale Messdaten und somit als Eingabeparameter für die Lautheitsberechnung nach McKay verwendet werden könnte, erfolgt die objektive Berechnung der Übereinstimmung (Bnl) der Messdaten mit den Kurven der Skalierungsfunktionen.

Der Bnl über alle Versuchspersonen und Elektroden für den Vergleich zwischen den Messdaten und der Skalierungsfunktion nach Brand und Hohmann liegt bei 0,7715. Die Über-

einstimmung der Messdaten mit der Skalierungsfunktion nach Theelen-van den Hoek ergibt einen Bnl von 0,8296.

Aufgrund des höheren Bnl und der in allen Fällen robusteren Approximation der Skalierungsfunktion an die Lautheitsskalierungsmessdaten kann die Funktion nach Theelen-van den Hoek als optimale Mess- und Eingabedaten für die Lautheitstransformation mit den *mckay normal/simple ls*-Varianten dienen.

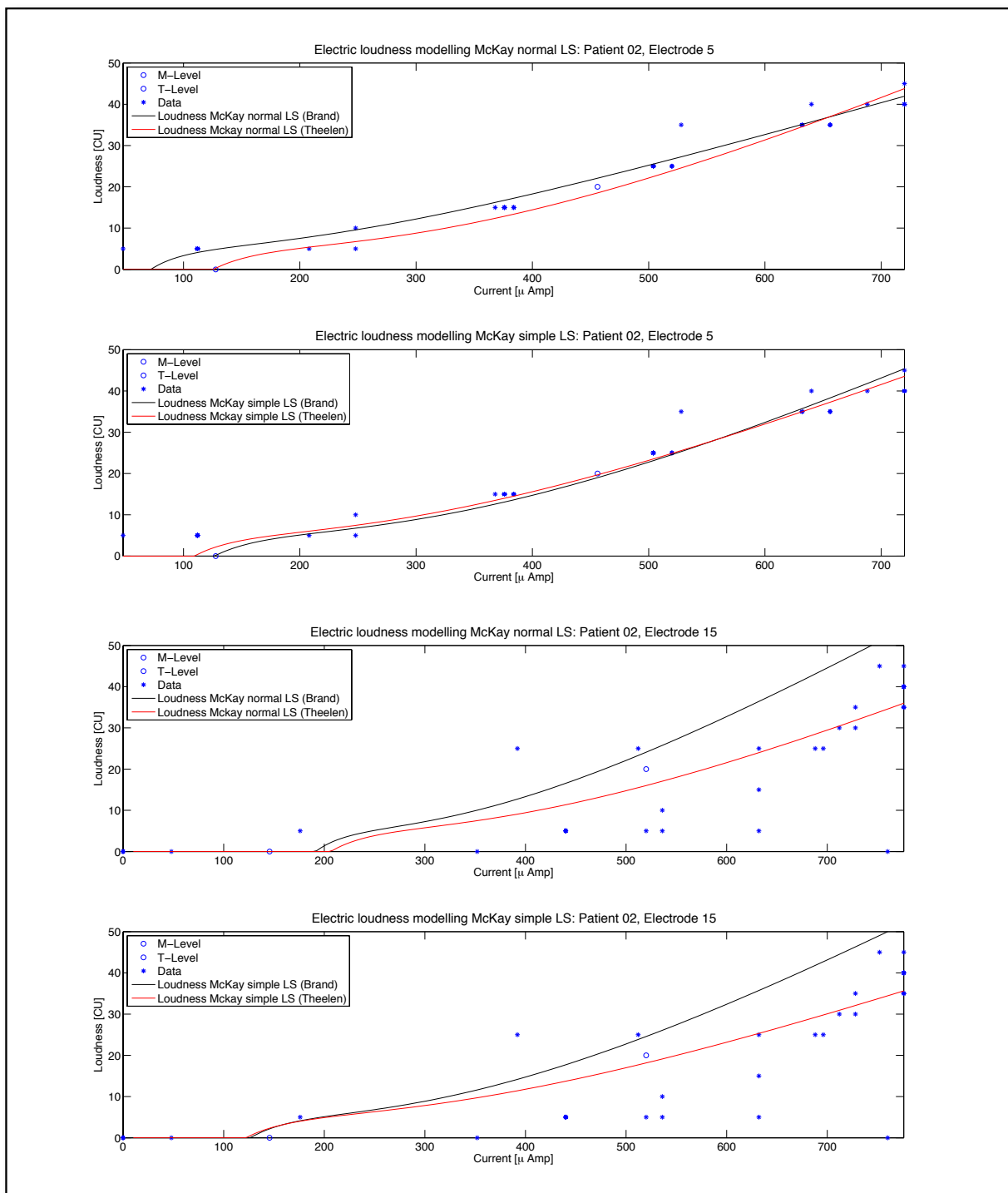


Abb. 17: Vergleich der McKay-Funktionen (normal und vereinfachte Variante) für VP 2, Elektrode 5 (1. und 2. Bild) und für VP 2, Elektrode 15 (3. und 4. Bild)

4.3.3 Berechnung einer normalisierten durchschnittlichen Skalierungsfunktion

Die elektrische Lautheitsskalierung wurde bei jeder VP für jede Elektrode durchgeführt. Die Berechnung und Betrachtung einer normalisierten, durchschnittlichen Lautheitswachstumskurve ist deshalb erstrebenswert. Hierfür soll die aus allen Messdaten aller Elektroden und Versuchspersonen errechnete Skalierungsfunktion nach Theelen-van den Hoek verwendet werden. Die Daten der Skalierungsfunktion können, wie im vorhergehenden Abschnitt herausgefunden, als ideale Messdaten dienen und sind somit für die Durchschnittsbildung gut geeignet. Streuungen werden durch Berechnung der Standardabweichungen ermittelt.

In Abb. 18 wird die durchschnittliche Skalierungsfunktion nach Theelen-van den Hoek als blaue Linie dargestellt. Die gelbe Fläche bezeichnet die Standardabweichung zu jeder ermittelten Lautheit über alle Elektroden und Versuchspersonen. Die Lautheit in CU ist aufgetragen über den Strom-Dynamikbereich (Dynamic Range) in Prozent.

Zunächst werden die Daten für die Skalierungsfunktion nach Theelen-van den Hoek für alle Elektroden aller VPn berechnet. Jeder in den Lautheitsskalierungen verwendete Stromstärkenmessbereich pro Elektrode und VP wird auf den Dynamikbereich 0 bis 100 Prozent normalisiert. Die durch die VP bestimmte Lautheit im Bereich von 0 bis 50 CU wird nicht normalisiert. Alle Werte (normalisierte individuelle Stromdynamikbereiche und Lautheiten) können als dreidimensionale Matrix aufgefasst werden. Durch eine zweifache Mittelwertbildung entsteht die durchschnittliche normalisierte Skalierungsfunktion nach Theelen-van den Hoek, die in Abb. 18 als blaue Linie dargestellt ist.

Die Standardabweichung (gelber Bereich) ermittelt sich aus der Matrix der ersten Mittelwertbildung. Diese Matrix enthält die bereits über alle VPn gemittelten Lautheitsangaben für alle 16 Elektroden. Daraus bestimmt sich die Standardabweichung zu jedem gemittelten Lautheitswert über alle Elektroden und VPn. Die mittlere normalisierte Lautheitswachstumskurve zeigt einen exponentiell steigenden Verlauf. Dies bedeutet, dass alle VPn die Lautheit in solch einem Verlauf empfinden und in keiner anderen Form wie beispielsweise einer Geraden. Es ist zu erkennen, dass die durch die Standardabweichung ausgedrückte Streuung der gemittelten Messdaten über den gesamten Dynamikbereich sehr gering ist.

Die durchschnittliche Standardabweichung beträgt knapp 1 CU. Bei 40 Prozent des Dynamikbereiches ist die Standardabweichung mit 0,44 CU am geringsten. Somit könnte geschlossen werden, dass alle VPn mit allen Elektroden einen Stimulus bei 40 Prozent ihres individuellen Dynamikbereiches als eine Lautheit von ca. 15 CU empfinden. Die Standardabweichung erreicht ihr Maximum von 2 CU bei 100 Prozent des Dynamikbereiches. Wegen der sehr kleinen Standardabweichungen, die auch keine großen Schwankungen in bestimmten Strom-Dynamikbereichen aufzeigen, und des einheitlichen exponentiellen Verlaufs der Lautheitswachstumskurve kann von einer Elektrodenunabhängigkeit der Lautheitsbildung ausgegangen werden.

Somit kann die in Kapitel 3 getätigte Annahme einer bestehenden Abhängigkeit der Lautheitsbildung von Elektroden verworfen werden.

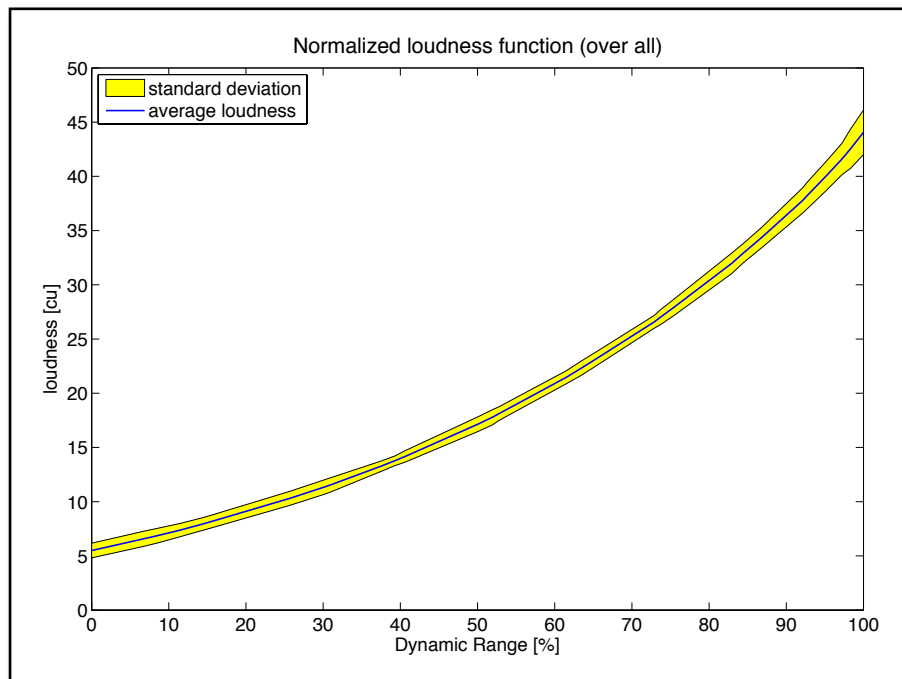


Abb. 18: Normalisierte durchschnittliche Skalierungsfunktion nach Theelen-van den Hoek (blaue Linie) mit Standardabweichung (gelber Bereich)

4.3.4 Einfluss der Eingabeparameter auf die berechnete Lautheit nach McKay

Die für diese Arbeit wichtige Frage, ob eine Berechnung der Lautheitskurve nach McKay anhand audiometrischer Messdaten aus der Lautheitsskalierung oder aus Messung des M- und T-Levels erfolgen kann, soll im Folgenden untersucht werden. Dafür wird, wie bei der akustischen Lautheitstransformation auch, das Verhalten der elektrischen Lautheitstransformation bei unterschiedlichen Eingabeparametern betrachtet und der *Bnl* bestimmt. Die weiterhin verwendeten Messdaten stammen nur noch aus der Messreihe von Termin B.

Messdaten der Lautheitsskalierung vs. Daten der Skalierungsfunktion nach Theelen-van den Hoek

Für die Lautheitstransformation nach McKay werden die Lautheitsskalierungsmessdaten und die daraus mit der Skalierungsfunktion nach Theelen-van den Hoek berechneten „idealen Messwerte“ als Eingabeparameter verwendet. Der Vergleich dieser findet für die normale *mckay normal ls* und die vereinfachte *mckay simple ls* Berechnungsvariante statt.

Abb. 19 zeigt die zu vergleichenden berechneten Lautheiten in CU in Abhängigkeit der Stromstärke in μAmp beispielhaft für VP 2, Elektrode 6. Die Datenkurven in der oberen Abbildung wurden mit Hilfe der normalen Berechnungsvariante erstellt. Die Datenkurven in der unteren Abbildung mit der vereinfachten Variante. Das Ergebnis der Berechnung der Lautheit nach McKay mittels der Lautheitsskalierungsmesswerte wird durch die rote

Linie gekennzeichnet. Die blaue Linie verdeutlicht den Verlauf der Lautheit, die durch Implementierung der Theelen-Lautheitsdaten gebildet wird. Die schwarzen Sterne zeigen die Messdaten der Lautheitsskalierung.

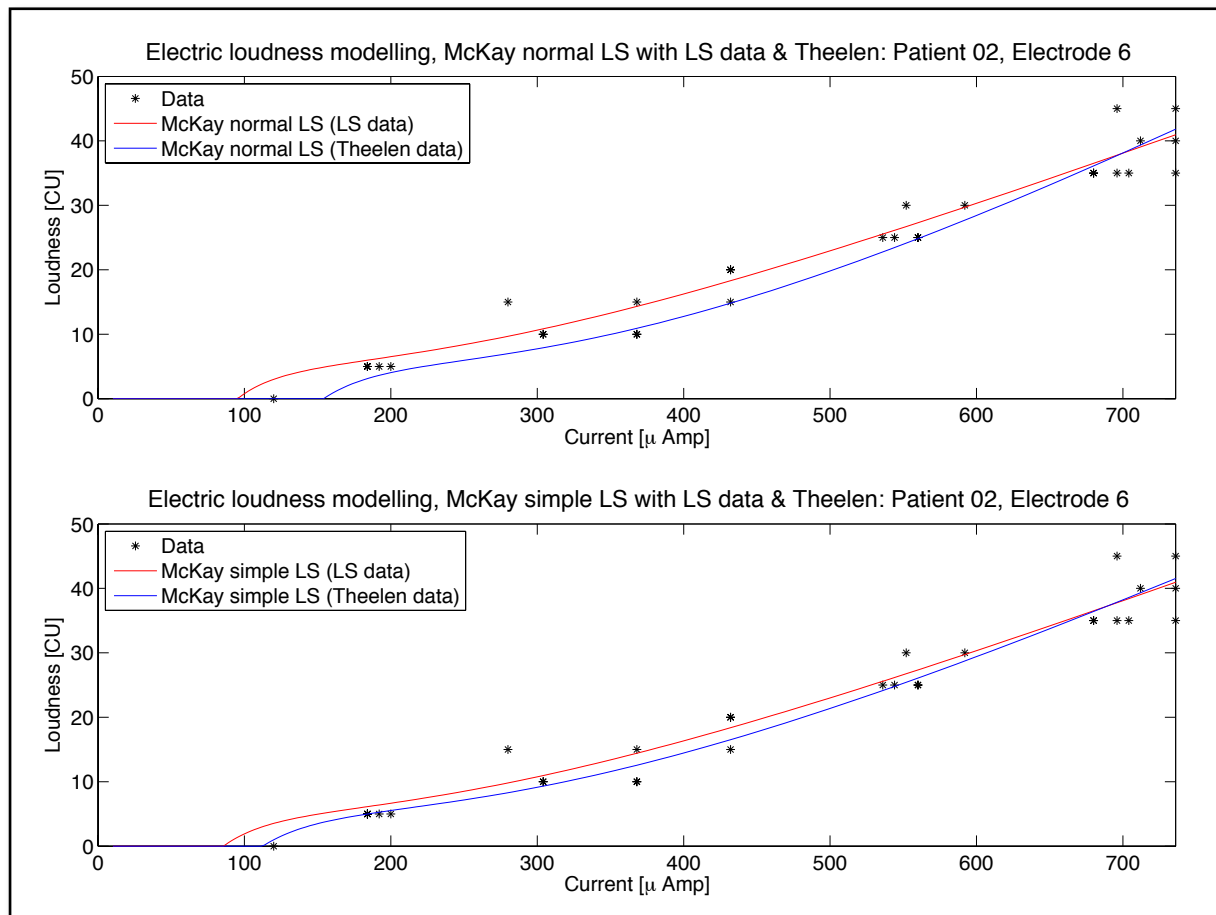


Abb. 19: Vergleich der McKay-Lautheitskurven bei normaler (oberes Bild) und vereinfachter (unteres Bild) Berechnung durch Verwendung der Messdaten oder der Theelen-Lautheitsdaten

Bei Betrachtung von Abb. 19, sowohl oberes als auch unteres Bild, fällt der ähnliche Kurvenverlauf der roten und der blauen Lautheitskurven auf. VP 2 steht exemplarisch für alle Versuchspersonen. Diese Kurvenverläufe bei Elektrode 2 zeigen die am häufigsten vorkommenden Verläufe für alle Messungen bei allen VPn und allen Elektroden.

Die zu vergleichenden Kurven sehen bei visueller Betrachtung gut an die Messdaten angenähert aus. Bei der normalen Berechnungsvariante *mckay normal ls* der McKay-Lautheit ist der Abstand zwischen den Kurven etwas größer als bei der vereinfachten Variante. Bei einfacher Berechnung scheinen die Lautheiten mittels Messdaten und Theelen-Daten nahezu identisch zu sein.

Die Vermutung, dass die Art der Berechnung kaum einen Unterschied macht, wird objektiv durch Bildung des *Bnl* überprüft. Das Ergebnis der Übereinstimmung der Lautheitsskalierungsmessdaten mit den Werten der berechneten McKay-Lautheitskurven, die in-

tern durch die Messdaten (rot) oder durch die Skalierungsfunktion nach Theelen-van den Hoek (blau) ermittelt werden, verdeutlicht das Balkendiagramm in Abb. 20.

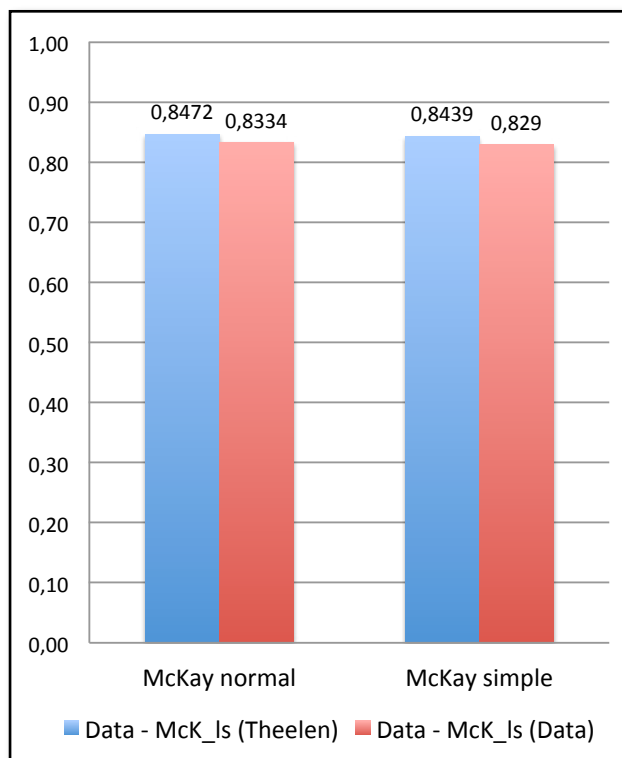


Abb. 20: Vergleich der Übereinstimmungen (Bnl) bei normaler und vereinfachter Berechnung der McKay-Lautheit durch Verwendung der Messdaten oder der Theelen-Lautheitsdaten

In dem Diagramm werden, wie in Abb. 19 auch, die Versionen der Eingabeparameter in der normalen und vereinfachten Berechnungsvariante miteinander verglichen. Vorwegzunehmen ist, dass alle Varianten einen Mindest- Bnl von 0,8 erreicht haben. Dies gilt als „sehr gut“.

Der Unterschied zwischen allen Varianten ist sehr gering. Die normale Berechnungsvariante schneidet mit einer geringen Differenz besser ab als die vereinfachte Berechnungsvariante bei Berücksichtigung der Theelen-Lautheitsdaten ($\Delta Bnl = 0,0044$) und bei Verwendung der Lautheitsskalierungsdaten ($\Delta Bnl = 0,0033$). Aufgrund dieser geringen Abweichungen wird geschlussfolgert, dass sowohl die normale als auch die vereinfachte Berechnungsvariante *mckay normal/simple ls* der Lautheitstransformation robust und zuverlässig arbeitet. Daher gibt es keine Einwände bei der Verwendung beider Varianten.

Obwohl die Übereinstimmung der Messdaten mit der normal berechneten, die Daten der Skalierungsfunktion nach Theelen-van den Hoek berücksichtigenden McKay-Lautheit den höchsten Bnl von 0,8472 aufweist, soll dennoch die Entscheidung bei der die Messdaten berücksichtigenden McKay-Lautheitsberechnung liegen. Für die normale Berechnungsvariante wird hier ein Bnl von 0,8334 ermittelt. Der Zeitfaktor spricht für diese Entscheidung. Die Berechnung der Lautheitstransformation läuft mit der Verwendung der Lautheitsskalierungsmessdaten schneller ab, da intern nicht noch die Skalierungsfunktion nach Theelen-van den Hoek gebildet werden muss.

Die in dieser Arbeit zu beantwortende Frage ist, ob die Lautheitsberechnung nach McKay unter Verwendung klinischer Daten vereinfacht werden kann. Es ist mit einem $Bnl \geq 0,8$ möglich, diese Lautheit mit den Messdaten der Lautheitsskalierung zu kalkulieren. Auch bei der Berechnungsvariante mit den Daten aus der Skalierungsfunktion nach Theelen-van den Hoek werden die Messdaten benötigt.

Wenn zusätzlich der Aspekt des schnellen Rechnens betrachtet wird, sollte weiterhin die vereinfachte *mckay simple ls*-Berechnungsvariante verwendet werden, da bei dieser nur zwei anstatt vier Parameter (a und k) zur Berechnung der Lautheitstransformation ermittelt werden müssen.

Einfluss verschiedener Ermittlungsarten der M- und T-Level

Aus der vorangegangenen Abhandlung ist nun bekannt, wie sich die Lautheitstransformation nach McKay bei den Eingabeparameter-Varianten der Lautheitsskalierungsmessdaten verhält und welcher Bnl sich ermitteln lässt. Um die Berechnungen weiter zu vereinfachen, wird im Folgenden der Einfluss verschieden ermittelter M- und T-Level als Eingabeparameter auf die Lautheitsberechnung untersucht. Dabei finden die normale und vereinfachte Berechnungsvariante *mckay normal mt* und *mckay simple mt* der Lautheitstransformation Anwendung. Innerhalb dieser werden die wichtigen Parameter a , b , c_0 und k zur normalen Lautheitsberechnung bestimmt (a und k bei vereinfachter Lautheitsberechnung). Die verschiedenen M- und T-Level-Arten werden, wie bereits in Abschnitt 2.1.3 erläutert, hier nochmals dargestellt:

- *klinische M-Level* (Abk. *klin. M*): Der M-Level wurde individuell gemessen und durch Stimulation mit der menschlichen Stimme oder mit Klangbeispielen feiner angepasst. Für den T-Level gilt: $T = 0,28 \cdot M$
- *klinische M- und T-Level* (Abk. *klin. MT*): Sowohl M- als auch T-Level wurden, wie oben und in Abschnitt 2.1.3 beschrieben, individuell bestimmt.
- *perzeptive M- und T-Level* (Abk. *perzept. MT*): Da nur Daten der klin. MT vorliegen, müssen die („wahren“) perzeptiven M- und T-Level rechnerisch bestimmt werden. Der perzeptive M-Level ist der Stimulus [μAmp], der eine Lautheit von 20 CU verursacht. Der T-Level ist demnach der Stimulus [μAmp], bei dem eine Lautheit von 5 CU hervorgerufen wird.

Voraussetzung für diese Ermittlung der M- und T-Level ist die Verwendung der Lautheitsskalierungsmessdaten der jeweiligen VP mit entsprechender Elektrode. Die perzept. MT werden mit Interpolation anhand der an die Messdaten angepassten Skalierungsfunktion nach Theelen-van den Hoek bestimmt.

- *perzeptive M-Level* (Abk. *perzept. M*): Wie im vorangegangenen Erklärungspunkt wird der M-Level wie bei *perzept. M* gewählt. Der zugehörige T-Level berechnet sich jedoch wie bei *klin. M* als das 0,28-Fache dieses M-Levels.

Die Überprüfung des Einflusses der Eingabeparameter kann nur für ausgewählte Versuchspersonen erfolgen, da nur bei einigen ein individueller klinischer T-Level ermittelt wurde. Klinische M-Level hingegen wurden bei allen VPn für alle Elektroden individuell bestimmt.

In Abb. 21 werden die nach McKay berechneten Lautheiten [CU] in Abhängigkeit von der Stromstärke [μAmp], die jeweils eine der vier M- und T-Level-Arten bei der Berechnung berücksichtigen, beispielhaft für VP 6, Elektrode 3, dargestellt. Die rote Linie bezeichnet die mit dem klin. M (O) berechnete Lautheitskurve. Der klin. T (X) ist dabei mit $T = 0,28 \cdot M$ ermittelt. Bei der magentafarbenen Linie handelt es sich um die mit klin. MT (O, X) kalkulierte Lautheit. Die perzept. MT (O, X) werden zur Berechnung der blauen Lautheitskurve verwendet. Die cyanfarbene Kurve zeigt die mit Hilfe des perzept. M (O) und des T-Levels (X, 28-Faches dieses M-Levels) ermittelte Lautheitskurve. Die schwarzen Sterne veranschaulichen die Lautheitsskalierungsmessdaten.

Abb. 21 ist unterteilt in ein oberes und unteres Bild. Das obere zeigt die Lautheitskurven mit normaler *mckay normal mt*-Berechnungsvariante. Die Lautheitskurven mit vereinfachter *mckay simple mt*-Variante werden in dem unteren Bild dargestellt.

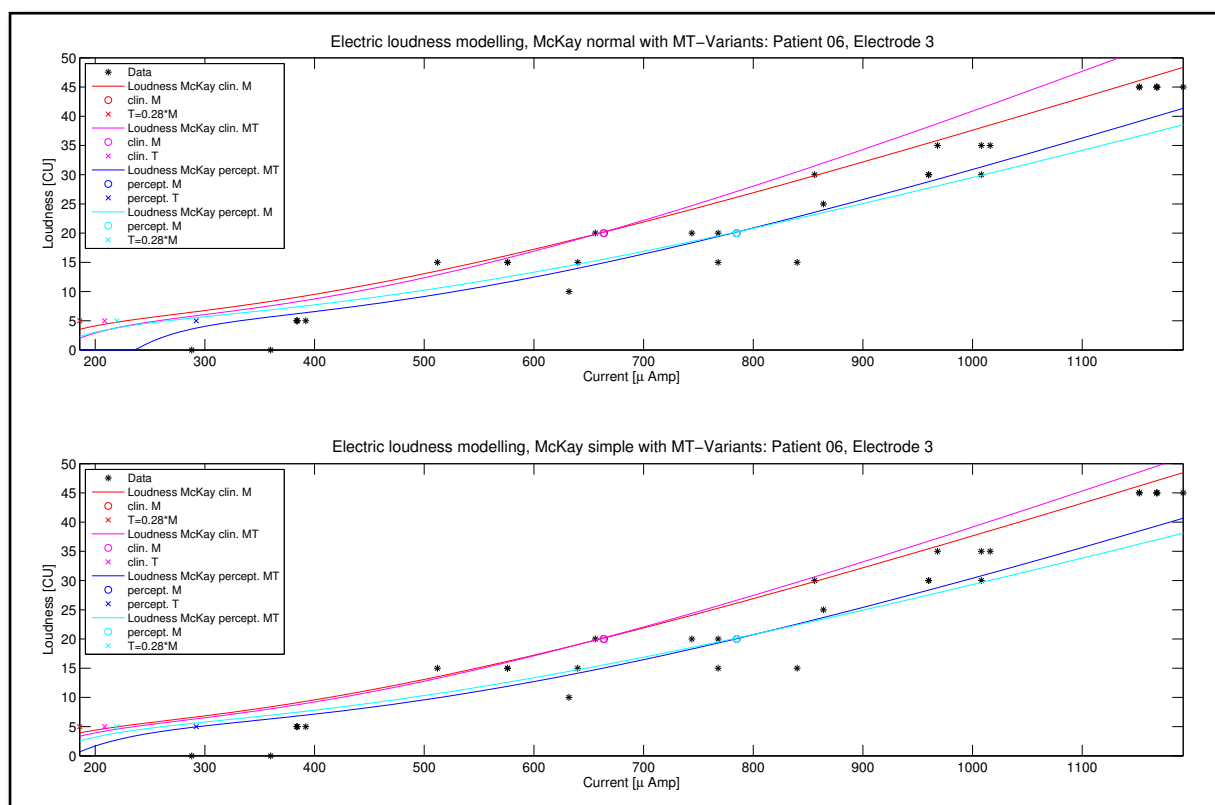


Abb. 21: Vergleich der McKay-Lautheitskurven bei normaler (oberes Bild) und vereinfachter (unteres Bild) Berechnung durch Verwendung verschieden ermittelter M- und T-Level

VP 6 mit Elektrode 3 steht exemplarisch für alle möglichen zu vergleichenden VPn mit allen Elektroden. Der Verlauf der Lautheitskurven spiegelt visuell betrachtet den typischen Verlauf wider.

Wie bereits bei Abb. 19 festgestellt, ähneln sich die jeweiligen Lautheitskurvenverläufe bei normaler und vereinfachter *mckay normal/simple mt*-Berechnungsvariante. So verlaufen beispielsweise die Kurven mit klin. M und klin. MT für beide Varianten etwas oberhalb der Lautheitsskalierungsmesswerte. Es scheint einmal mehr für die Bildung der Lautheits-transformation nicht von Bedeutung zu sein, welche Berechnungsvariante verwendet wird.

Alle folgenden Beobachtungen und Ergebnisse, bezogen auf den Lautheitskurvenvergleich in Abb. 21, basieren auf den für VP 6 für alle Elektroden erzeugten Lautheitskurven, die in Anhang 8.4 zu finden sind. Die magentafarbene Kurve (klin. MT) verläuft für höhere Stromstärken – oberhalb des gemeinsamen M-Levels – immer über der roten Kurve (klin. M). Dies bedeutet auch, dass der Anstieg der magentafarbenen ab diesem Wert größer ist als der der roten. Weiterhin kann beobachtet werden, dass beide eben erwähnten Kurven in zehn von 16 Gesamtabbildungen (62,5 %), d. h. sowohl bei der *mckay normal mt*- als auch bei der *mckay simple mt*-Berechnung, oberhalb der Lautheitsskalierungsmesswerte verlaufen.

Die McKay-Lautheitskurven, die mittels der perzeptiven M- und T-Level (blau) und nur mit Hilfe des perzept. M (cyan) gebildet wurden, verlaufen gut innerhalb der Messwerte für alle VPn. In 25 % der Gesamtabbildungen für perzept. MT und in 50 % für perzept. M ist der Anstieg der Kurven bei höheren Stromstärken (\geq perzept. M-Level) zu niedrig, um die individuelle Lautheit bei größeren Messwerten näherungsweise zu approximieren. Bei Betrachtung der T-Level fällt auf, dass der berechnete klinische T-Level (X) immer geringer ist als der individuell bestimmte klinische T-Level (X). Dies bedeutet, dass die VP immer bei einem Impuls höherer Stromstärke den Lautheitseindruck von 5 CU empfindet, welcher „gerade eben gehört“ entspricht. Bei zwei Elektroden (12,5 %) liegt der tatsächlich bestimmte perzeptive T-Level (X) unterhalb des berechneten perzeptiven T-Levels (X). Dieses eher ungewöhnliche Vorkommen könnte mit der Interpolation an der Skalierungsfunktion nach Theelen-van den Hoek begründet werden. Demnach nimmt die betreffende VP eine Lautheit von 5 CU bereits bei einer geringeren Stromstärke wahr.

In 62,5 % der Gesamtabbildungen liegen die perzeptiven M- und T-Level ca. $100 \mu\text{Amp}$ über den klin. M und klin. MT. Daraus ergibt sich ein genauerer an die Messdaten angenäherter Kurvenverlauf. Da die perzept. MT aus der Skalierungsfunktion nach Theelen-van den Hoek ermittelt wurden, ist dieses Ergebnis zu erwarten gewesen. Die klin. M und klin. MT befinden sich im visuellen Vergleich zu den Lautheitsskalierungsmessdaten bei zu niedrigen Stromstärken. Daher verlaufen die Kurven, trotz ihres dem Verlauf der Messdaten angepassten Anstieges, oberhalb dieser Messdaten. Diese Kurvenverläufe scheinen

die zu niedrigeren Stromstärken verschobenen Verläufe der an percept. MT und M angepassten Lautheitskurven zu sein. Diese Überlegung sollte zu einem späteren Zeitpunkt außerhalb dieser Arbeit überprüft werden. Weiterhin fällt auf, dass je dichter die M- und T-Level beieinanderliegen, umso größer der Anstieg der Lautheitskurve nach dem M-Level wird.

Um eine objektive Aussage über die Übereinstimmungen der verschiedenen die M- und T-Level berücksichtigenden Lautheitskurven mit den Lautheitsskalierungsmesswerten treffen zu können, findet bekanntermaßen der *Bnl* seinen Einsatz. Es gilt zu erwähnen, dass der *Bnl* für die Lautheitsberechnungen, die die klin. M- und percept. M- und MT-Level berücksichtigen, über alle 19 VPn und alle Elektroden ermittelt wurde. Da nur bei elf VPn auch der individuelle T-Level bestimmt wurde, wird der *Bnl* nur über diese Anzahl VPn und ihre Elektroden ermittelt.

Abb. 22 zeigt den Vergleich der *Bnl*, dem die vier verschieden ermittelten M- und T-Level im Vergleich mit den Lautheitsskalierungsdaten zugrunde liegen. Jede MT-Anpassoption steht als normale (blau) und vereinfachte (rot) Variante der Lautheitstransformation paarweise zusammen.

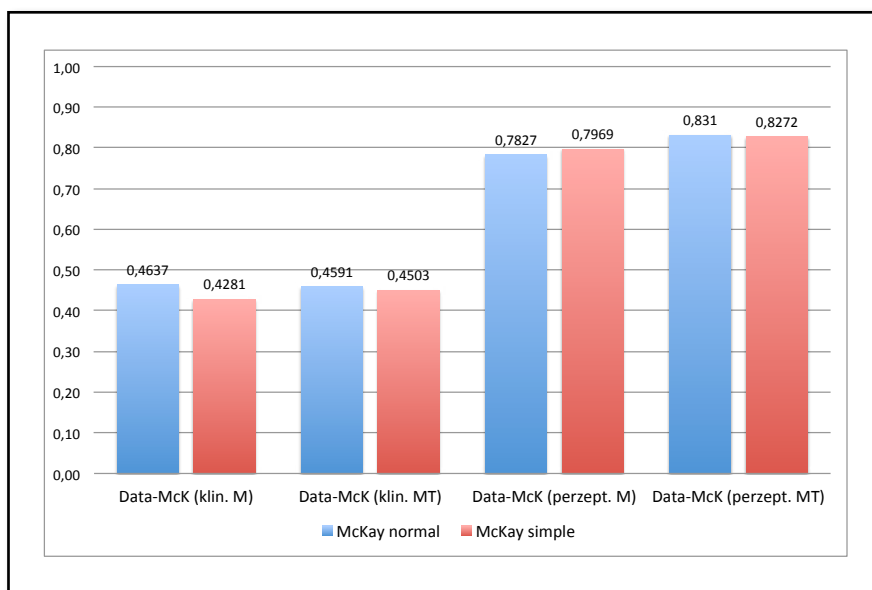


Abb. 22: Vergleich der Übereinstimmungen (*Bnl*) bei normaler (blau) und vereinfachter (rot) Berechnung der McKay-Lautheit durch Verwendung verschieden ermittelter M- und T-Level

Wie bei der Betrachtung der Abb. 21 und den im Anhang befindlichen Abbildungen festgestellt wurde, gleichen sich die Lautheitskurven im Vergleich ihrer Berechnungsvarianten nahezu. Dies kann mit Hilfe des *Bnl* belegt werden. Die Ergebnisse bei der Übereinstimmung zwischen den Messwerten und den berechneten Lautheiten liegen in drei Fällen (klin. M, klin. MT und percept. MT) für die normale Berechnungsvariante mit einer geringen Differenzspanne, die sich nur von der dritten bis zur zweiten Nachkommastelle erstreckt, über der vereinfachten Berechnungsvariante. Nur für die percept. M berücksichtigende Berechnungsvariante verhält es sich andersherum.

Die beste Übereinstimmung mit einem $Bnl = 0,8310$ bei normaler und einem $Bnl = 0,8272$ bei vereinfachter Berechnungsvariante der Lautheitstransformation nach McKay erreicht, wie erwartet, der Vergleich der Messwerte mit den percept. MT berücksichtigenden berechneten Lautheiten. Dieser $Bnl \geq 0,8$ wird als „sehr gut“ angesehen und steht den Bnl der Messdaten berücksichtigenden und Theelen-Lautheitsdaten berücksichtigenden McKay-Lautheiten sowohl bei normaler als auch bei vereinfachter Variante in nichts nach. Eine ebenfalls gute Übereinstimmung liefert die Methode, die nur den percept. M berücksichtigt und den T-Level daraus berechnet. Die vereinfachte Berechnungsvariante erzielt mit einem Bnl von $0,7969$ ein geringfügig besseres Ergebnis als die normale Variante mit $Bnl = 0,7827$.

Die klin. M und klin. MT berücksichtigenden Lautheitskurven erreichen bei normaler und vereinfachter Berechnung nur eine Übereinstimmung mit den Messdaten von $Bnl \approx 0,45$. Da dieser Wert unterhalb eines Bnl von $0,5$ liegt, wird dieser als „ungenügend“ angesehen.

Anhand der visuellen Betrachtung der berechneten Lautheitskurven nach McKay und des Vergleichs der resultierenden Bnl konnte gezeigt werden, dass eine individuelle Lautheitsberechnung nur mit Hilfe der percept. MT und sogar nur der percept. M erfolgen kann.

5. Diskussion und Ausblick

Die sowohl bei der akustischen als auch elektrischen Lautheitstransformation verwendeten Lautheitsskalierungsmessdaten aus den Studien waren Rohdaten. Alle Messdaten dienten so ohne eine „Ausreißerkorrektur“ als Eingabeparameter. Es war wichtig, die Berechnungen praxisorientiert durchzuführen, denn im klinischen Alltag, d. h. bei Lautheitsskalierungsmessungen, bliebe keine Zeit, Werte zu korrigieren.

5.1 Diskussion zum Einfluss der Eingabeparameter auf die berechnete Lautheit mittels DLM

In Abschnitt 4.2.2 dieser Arbeit ist der Einfluss der drei unterschiedlichen Berechnungswege der Lautheit *d_{lm ls}*, *d_{lm slow}* und *d_{lm fast}* mit Hilfe visueller Betrachtung und des *B_{nl}* gezeigt und verglichen worden.

Die am Beispiel von VP 1 in Abb. 11 gezeigte sehr gute Übereinstimmung der berechneten Lautheitskurven mittels langsamer, hörschwellenberücksichtigender (*d_{lm slow}*) und lautheitsskalierungsmessdatenverwendender Varianten (*d_{lm ls}*) kann daher rühren, dass die in *d_{lm slow}* berechneten Lautheitsskalierungswerte den tatsächlich gemessenen Lautheitsskalierungsmessdaten sehr nahe kommen. Im Umkehrschluss könnte sich bei einer größeren Streuung der gemessenen Daten bei *d_{lm ls}* eine zur *d_{lm slow}*-Berechnungsvariante abweichende Lautheitskurve ergeben, da Letztere nur die Hörschwelle als Eingabeparameter berücksichtigt.

Dass der Gesamt-*B_{nl}* über alle Frequenzen und Versuchspersonen von mehr als 0,6 unterhalb des individuellen *B_{nl}* von 0,8 bei VP 1 liegt, begründet sich anhand der Kurvenverläufe der Lautheitskurven, die in Anhang 8.2 gezeigt sind. 45 Prozent aller Kurven in den Abbildungen besitzen, nach visueller Einschätzung, keine gute Übereinstimmung mit den Messdaten. Bei Betrachtung der Abbildungen im Anhang wird deutlich, dass die Kurven nicht genug „durchhängen“, um eine gute Übereinstimmung mit den Daten zu erwirken. Eine Erklärung dafür könnte sich in der Berechnung des *k*-Vektors finden, der den Rekrutment-Anteil für die Lautheitsberechnung beinhaltet. Die Messdaten der Hörschwelle stammen von der normalhörenden Seite der VPn, die jedoch in einem für Schwerhörige modifizierten Modell Verwendung finden. Dies bedeutet, dass innerhalb der drei Berechnungsvarianten Rekrutment berechnet wird, obwohl eventuell keines bei den VPn vorhanden ist. Demnach ist es möglich, dass der Verlauf der Lautheitskurven von Normalhörenden nicht optimal bestimmt werden kann. Es sollte künftig untersucht werden, inwieweit eine Modifizierung des *k*-Vektors dahingehend sinnvoll ist, dass durch ihn nicht nur Daten der Schwerhörigen gut beschrieben werden, sondern dies auch für die Daten der leichtgradig Schwerhörigen bis hin zu Normalhörenden möglich ist.

Das Ergebnis der gesamten Übereinstimmung der berechneten Lautheiten mittels *d_{lm fast}* mit den Lautheitsskalierungsmessdaten fällt für die hier verwendeten Messdaten aller VPn besser aus als die Lautheitsberechnungsvariante mit *d_{lm ls}*. Auch wenn nur eine geringe *Bnl*-Differenz von 0,0391 zwischen beiden Varianten vorliegt, sollen mögliche Ursachen dieses Ergebnisses diskutiert werden.

Die im vorangegangenen Absatz angebrachte Erklärung, dass auch Rekrutment berechnet wird, obwohl als Eingabeparameter Daten von normalhörender Seite verwendet werden, kann auch hier angebracht werden. Innerhalb der Berechnungsvariante *d_{lm fast}* wird im Mittel weniger Rekrutment berechnet als bei *d_{lm ls}*. Daher könnte sich die aus *d_{lm fast}* ergebende Lautheit besser an die Lautheitsskalierungsmessdaten approximiert haben. Es könnte jedoch auch angenommen werden, dass eine größere Streuung individueller Hörschwellen, d. h. eine höhere Anzahl von Hörverlusten, zu einem besseren *Bnl* für die Berechnungsvariante *d_{lm ls}* führt als *d_{lm fast}*, weil dadurch genaueres Rekrutment und somit individuell passendere Lautheitskurven berechnet werden.

Ein optimaler *Bnl* von 1 wird weder in Einzelbetrachtungen der VP noch im Durchschnitt erreicht. In Abschnitt 2.4.3 der Grundlagen bietet sich die Erklärung. Demnach kann die Übereinstimmung der berechneten Lautheitstransformation mit den Messdaten der Lautheitsskalierung nur maximal so gut sein wie der *Bnl* aus den Messdaten und der durch diese angenäherte Skalierungsfunktion. Der *Bnl* für die Skalierungsfunktion nach Brand und Hohmann beträgt insgesamt ca. 0,75.

Die annähernd gleichen *Bnl* der drei Berechnungsvarianten der Lautheitskurven lassen sich durch die Wahl der Messdaten erklären. Die Verwendung der Lautheitsskalierungsmessdaten der normalhörenden Seite der einseitig ertaubten Studienteilnehmer verursacht diese Ähnlichkeit der *Bnl* und der Verläufe der Kurven. Eine Überprüfung und Berechnung für Messdaten schwerhöriger Versuchspersonen könnte zu einer anderen Erkenntnis führen, und es wird empfohlen, dies in zukünftigen Untersuchungen mit zu erfassen.

5.2 Diskussion zum Einfluss verschiedener Ermittlungsarten der M- und T-Level auf die elektrische Lautheitsmodellierung

Die nicht für gut befundene Übereinstimmung (*Bnl*) zwischen den klin. M und klin. MT beinhaltende berechnete Lautheitskurve mit den Messdaten aus der Lautheitsskalierung kann ihre Ursache in der Wahl der terminierten Daten haben. Während der Studie ist bei jeder VP zu Beginn, nur von Termin A, vor der elektrischen Lautheitsskalierung der M- und ggf. T-Level aufgenommen worden⁵. Die hier zur Berechnung und zur *Bnl*-Ermittlung verwendeten Messdaten stammen jedoch aus Termin B. Im zweiten Termin hat bei den VPn

⁵ Der Hintergrund war, dass nur solch hohe Stromimpulse verwendet wurden, die keinen schmerzhaften Lautheitseindruck hervorrufen konnten.

ggf. bereits eine Lautheitsgewöhnung stattgefunden. Ein zu diesem Termin ermittelter M- und ggf. T-Level wäre vermutlich bei höherer Stromstärke gemessen worden. Aufgrund dieser Diskrepanz zwischen M- und T-Level bei Termin A und dem vermuteten M- und T-Level bei Termin B konnte keine gute Übereinstimmung der aus den M- und T-Leveln berechneten Lautheitskurven mit den Messdaten entstehen.

Bei einer erneuten M- und T-Level-Messung zu Termin B würde sich ggf. ein ähnlich gutes Ergebnis des *Bnl* einstellen wie beim Vergleich der Messdaten mit den den perzeptiven M- (und T-Level) berücksichtigenden Lautheitskurven.

Der *Bnl*, der mit auf perzept. M basierenden Lautheitskurven und den Lautheitsskalierungsmessdaten ermittelt wurde, ist trotz des berechneten T-Levels sehr hoch ausgefallen. Dieses Ergebnis zeigt, dass anscheinend nur ein Messwert ausreichend ist, um eine individuelle Lautheitskurve nach dem McKay-Modell zu berechnen. Es wurde jedoch angemerkt, dass in der Hälfte der Fälle (Abbildungen für 16 Elektronen in Anhang 8.4) der Anstieg der Lautheitskurven zu gering ist, um gut an die Messdaten angenähert zu sein. Die Lage der jeweils individuell ermittelten perzeptiven M-Level scheint optimal. Der T-Level allerdings, der mit seinem Abstand zum M-Level den Kurvenanstieg beeinflusst, zeigt in diesen Fällen eine zu große Differenz zum M-Level. Würde der Abstand zwischen beiden Werten verringert, zum Beispiel auf $T = 0,3 \cdot M$, könnte sich daraus ggf. für diese hier verwendeten Daten der VPn ein besserer Anstieg der Lautheitskurven ergeben. Dies hätte eine noch bessere Übereinstimmung zur Folge.

5.3 Ausblick

Die in dieser Arbeit ermittelten Ergebnisse können in naher Zukunft als Grundlage weiterer Forschungen dienen. Da bei dieser Arbeit die verwendeten Signale bei der Lautheitskalierung im akustischen Bereich stationär und schmalbandig waren und im elektrischen eine feste Pulsrate und Pulsbreite besaßen, könnte weiterhin der bisher gewonnene Ansatz auf fluktuierende (schmalbandige) Schalle und adaptive, d. h. den VPn individuell angepasste, Pulsraten und -breiten erweitert und untersucht werden. Daraus könnte sich ein „Zusammenschluss“ beider Modelle ergeben und in weiterer Zukunft eine Implementierung in die Verarbeitungsstrategie sowohl von Hörgräten als auch von CIs möglich sein. Somit kann ein besserer Lautheitsausgleich bei bimodaler Versorgung erreicht werden.

6. Zusammenfassung

Die individuelle Lautheit von Hörbeeinträchtigten beeinflusst die Anpassung von Hörgeräten und Cochlea-Implantaten und wird im Allgemeinen über eine langwierige Lautheitsskalierung bestimmt. Lautheitsmodelle, welche die individuelle Lautheit berechnen, können diese Prozedur umgehen.

Motivation für diese Arbeit war die Optimierung des akustischen Lautheitsmodells DLM nach Chalupper und des elektrischen Lautheitsmodells nach McKay. Untersucht werden sollte das Verhalten der Modelle auf verschiedene Eingabeparameter. Die Lautheitsmodelle verdeutlichen dabei die frequenzspezifische Transformation der Erregung im Innenohr, verursacht durch Luftschall oder elektrische Impulse, in die Lautheit. Ursprünglich wurden vor allem bei dem Modell nach McKay aufwendig zu gewinnende Daten als Eingabevariablen der Transformation verwendet. Die Berechnung einer individuellen Lautheit basierend auf den Modellen mit vereinfachten neuen Berechnungswegen und neuen Eingabeparametern könnte maßgeblich zur verbesserten und effizienteren Anpassung von CIs und Hörgeräten beitragen.

Diese Arbeit verfolgt das Ziel, geeignete vereinfachte Methoden zu finden, um die akustische und elektrische Lautheit unter Verwendung der beiden genannten Modelle berechnen zu können. Dabei steht immer die Frage im Mittelpunkt: Kann eine Berechnung der individuellen akustischen oder elektrischen Lautheit erfolgen, wenn nur wenige audiometrische Daten (z. B. Hör- und Unbehaglichkeitsschwelle, M- und T-Level, Messdaten der Lautheitsskalierung) aus der klinischen Anpassung vorliegen?

In Verbindung mit dem DLM wurden drei Varianten der Berechnung von Hörschwellen- und k -Vektoren untersucht, welche unterschiedliche Eingabeparameter enthielten (Hörschwelle und Daten der Lautheitsskalierung). Zur Untersuchung des elektrischen Lautheitsmodells wurde die Übereinstimmung der berechneten Lautheit mit den Messdaten bei Verwendung verschiedener Eingabeparameter betrachtet. Zudem wurden die normale und eine vereinfachte Lautheitstransformation untersucht.

Die Betrachtung der verschiedenen Berechnungsvarianten der Vektoren für das DLM zeigt ein ähnlich gutes Verhalten aller bei der Approximation an die Messdaten mit einem Bnl von 0,6. Die Untersuchung der elektrischen Lautheit ergab einen sehr guten Bnl von ca. 0,8 für die Eingabeparameter Messdaten und perzeptive M- (und T-Level) bei gleicher Stabilität für die vereinfachte oder normale Berechnung.

Anhand dieser Ergebnisse konnte gezeigt werden, dass sich die individuellen Lautheiten nicht nur mit Hilfe der Lautheitsskalierungsmessdaten, sondern auch mit wesentlich weniger Daten, wie Hörschwelle, M/T- und sogar nur M-Level, berechnen lassen.

7. Anhang

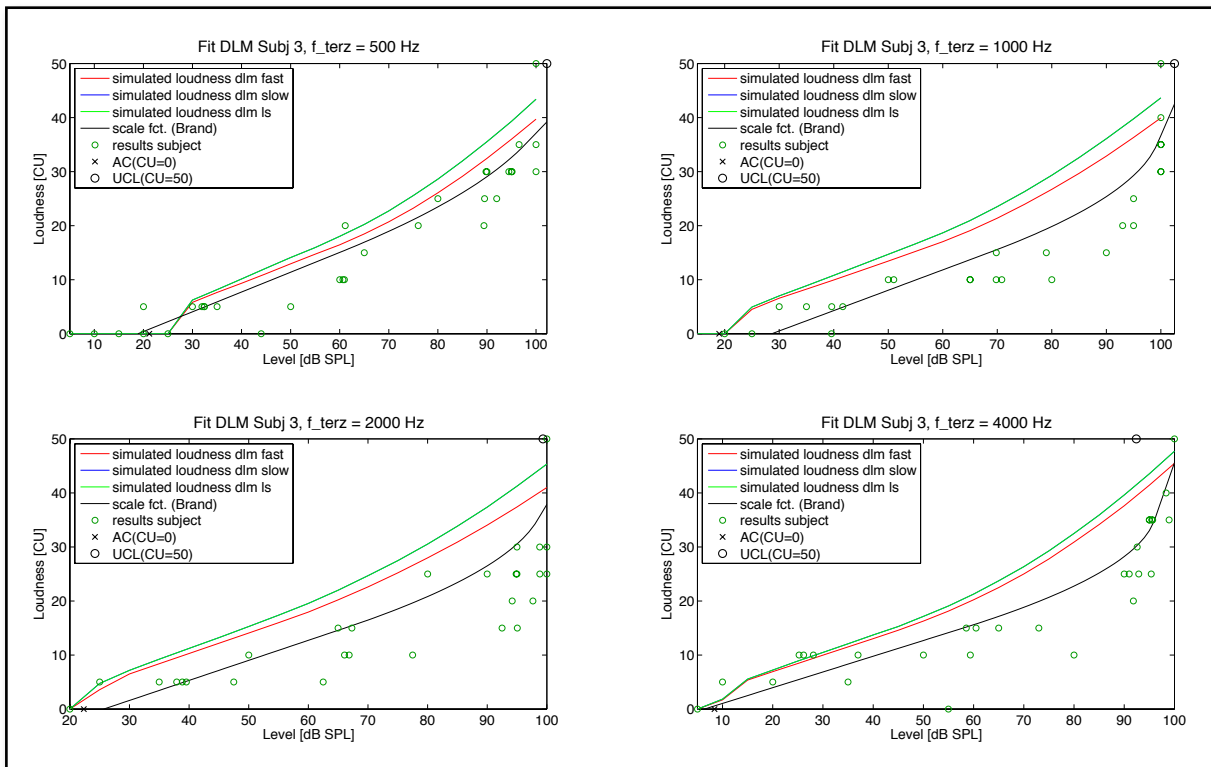
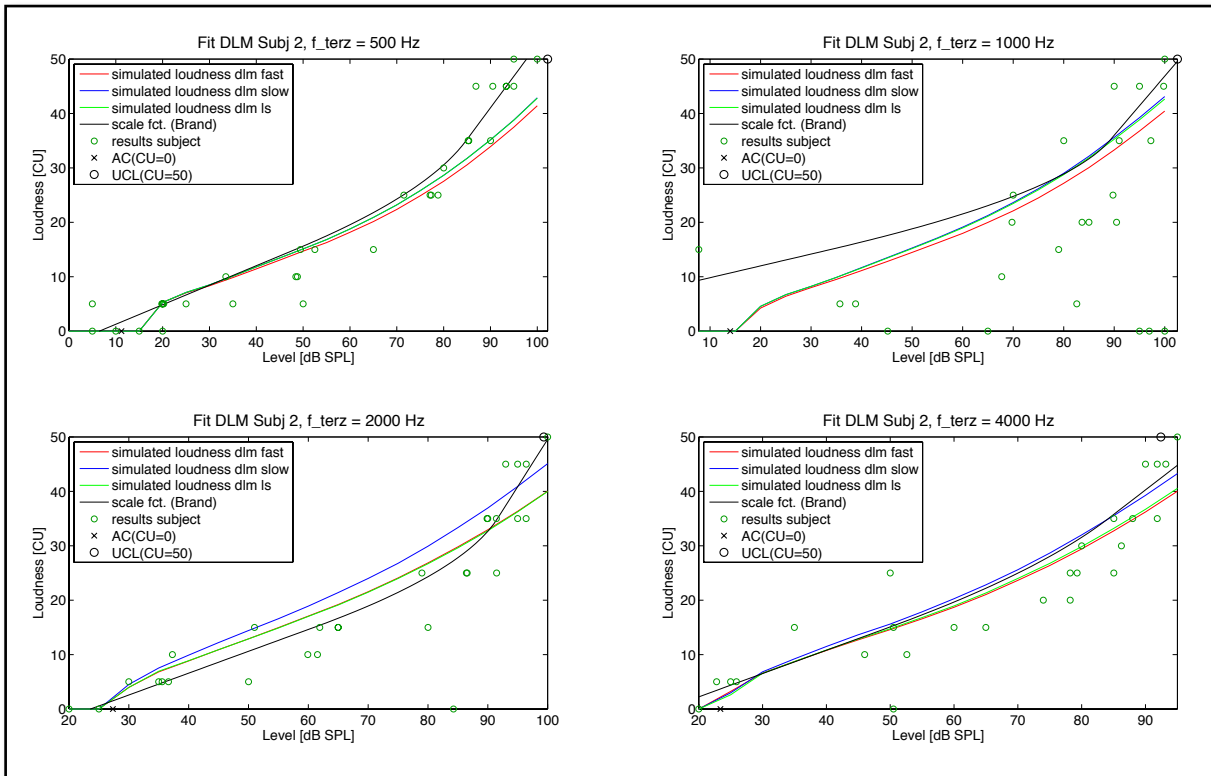
7.1 Dynamisches Lautheitsmodell

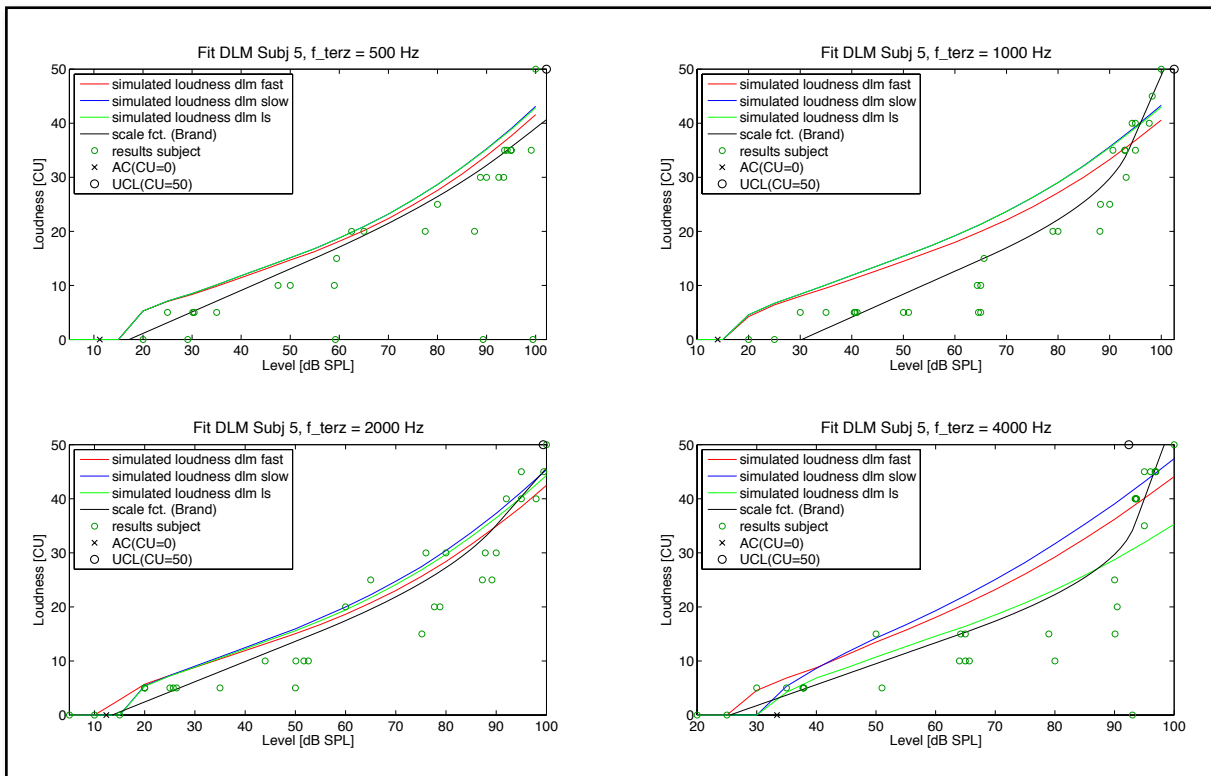
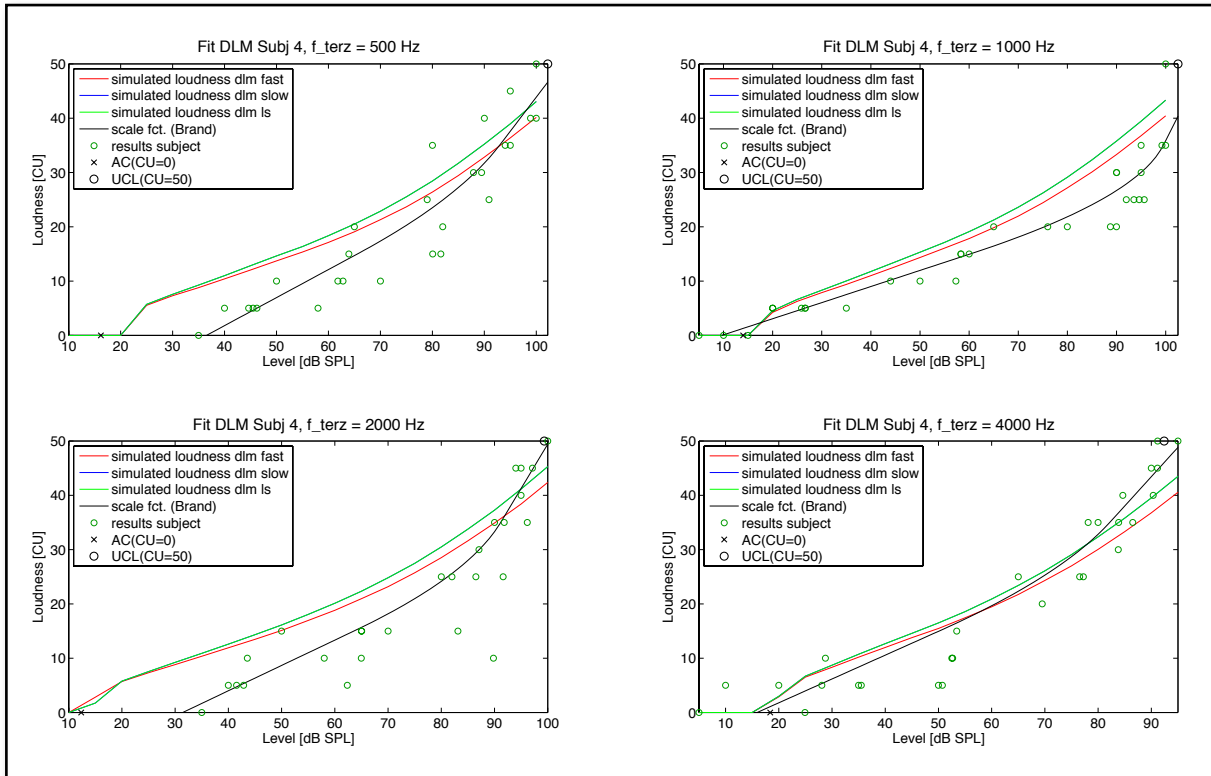
Das in Abb. 8 gezeigte Blockschaltbild in Abschnitt 2.4.1 entspricht in der Reihenfolge der einzelnen Blöcke und ihrer grundsätzlichen Funktion der analogen Realisierung nach Zwicker. Das Zeitsignal wird mit einem Hochpassfilter bewertet. Dies soll (nach Zwicker) den Verlauf der Ruhehörschwelle in der untersten Frequenzgruppe berücksichtigen. Um eine gehörgerechte Spektralanalyse durchzuführen, folgt eine Frequenzgruppenfilterbank. Daraufhin werden die zeitlichen Hüllkurven der Bandpasszeitsignale mittels mathematischer Fensterung gebildet. Die Gesamtheit nach der Hüllkurvenbildung ist ein zeit- und frequenzabhängiges Frequenzgruppenpegelmuster. Dieses wird mit dem Übertragungsmaß des Gehörs a_0 bewertet, um die Kernerregung zu erhalten.

Das Übertragungsmaß stellt die frequenzabhängige Dämpfung dar, die sich aus Kopfform und Übertragungseigenschaften des Außen- und Mittelohres zusammensetzt. Die Kernerregungen werden in Kernlautheiten transformiert. Nach der Lautheitstransformation werden Verdeckungseffekte modelliert, berücksichtigt hierbei wird vor allem die Nachverdeckung.

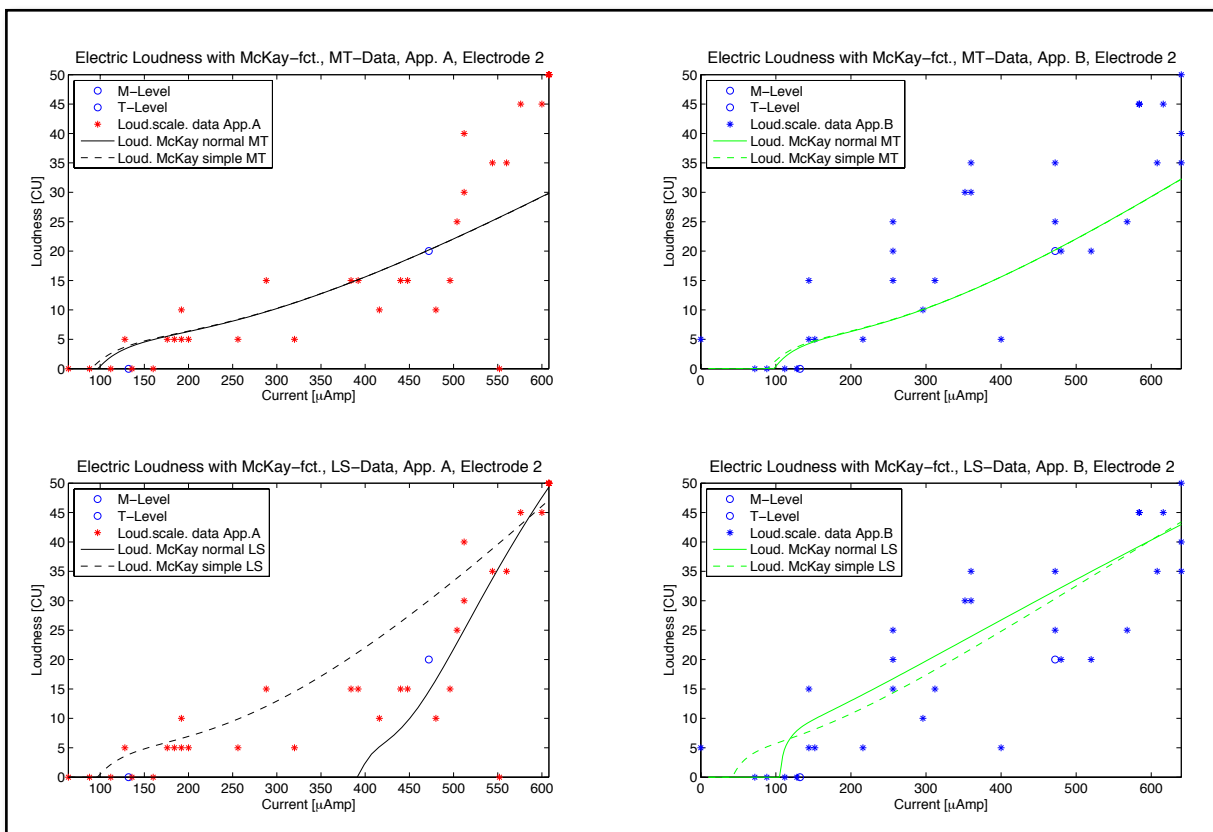
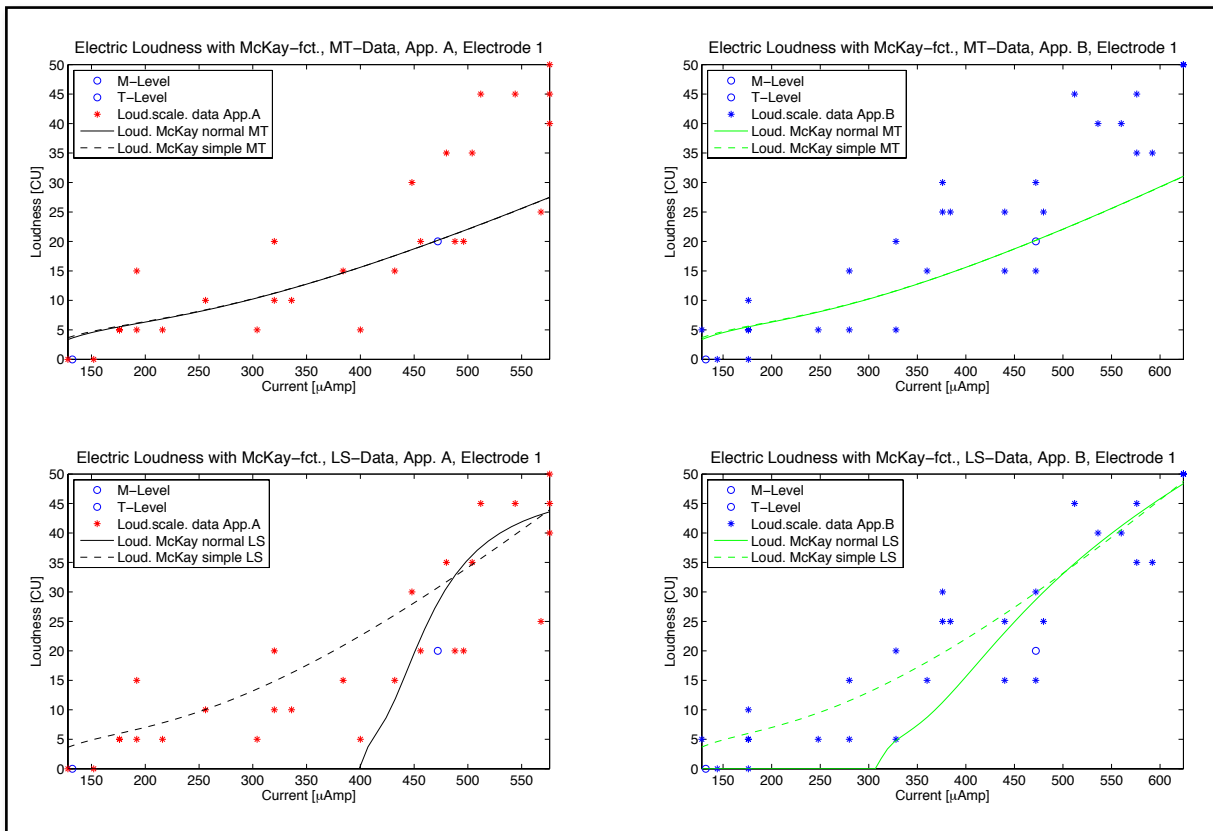
Die Flankenverdeckung wird normgerecht nach DIN 45631 ermittelt. Als Resultat ergibt sich die spezifische Lautheit in einem Lautheits-Tonheits-Muster. Um die Kanallautheit zu erhalten, muss dieses Muster barkweise über die Tonheit aufsummiert und mit einem Tiefpass bewertet werden. Bei spektraler Integration über die gesamte Bark-Skala erhält man die zeitabhängige Lautheit [Cha02, S. 42 ff].

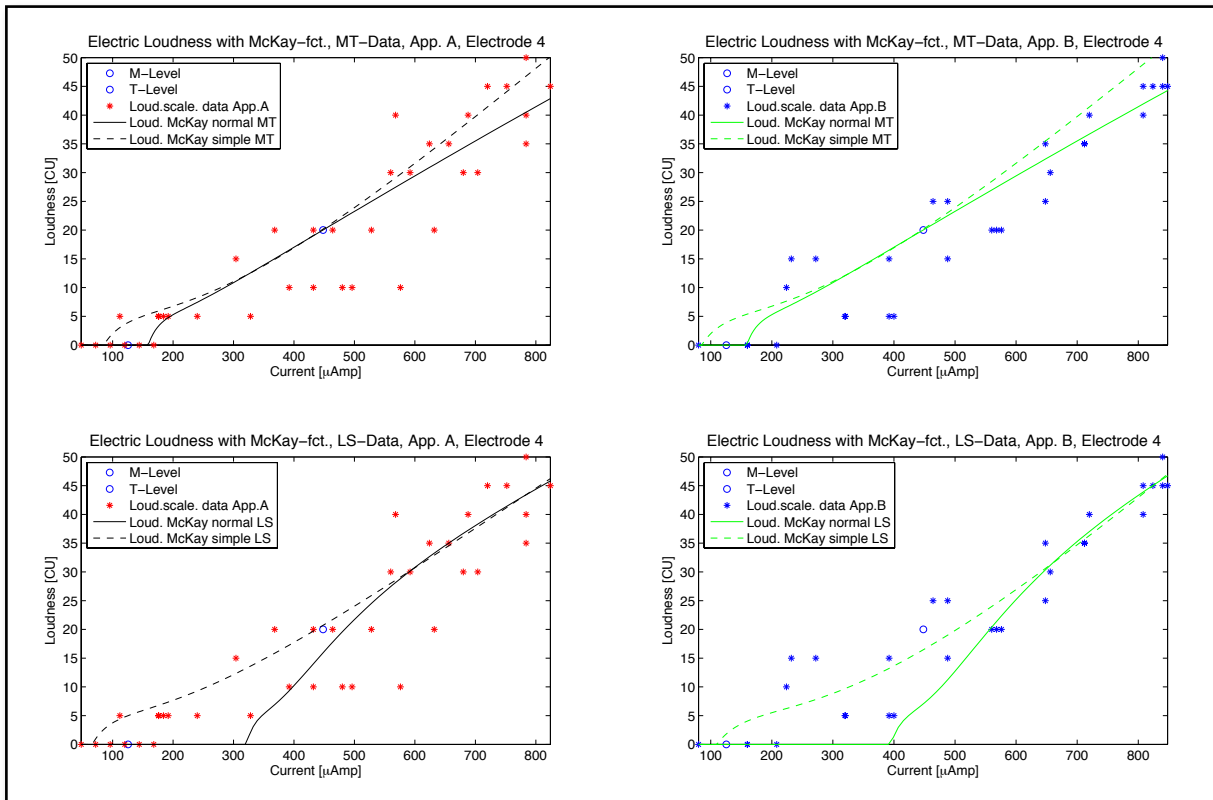
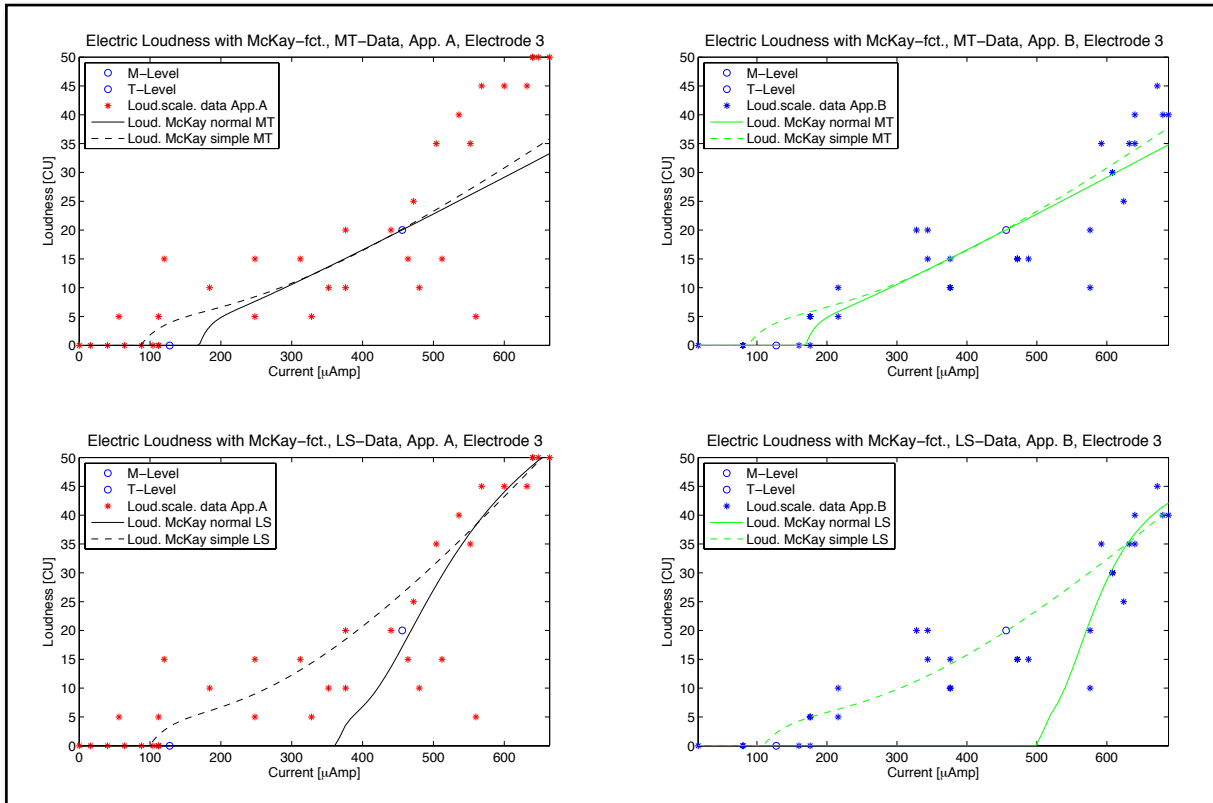
7.2 Berechnungsvarianten des DLM (Abschnitt 4.2.2)

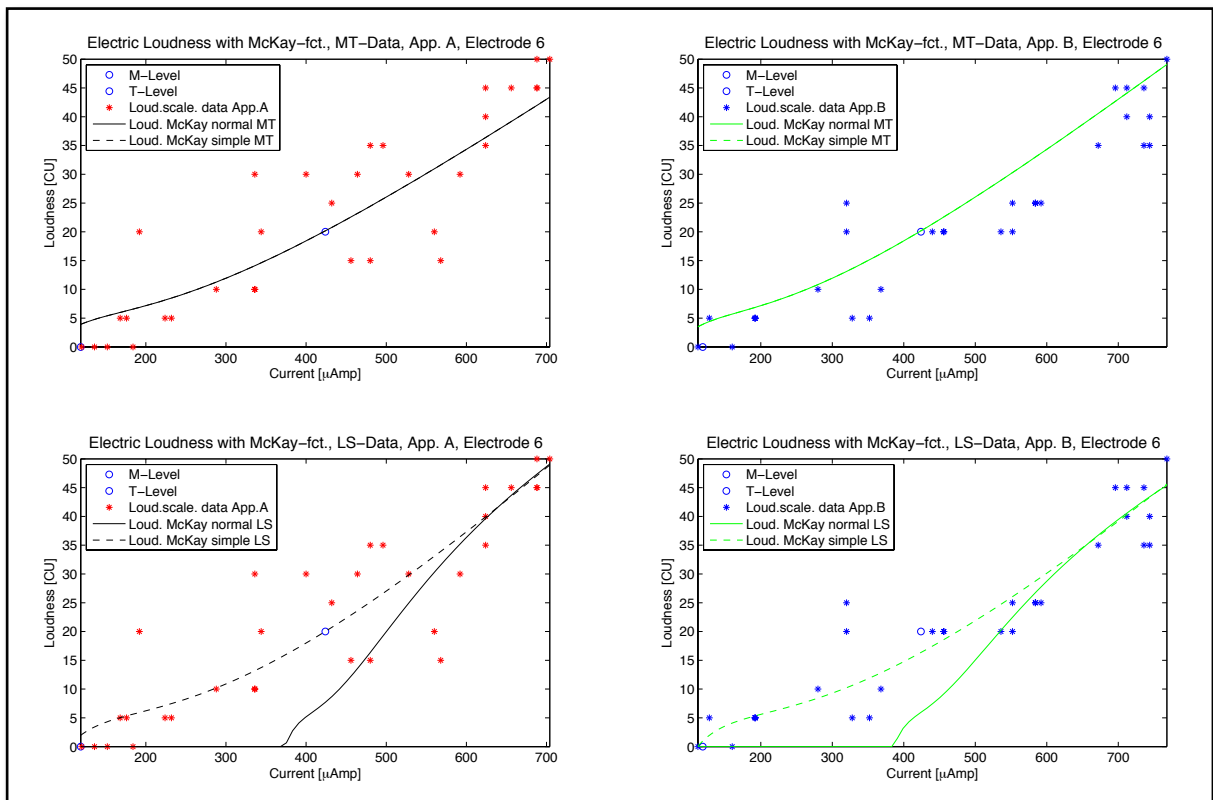
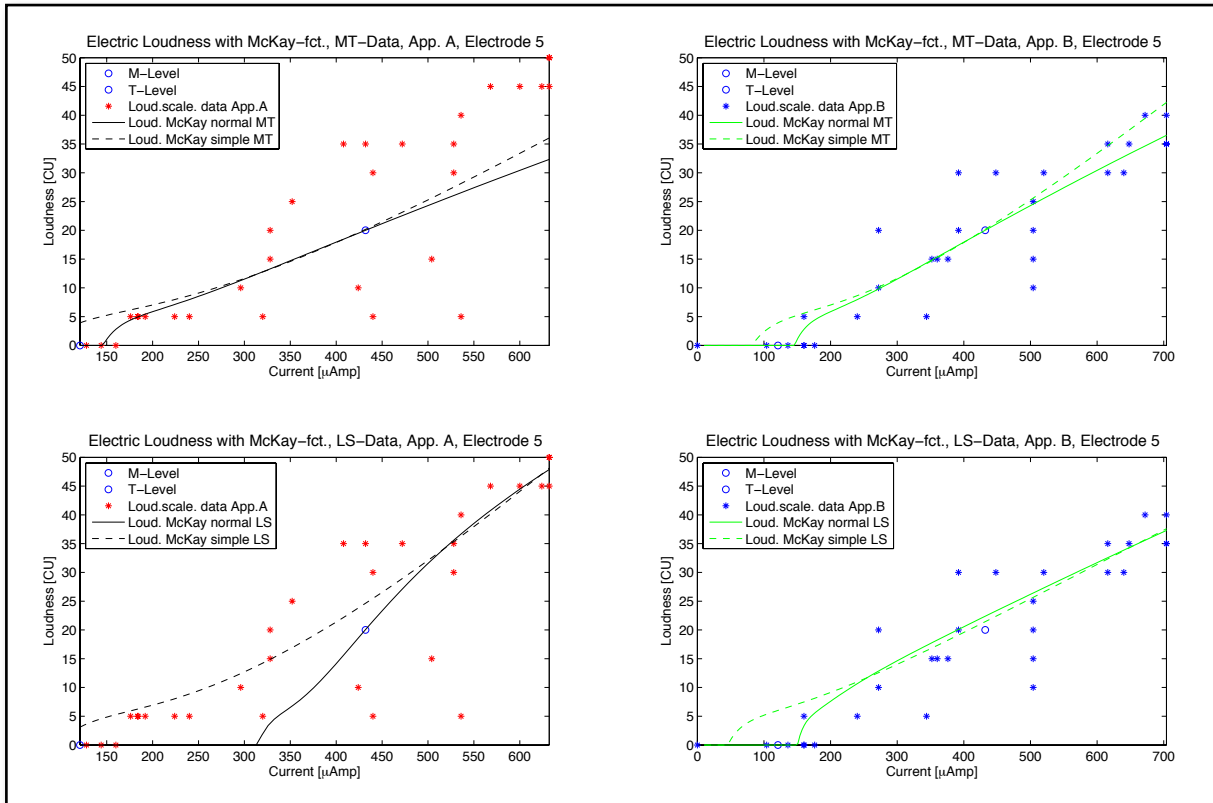


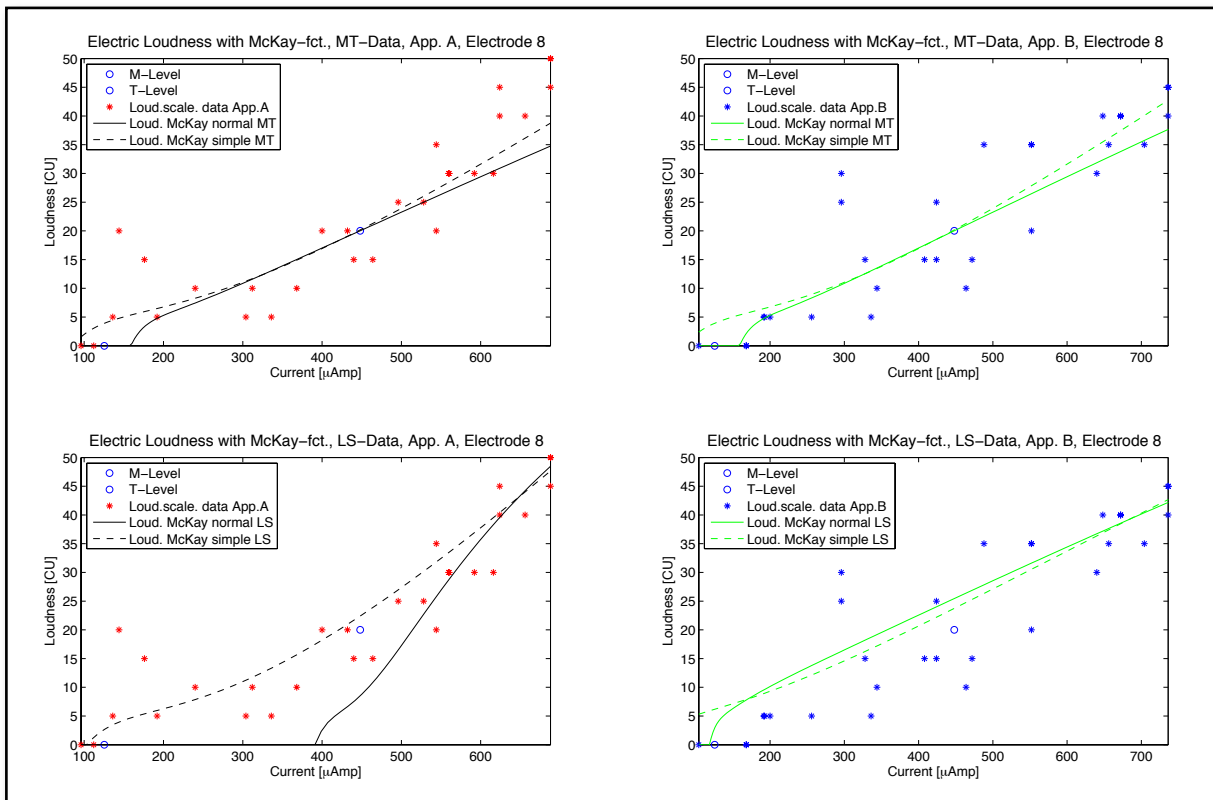
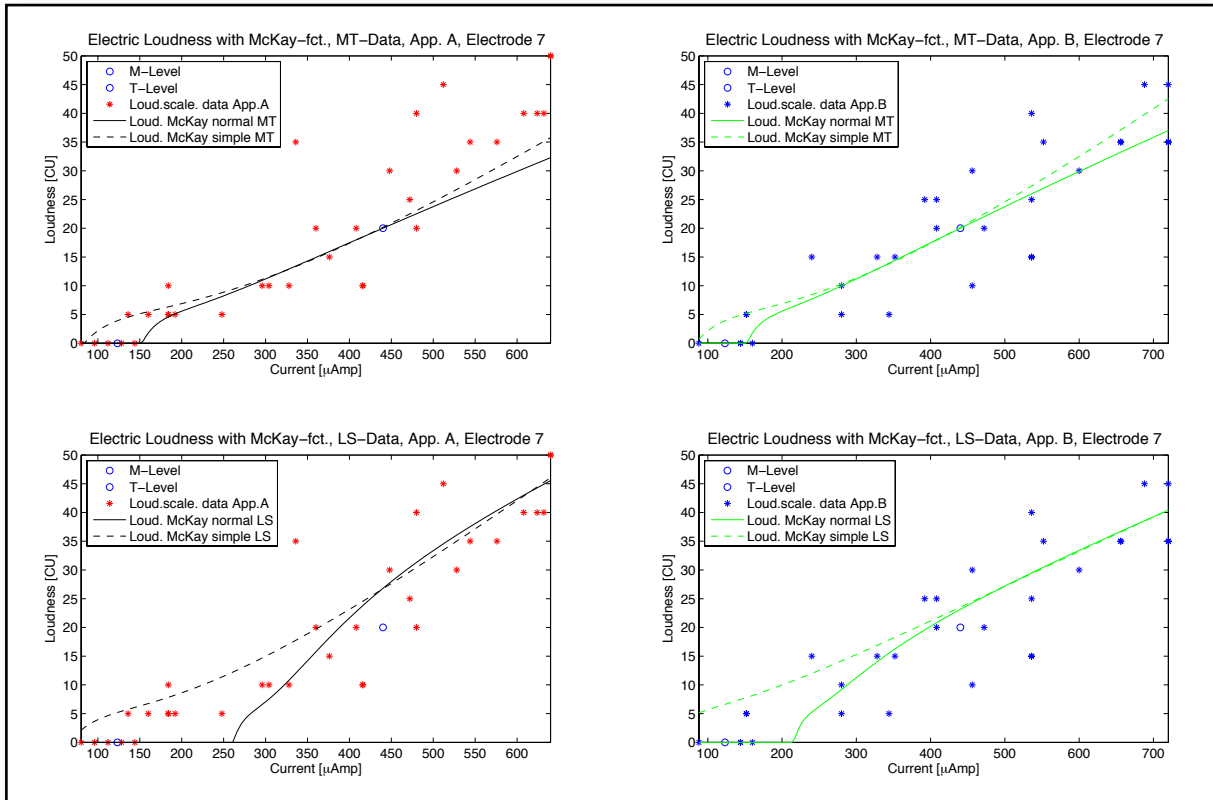


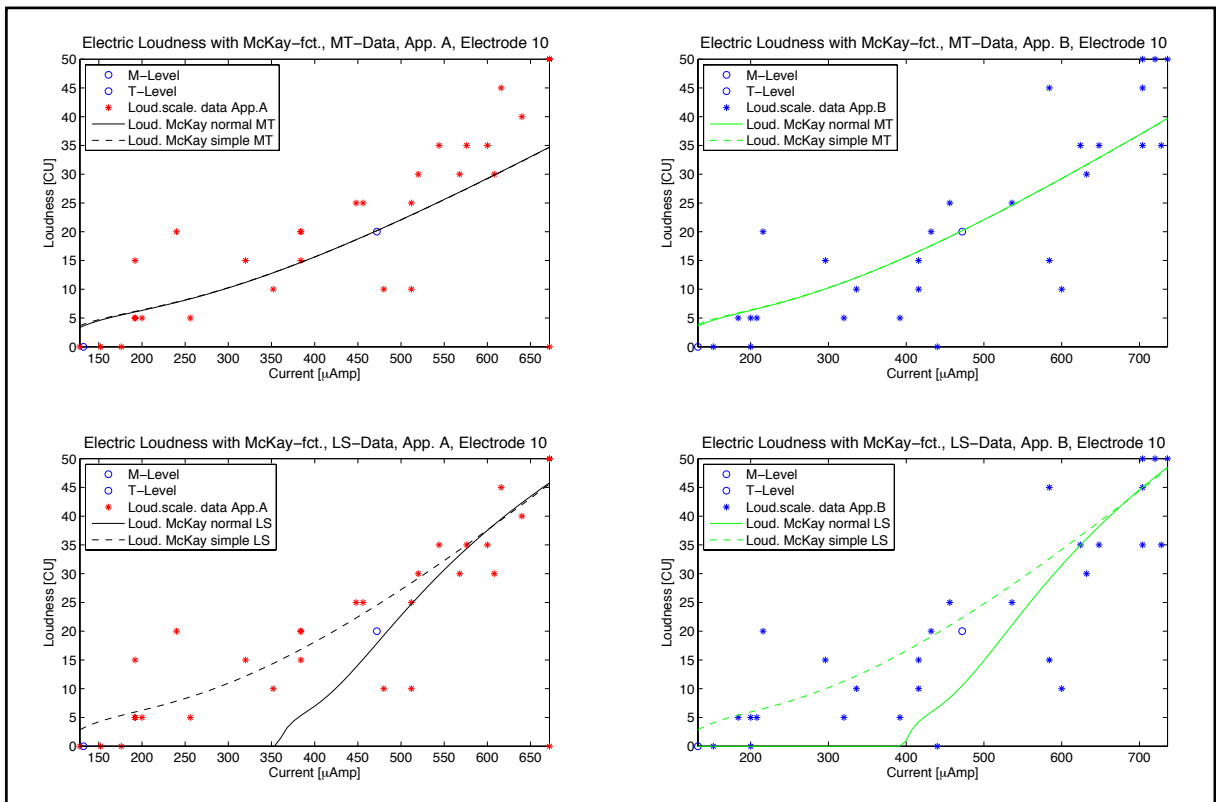
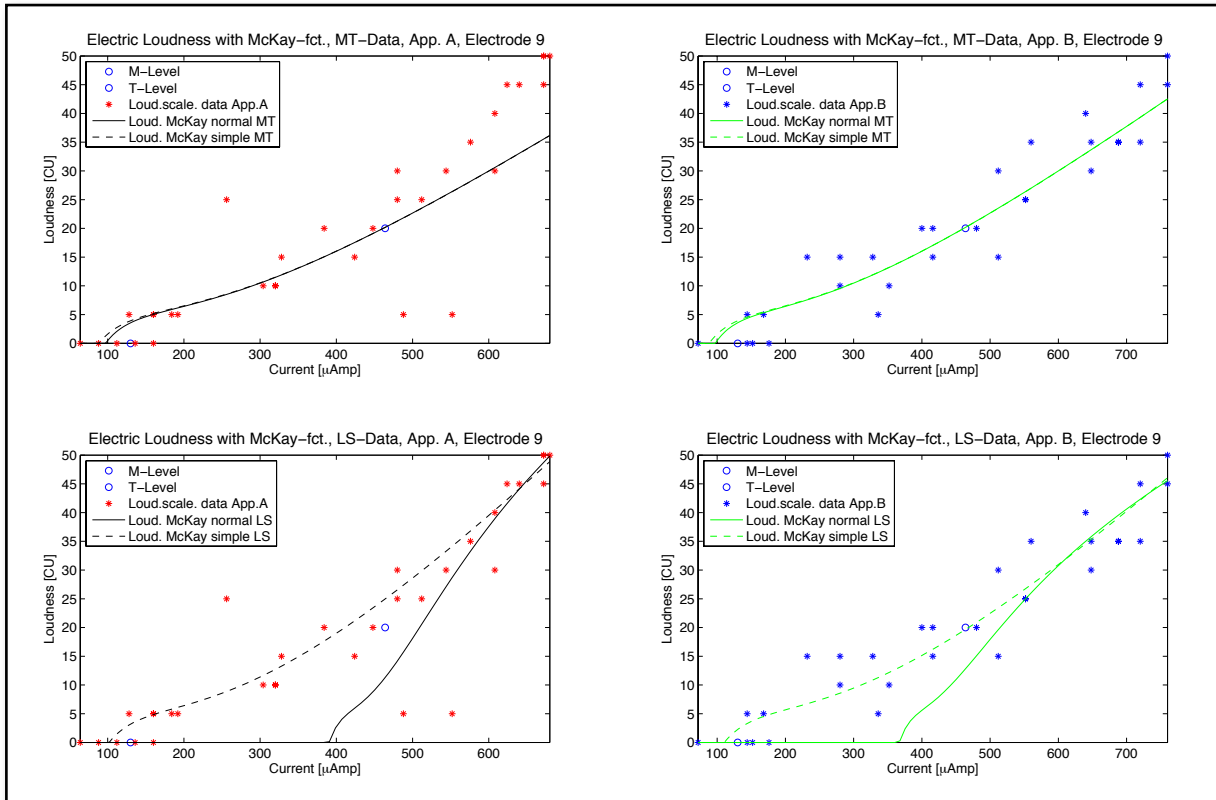
7.3 Varianten der Lautheitstransformation nach McKay (Abschnitt 4.3.1)

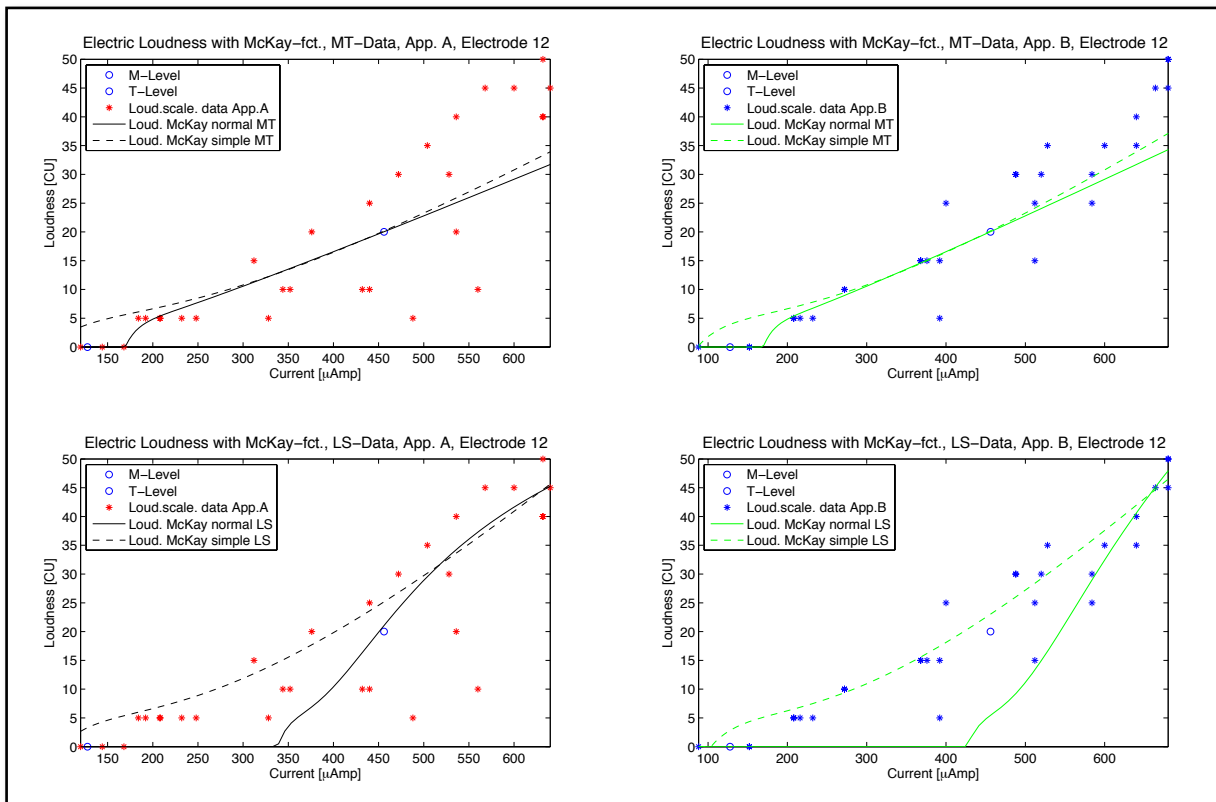
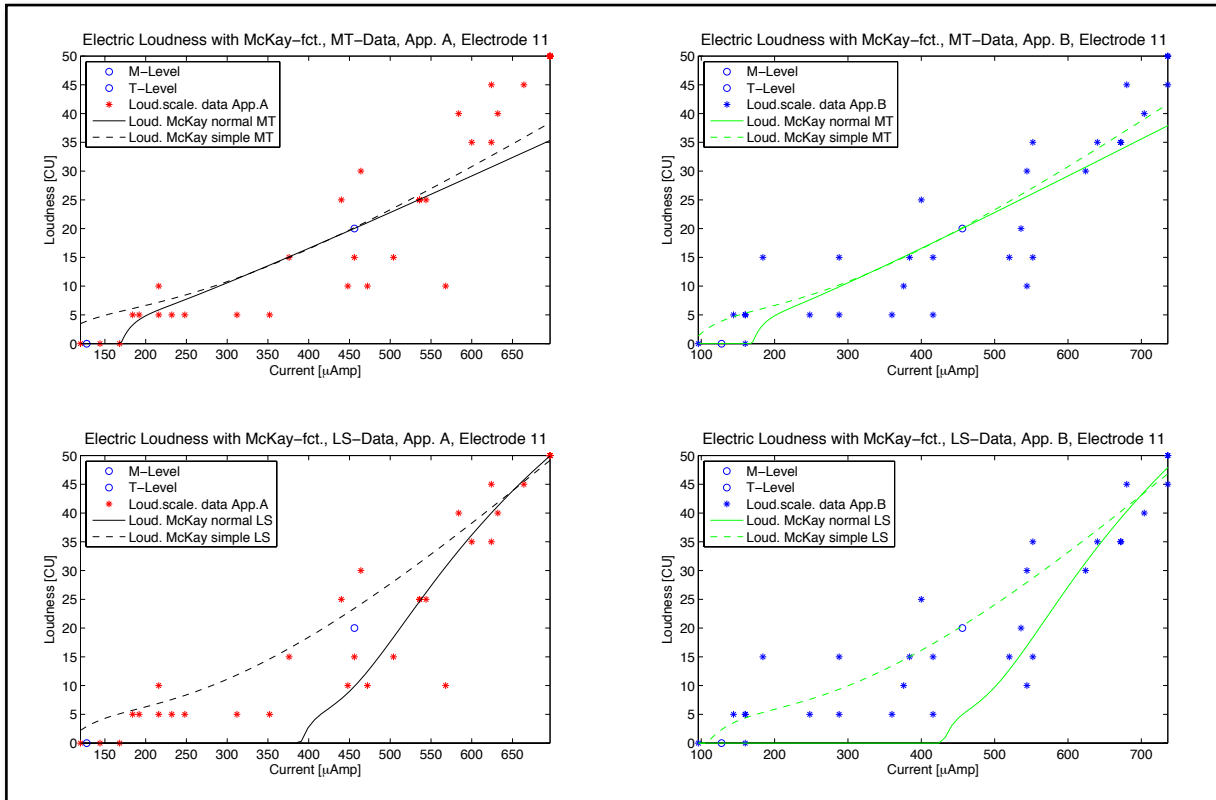


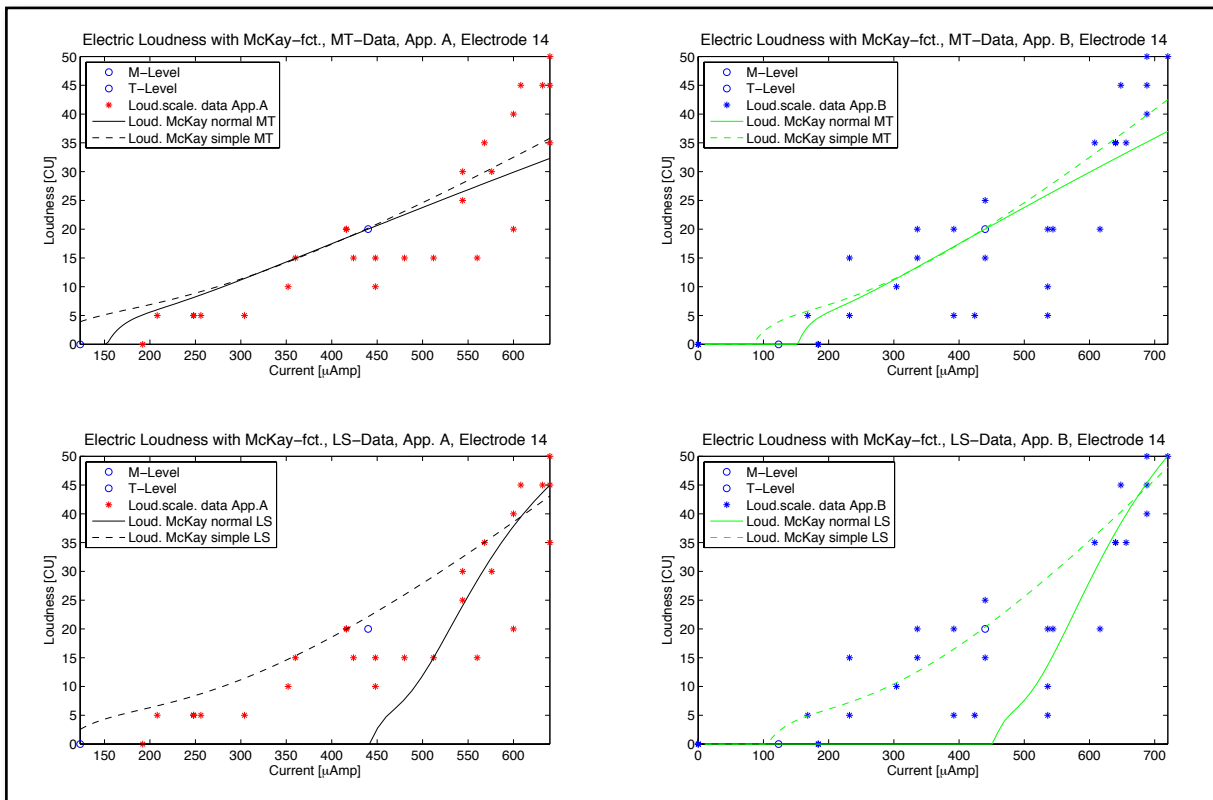
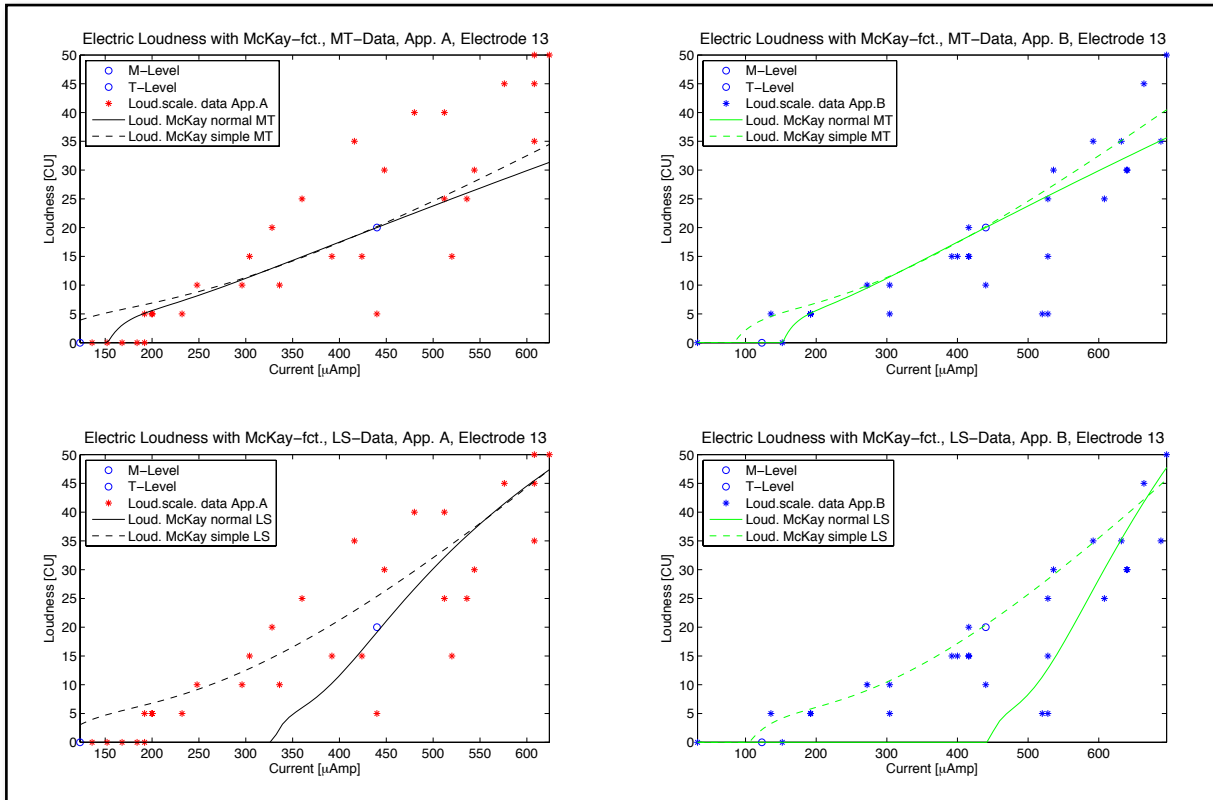


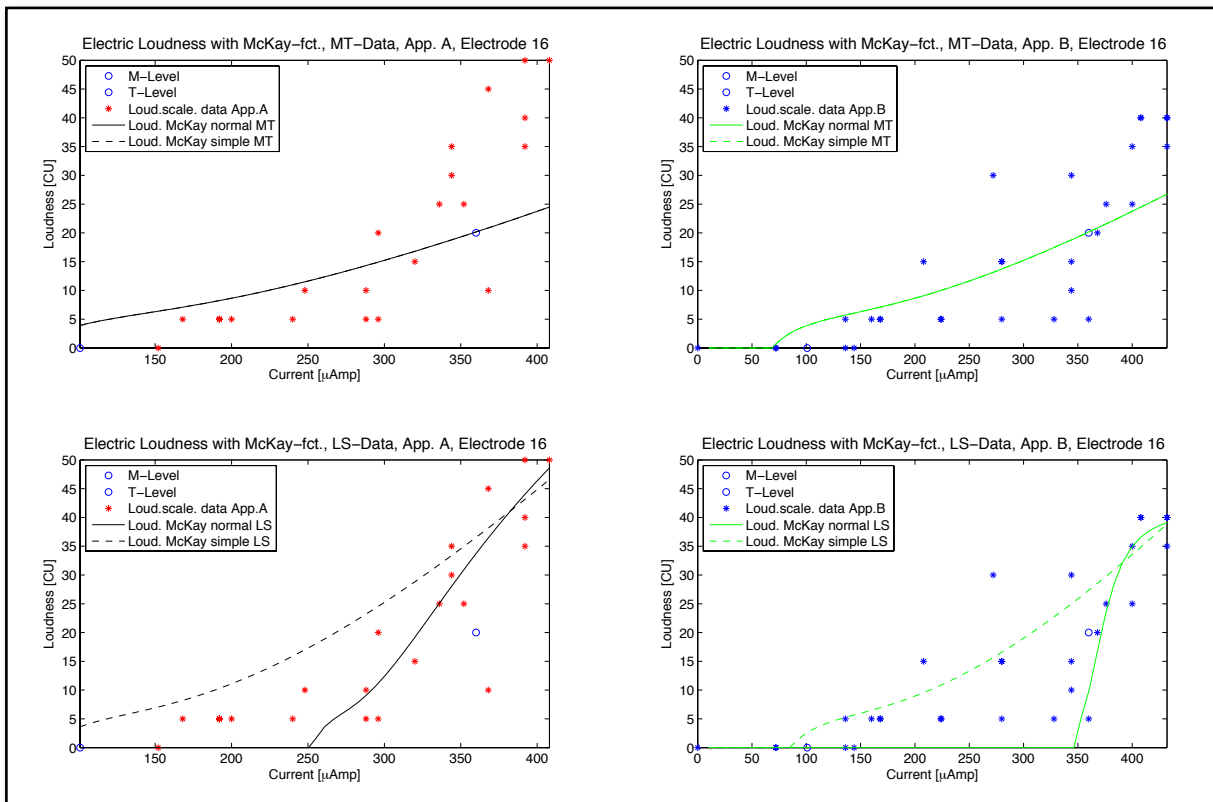
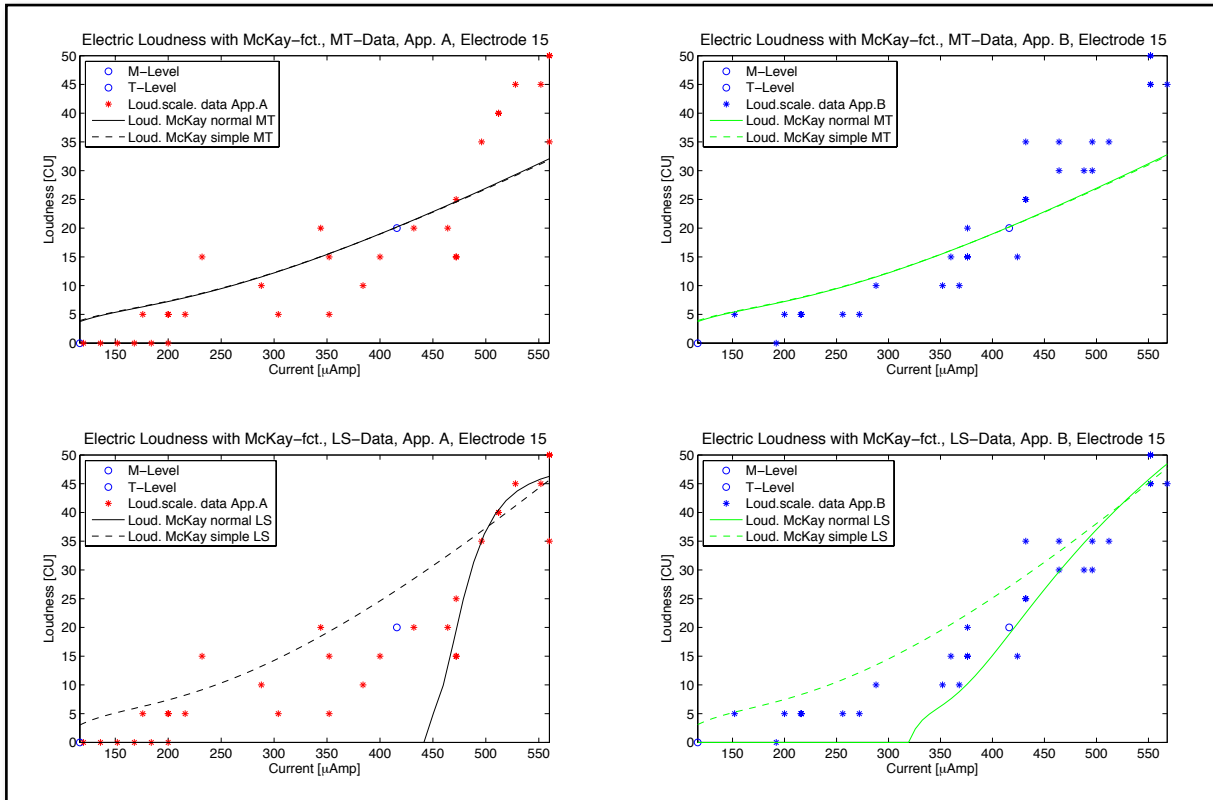




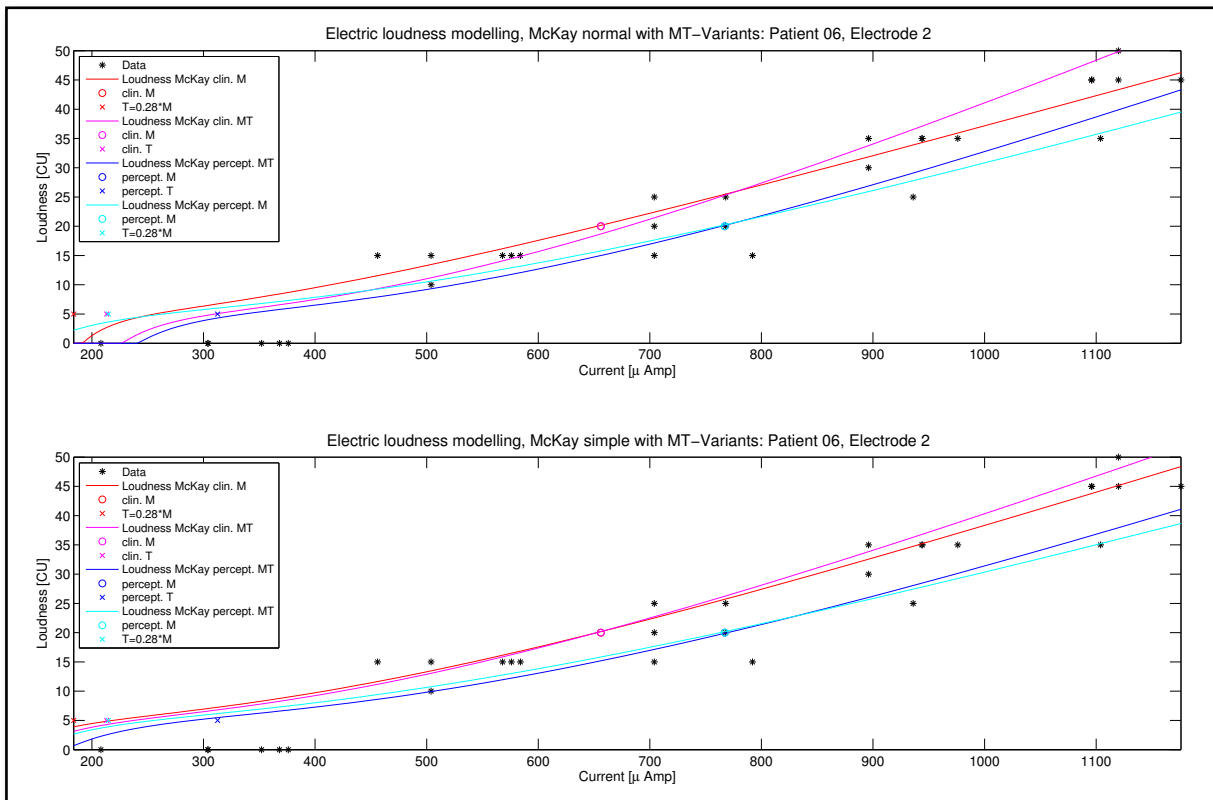
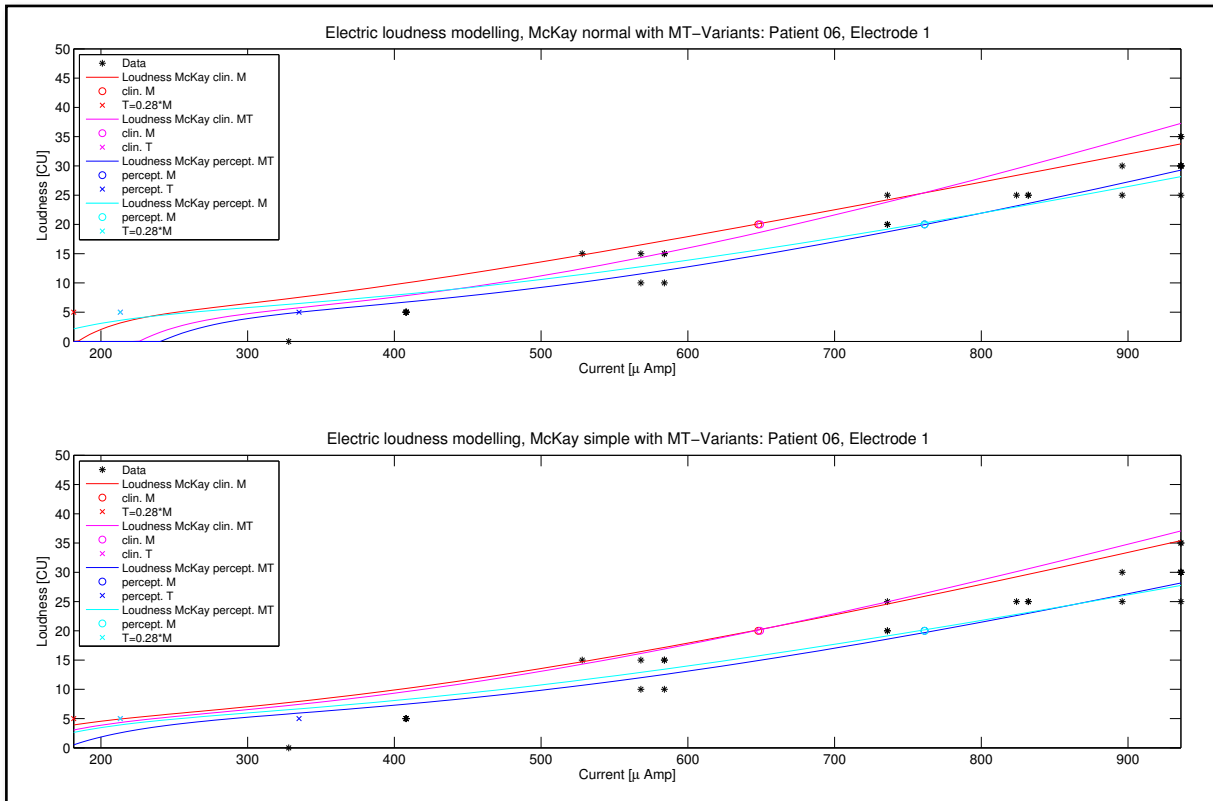


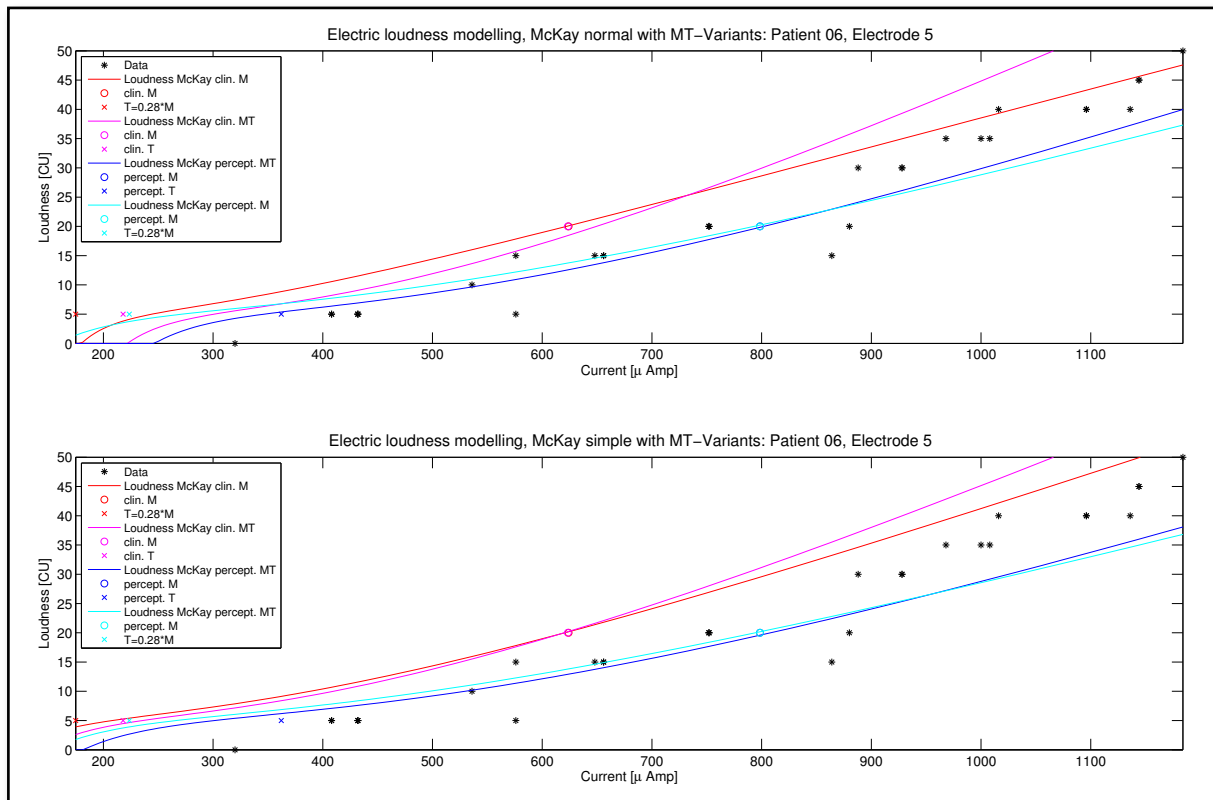
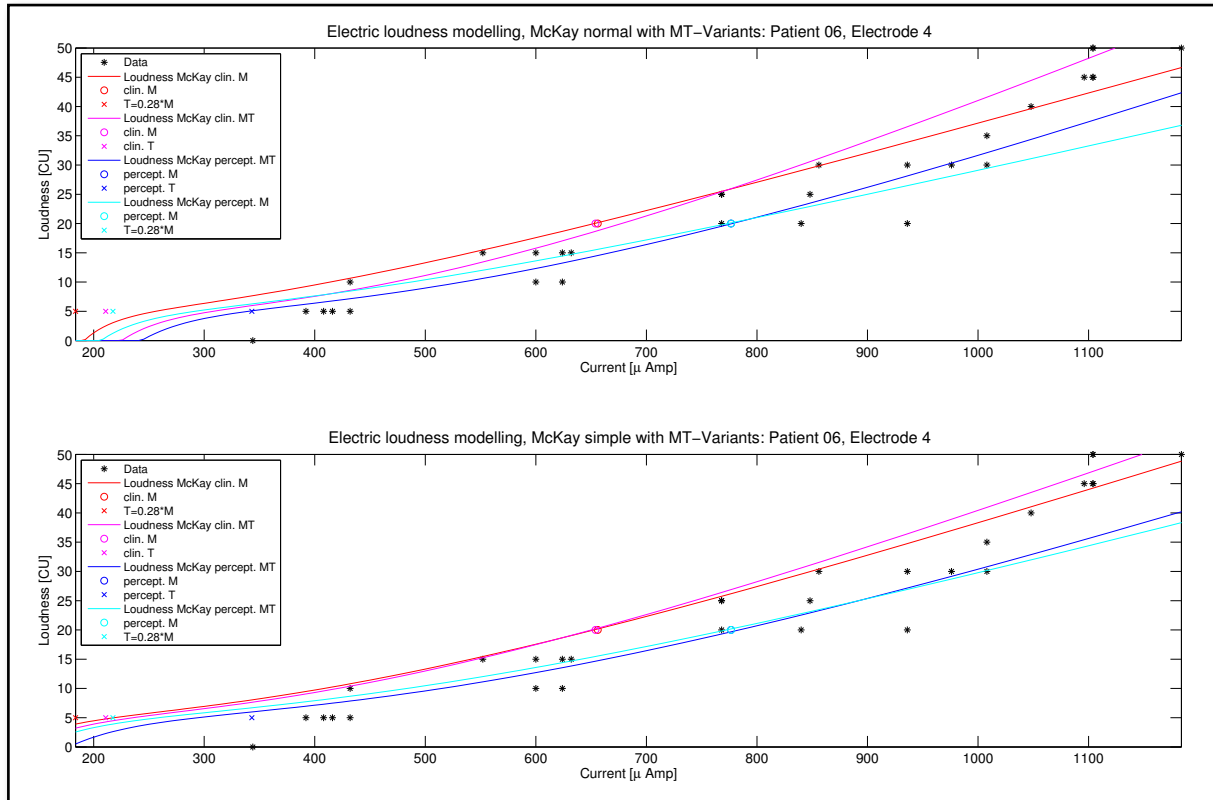


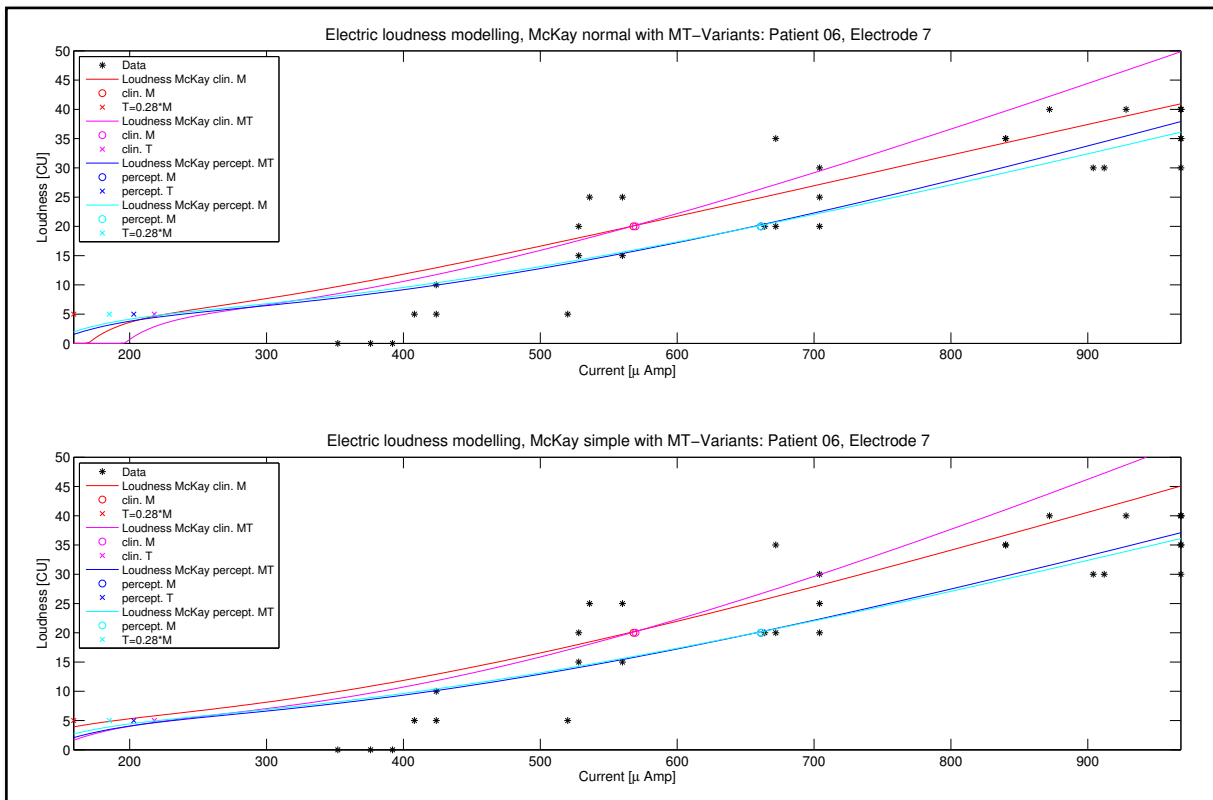
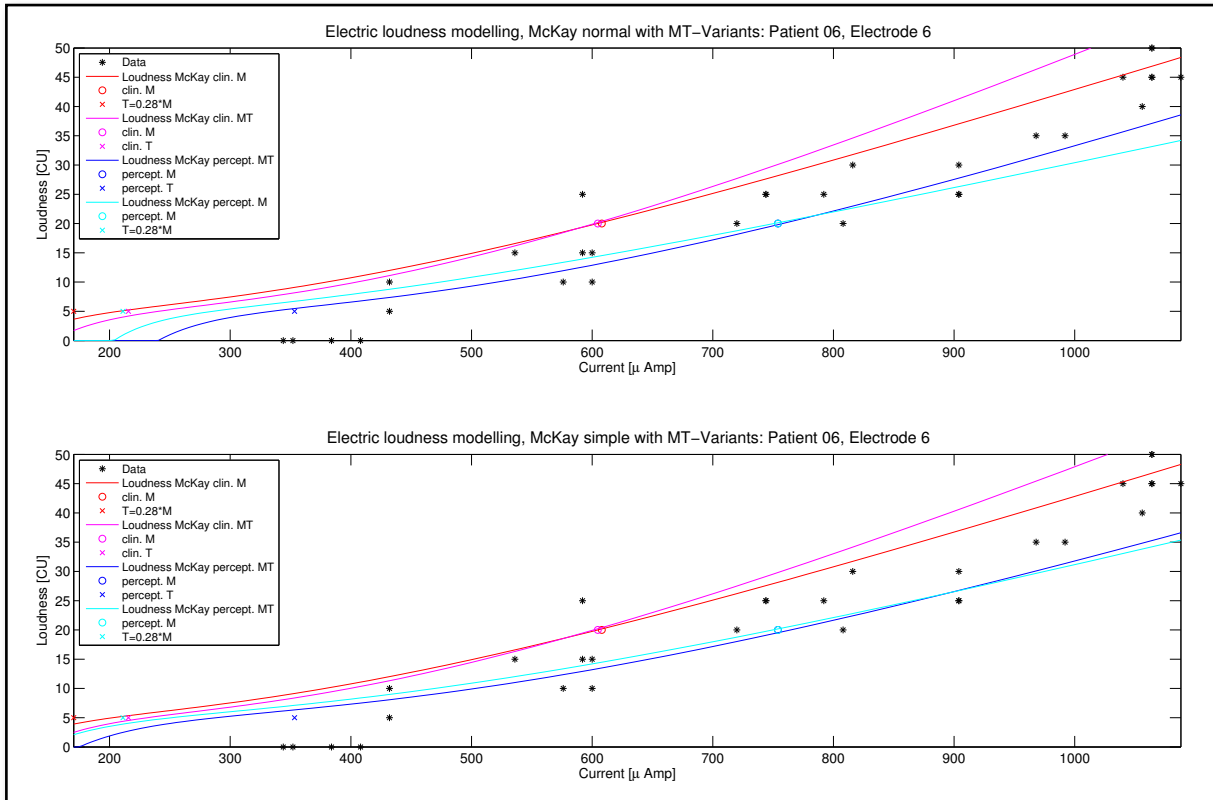


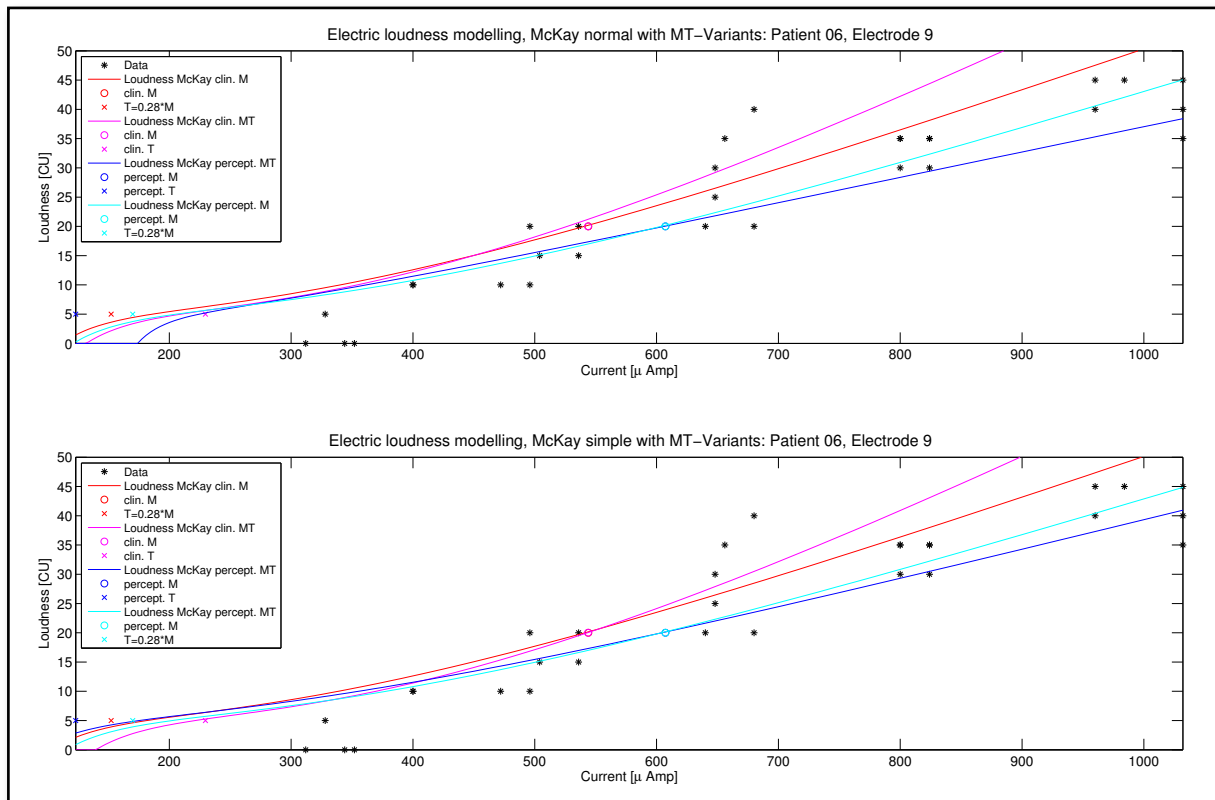
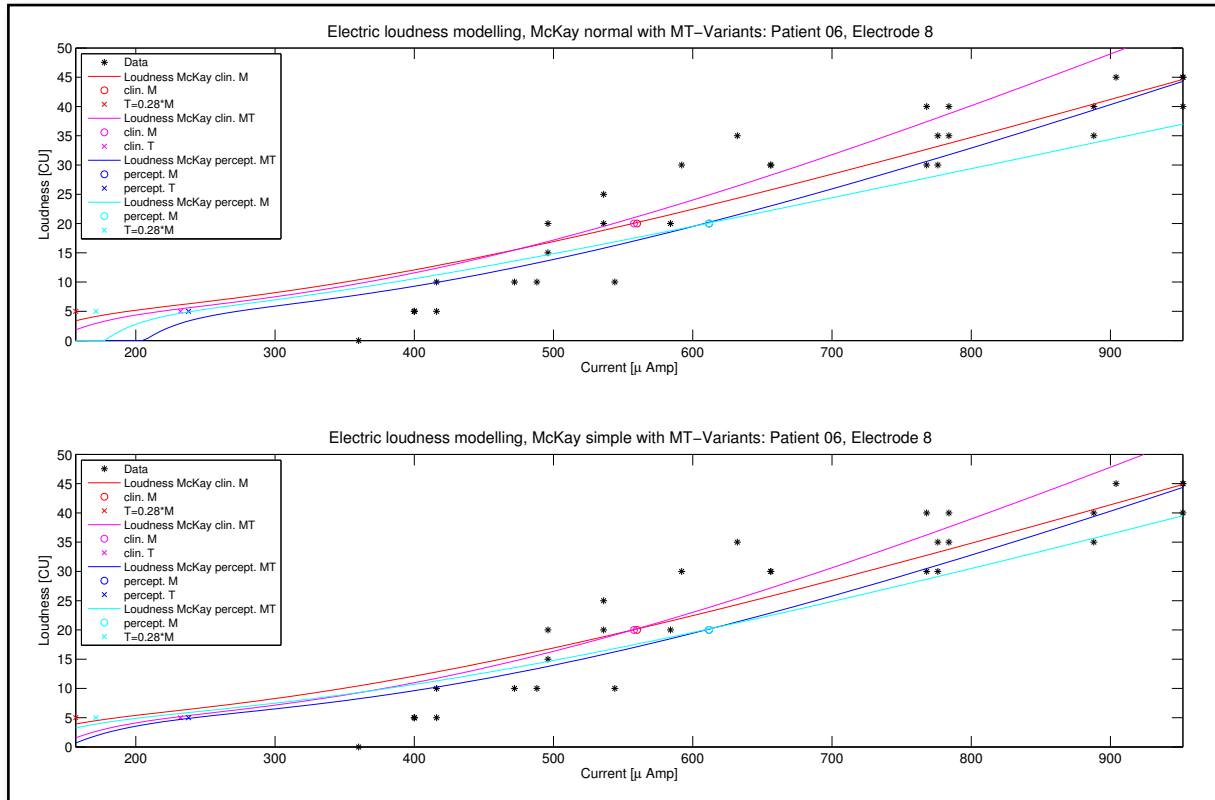


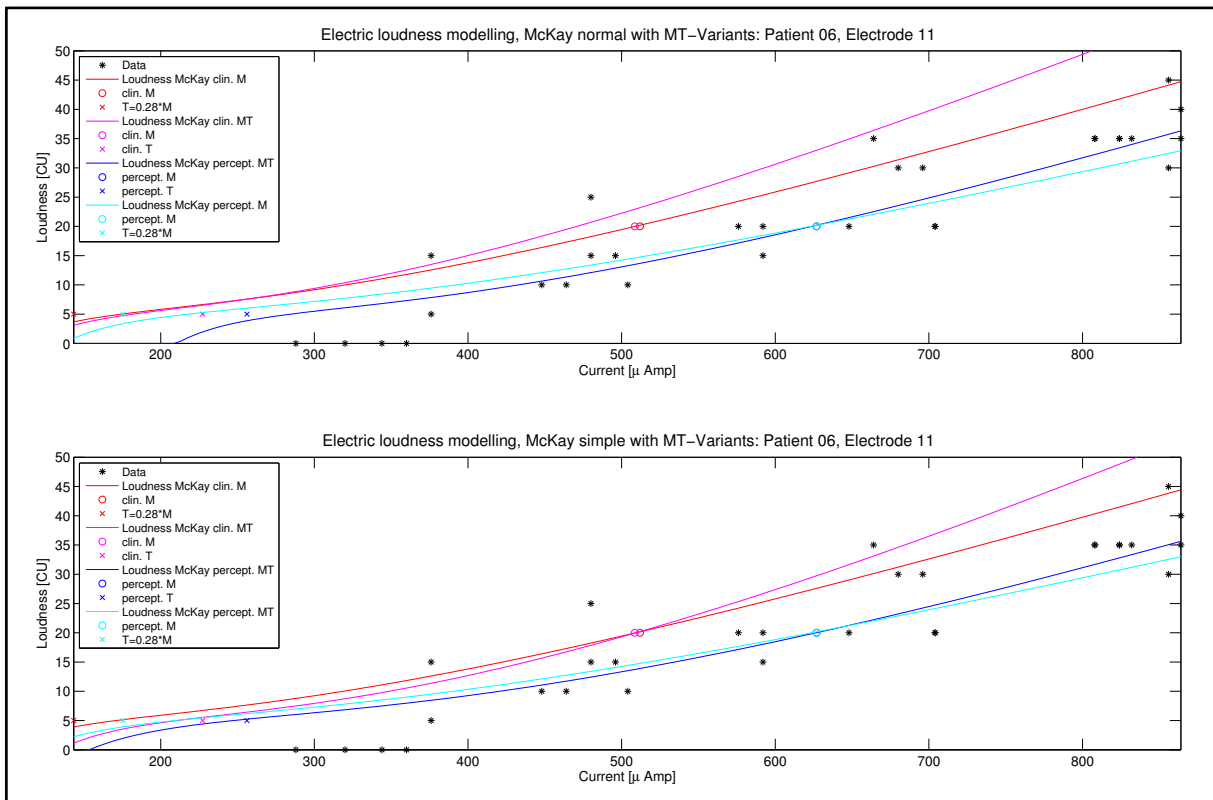
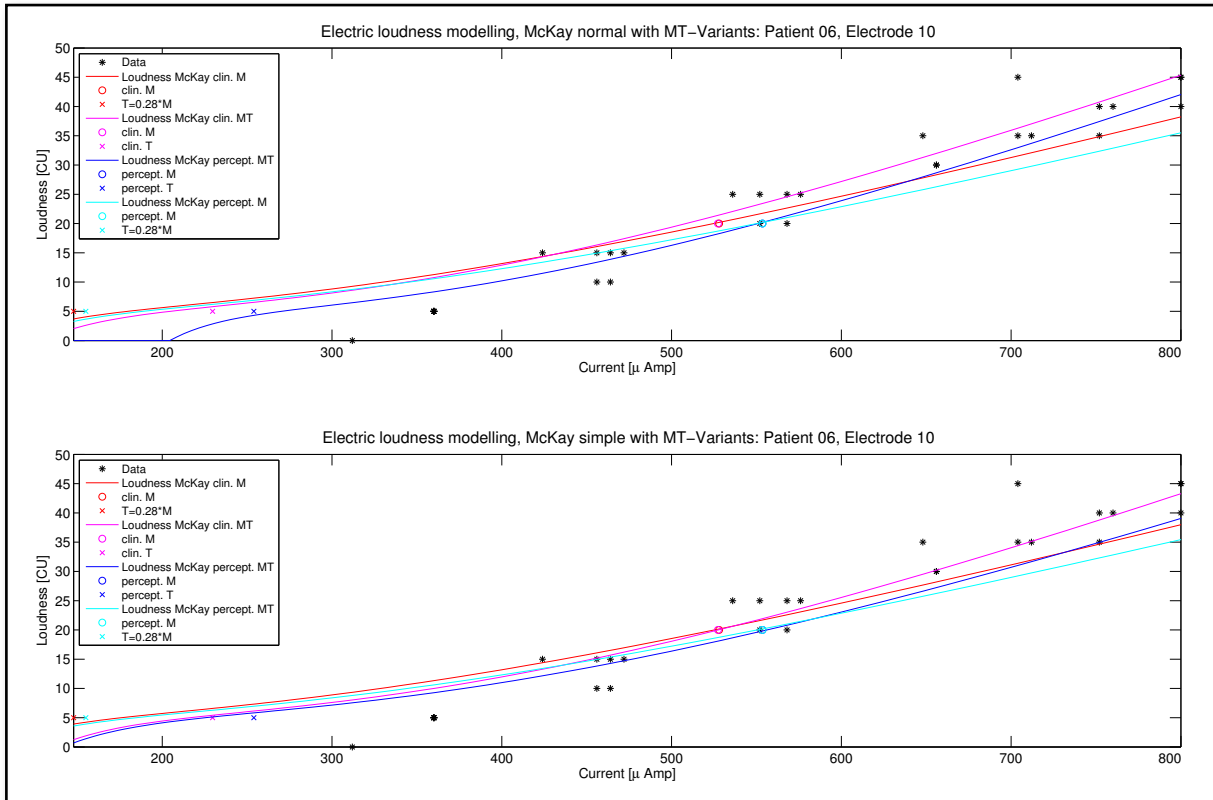
7.4 Lautheitstransformation mit M- und T-Level-Varianten (Abschnitt 4.3.4)

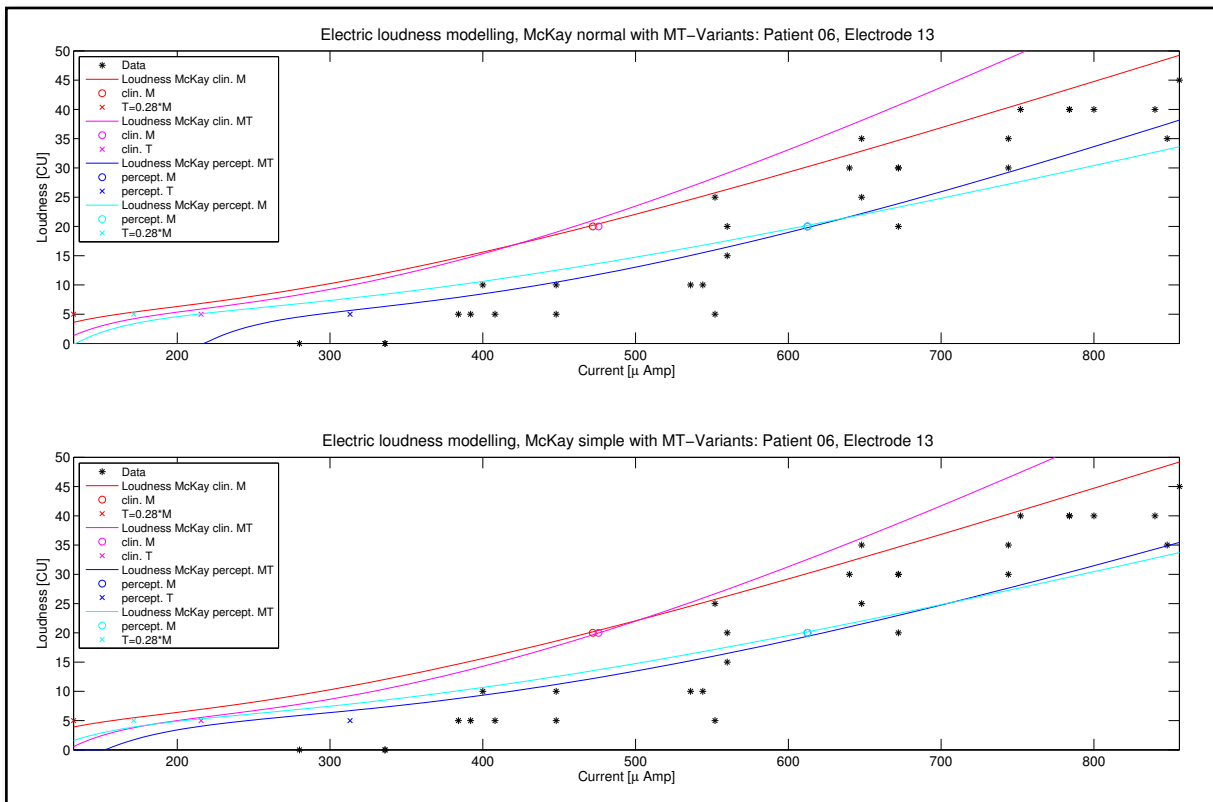
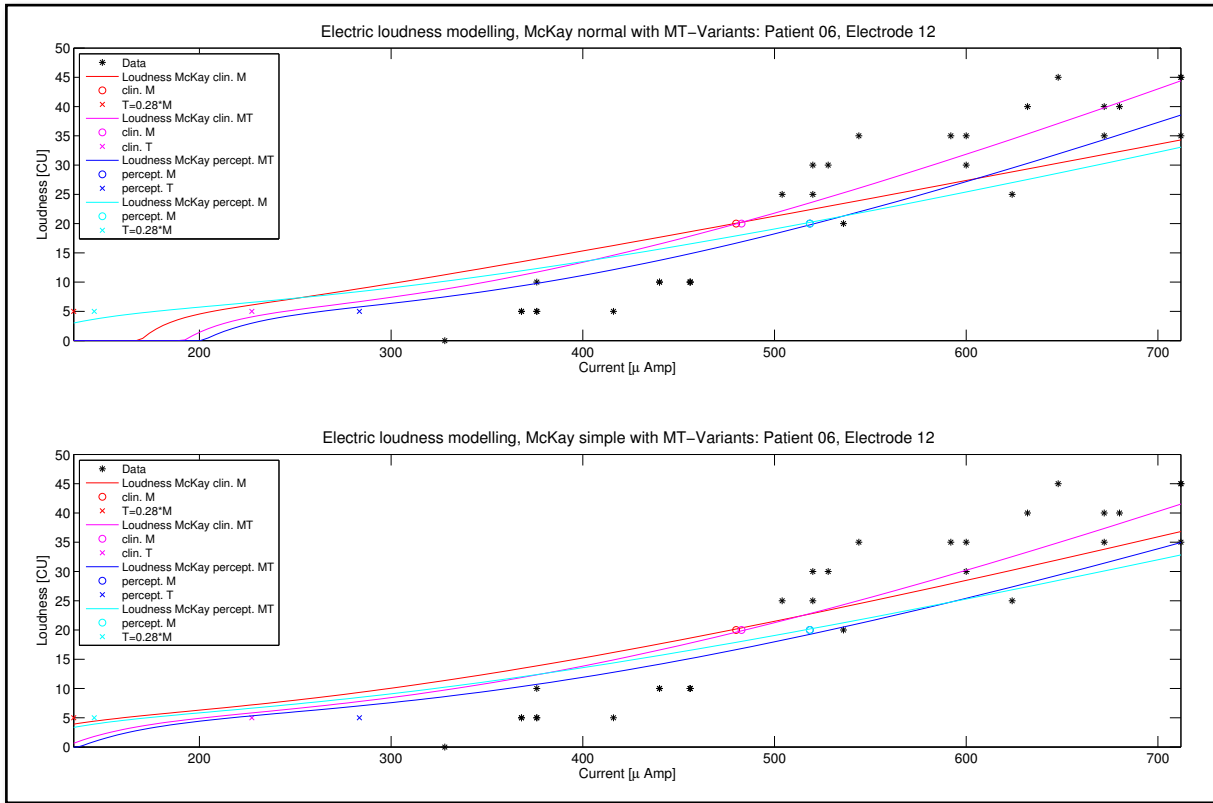


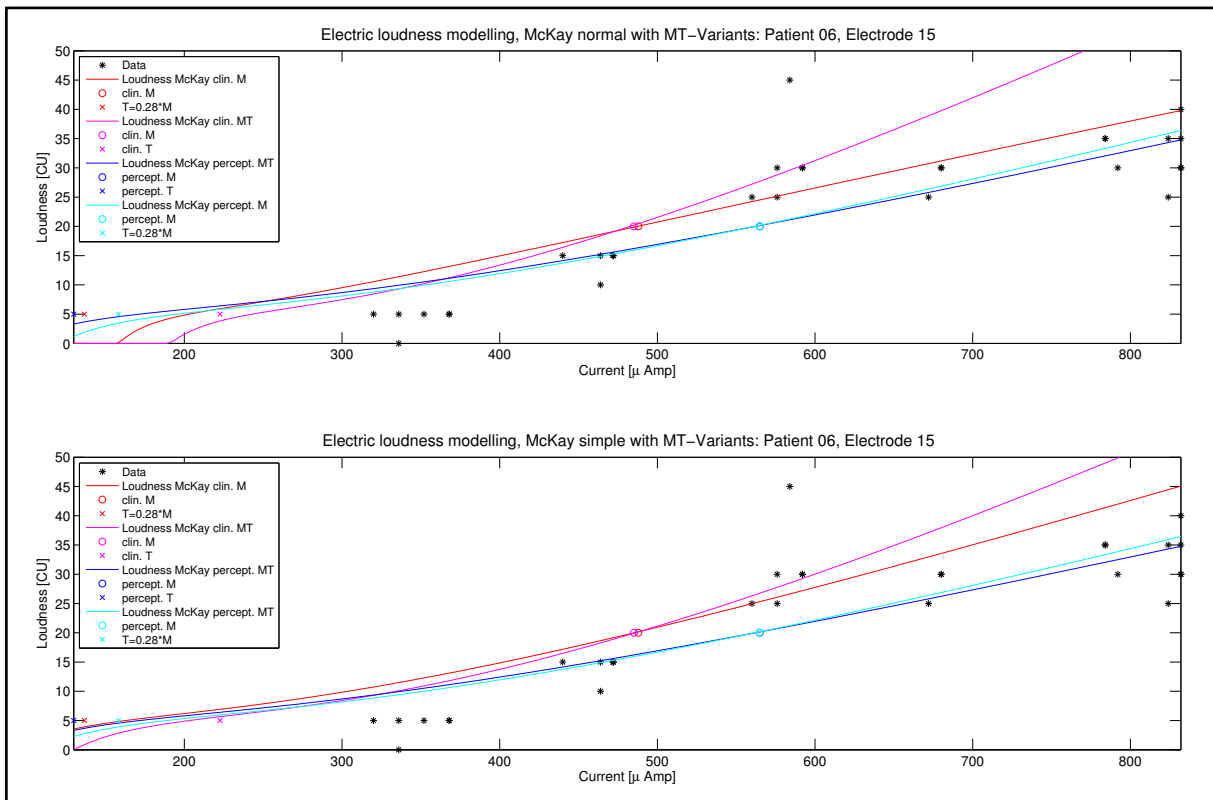
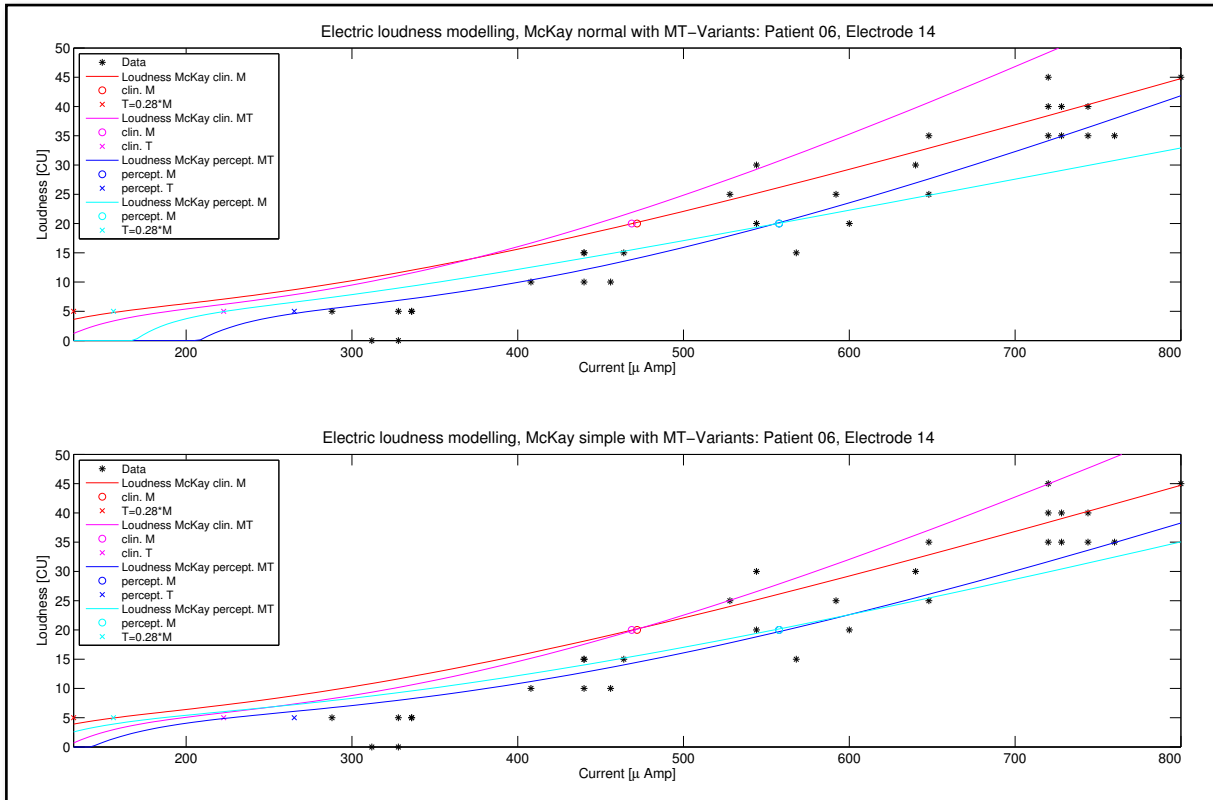


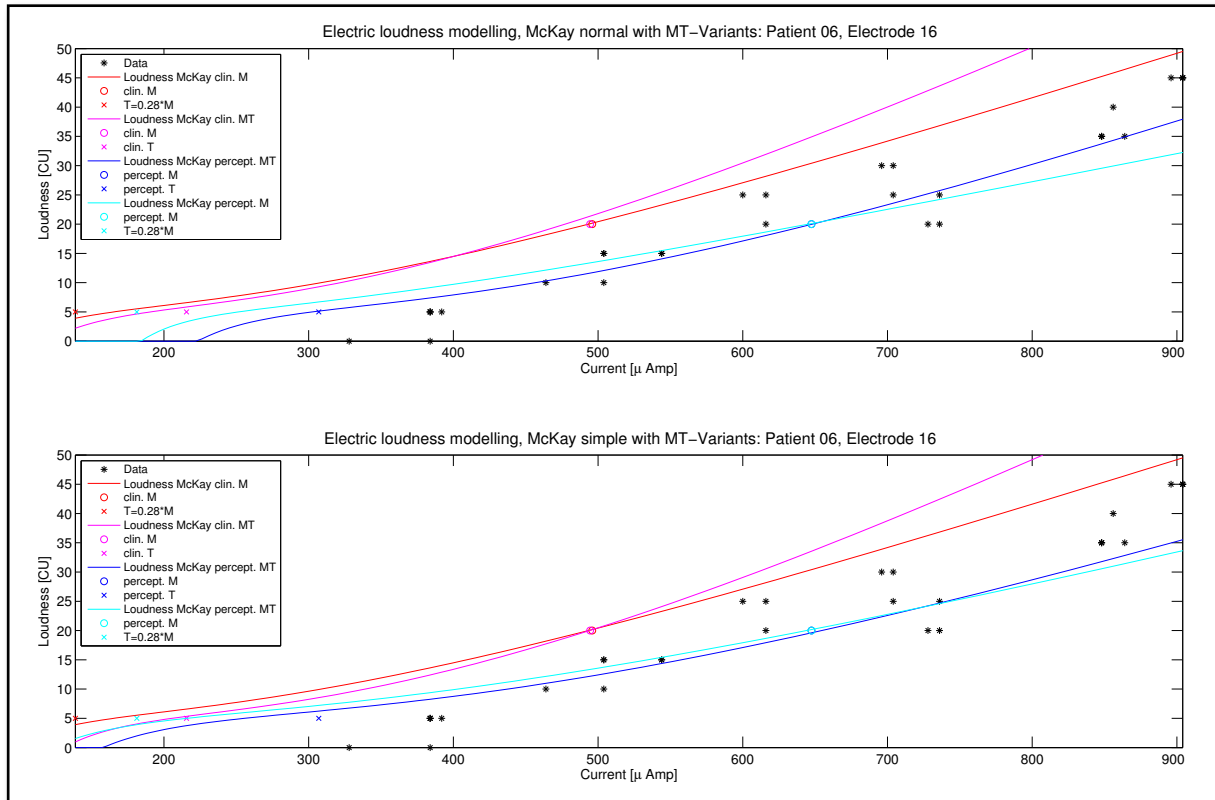












8. Verzeichnisse

8.1 Abkürzungsverzeichnis

CI	Cochlea-Implantat
CIS	continuous interleaved sampling
DLM	Dynamisches Lautheitsmodell
HG	Hörgerät(e)
HL	hearing level
klin. M	klinischer M-Level
klin. MT	klinische M- und T-Level
LS	Lautheitsskalierung
NH	Normalhörende(r)
perzept. M	perzeptiver M-Level
perzept. MT	perzeptive M- und T-Level
SH	Schwerhörige(r)
SPL	sound pressure level
VP(n)	Versuchsperson(en)

8.2 Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: Aufbau und Platzierung eines CI	3
Abb. 2: Aufteilung des vom Signalprozessor übertragenen Frequenzbereiches (hier 100 Hz bis 8500 Hz) auf 12 Stimulationselektroden (beispielhaft)	4
Abb. 3: Aufteilung des vom Signalprozessor übertragenen Frequenzbereiches (hier 100 Hz bis 8500 Hz) auf 12 Stimulationselektroden (beispielhaft)	5
Abb. 4: Aufteilung des vom Signalprozessor übertragenen Frequenzbereiches (hier 100 Hz bis 8500 Hz) auf 12 Stimulationselektroden (beispielhaft)	6
Abb. 5: Verlauf der Stevensschen Potenzfunktion	7
Abb. 6: Beispiel für Lautheitsskalierungsergebnisse	9
Abb. 7: Rote Linie: kubische Transformationsfunktion der Lautheit in Sone zu Lautheit in CU nach Heeren, Verwendung von vier Parametern (links) und fünf Parametern (rechts)	11
Abb. 8: Blockschaltbild des dynamischen Lautheitsmodells für Normal- und Schwerhörige	13
Abb. 9: Spezifische Lautheit in Abhängigkeit vom Erregungspegel bei 1 kHz	14
Abb. 10: Vergleich der kubischen Transformationsformel nach Heeren mit vier Parametern (rote Linie) und fünf Parametern (blaue Linie)	20
Abb. 11: Vergleich der mittels DLM berechneten Lautheiten mit unterschiedlichen Eingabeparametern	23
Abb. 12: Vergleich der Übereinstimmungen (Bnl) für verschiedene DLM-Anpassoptionen am Beispiel von VP 1	24
Abb. 13: Vergleich der Übereinstimmungen (Bnl) für verschiedene DLM-Anpassoptionen für alle VPn	25
Abb. 14: Vergleich des Verlaufs der berechneten Lautheitskurve (rot) mit dem Verlauf der Skalierungsfunktion nach Brand und Hohmann (schwarz)	27
Abb. 15: Vergleich der Lautheitskurven nach McKay (normale und simple Variante) bei Termin A und B, bei Eingabeparametern LS-Werte oder M/T-Level	29
Abb. 16: Vergleich des Verlaufs der Skalierungsfunktion nach Brand und Hohmann und Theelen-van den Hoek	31
Abb. 17: Vergleich der McKay-Funktionen (normal und vereinfachte Variante) für VP 2, Elektrode 5 (1. und 2. Bild) und für VP 2, Elektrode 15 (3. und 4. Bild)	33
Abb. 18: Normalisierte durchschnittliche Skalierungsfunktion nach Theelen-van den Hoek (blaue Linie) mit Standardabweichung (gelber Bereich)	35
Abb. 19: Vergleich der McKay-Lautheitskurven bei normaler (oberes Bild) und vereinfachter (unteres Bild) Berechnung durch Verwendung der Messdaten oder der Theelen-Lautheitsdaten	36

Abb. 20: Vergleich der Übereinstimmungen (Bnl) bei normaler und vereinfachter Berechnung der McKay-Lautheit durch Verwendung der Messdaten oder der Theelen-Lautheitsdaten	37
Abb. 21: Vergleich der McKay-Lautheitskurven bei normaler (oberes Bild) und vereinfachter (unteres Bild) Berechnung durch Verwendung verschieden ermittelter M- und T-Level	39
Abb. 22: Vergleich der Übereinstimmungen (Bnl) bei normaler (blau) und vereinfachter (rot) Berechnung der McKay-Lautheit durch Verwendung verschieden ermittelter M- und T-Level	41

8.3 Literaturverzeichnis

- [Bee14] F. B. van der Beek, J. J. Briare, J. H. M. Frijns: Population-based prediction of fitting levels for individual cochlear implant recipients. *Audiol Neurotol* 11/2014, 20(1):1-16
- [Bra02] T. Brand, V. Hohmann: An adaptive procedure for categorical loudness scaling. *J Acoust Soc Am* 112 (4), 2002
- [Büc14] A. Büchner, G. Geissler, T. Lenarz, A. Lesinski-Schiedat, J. Chalupper, M. Brendel, S. Fredelake: Lautheitswahrnehmung bei einseitig tauben Cochlea-Implantat-Trägern, Poster auf der 17. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Audiologie, Oldenburg, 2014
- [Cha02] J. Chalupper: Perzeptive Folgen von Innenohrschwerhörigkeit: Modellierung, Simulation und Rehabilitation. TU München, 2002
- [Fre14] S. Fredelake, G. Geissler, A. Büchner, M. Hey, J. Müller-Deile, V. Hamacher: Die adaptive kategoriale Lautheitsskalierung mit direkter elektrischer Stimulation beim Cochlea-Implantat. Poster auf der 17. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Audiologie, Oldenburg, 2014
- [Hee13] W. Heeren, V. Hohmann, J. E. Appell, J. L. Verhey: Relation between loudness in categorical units and loudness in phons and sones. *J Acoust Soc Am* 133 (4), 2013
- [McK01] C. McKay, M. D. Remine, H. J. McDermott: Loudness summation for pulsatile electrical stimulation of the cochlea: Effects of rate, electrode separation, level, and mode of stimulation. *J Acoust Soc Am* 110 (3), 2001
- [McK03] C. McKay, K. R. Henshall, R. J. Farrell, H. J. McDermott: A practical method of predicting the loudness of complex electrical stimuli. *J Acoust Soc Am* 113 (4), 2003
- [Moo96] B. C. J. Moore, B. R. Glasberg, D. A. Vickers: Factors influencing loudness perception in people with cochlear hearing loss, in: *Psychoacoustics, speech and hearing aids*, B. Kollmeier, World Scientific, Singapur, 1996
- [Sch78] S. Schach, T. Schäfer: *Regressionen und Varianzanalyse: Eine Einführung*. Springer, 1978
- [Str09] J. Strutz, W. J. Mann: *Praxis der HNO-Heilkunde, Kopf- und Halschirurgie*. Georg Thieme Verlag, 2009, 22
- [The14] F. F. Theelen-van den Hoek, M. Boymanns, T. Stainsby, W. A. Dreschler: Reliability of categorical loudness scaling in the electrical domain. *Int J Audiol*, 2014
- [Vei05] I. Veit: *Technische Akustik*. 6. Aufl. Vogel, Würzburg, 2005, 125
- [Wol10] J. Wolfe, E. C. Schafer: *Programming cochlear implants*. Plural, San Diego, 2010, 40-41
- [Zwi58] E. Zwicker: Über psychologische und methodische Grundlagen der Lautheit. *Acta Acustica united with Acustica*, Vol. 8, S. Hirzel, 1958, 237-258
- [Zwi07] E. Zwicker, H. Fastl: *Psychoacoustics: Facts and models*, 3. Aufl. Springer, Berlin, Heidelberg, 2007