

Medizinische Fakultät  
der  
Universität Duisburg-Essen

Aus der Klinik für Hals-Nasen-Ohrenheilkunde

Qualitativer Vergleich einer automatisierten Anpassungssoftware mit einer manuellen  
subjektiven Einzelelektroden-Anpassung bezogen auf den Hör-Sprach-Erfolg von  
Cochlea Implantat Patienten

Inauguraldissertation  
zur  
Erlangung des Doktorgrades der Medizin  
durch die Medizinische Fakultät  
der Universität Duisburg-Essen

Vorgelegt von  
Christina Kaiser  
aus Bonn  
2024

# DuEPublico

Duisburg-Essen Publications online

UNIVERSITÄT  
DUISBURG  
ESSEN

*Offen im Denken*

ub

universitäts  
bibliothek

Diese Dissertation wird via DuEPublico, dem Dokumenten- und Publikationsserver der Universität Duisburg-Essen, zur Verfügung gestellt und liegt auch als Print-Version vor.

**DOI:** 10.17185/duepublico/82676

**URN:** urn:nbn:de:hbz:465-20241211-105022-5



Dieses Werk kann unter einer Creative Commons Namensnennung 4.0 Lizenz (CC BY 4.0) genutzt werden.

Dekan: Herr Univ.-Prof. Dr. med. J. Buer

1. Gutachter/in: Frau Prof. Dr. med. D. Arweiler-Harbeck
2. Gutachter/in: Herr Prof. Dr. med. M. Fischer

Tag der mündlichen Prüfung: 14. Oktober 2024

Aus Gründen der besseren Lesbarkeit wird im Folgenden auf die gleichzeitige Verwendung weiblicher und männlicher Sprachformen verzichtet und das generische Maskulinum verwendet. Sämtliche Personenbezeichnungen gelten gleichermaßen für beide Geschlechter.

## Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung.....	6
1.1 Cochlea Implantate .....	6
1.1.1 Aufbau und Funktion.....	6
1.1.2 Indikation zur CI-Versorgung .....	7
1.1.3 Präoperative Diagnostik .....	8
1.1.4 Operative Phase .....	8
1.1.5 Postoperative Nachsorge und Erstanpassung .....	8
1.2. Elektrische evozierte Summenaktionspotentiale .....	10
1.3 Fragestellung und Motivation der Arbeit .....	13
2. Patienten und Methoden .....	16
2.1 Patienten .....	16
2.1.1 Patientendaten.....	16
2.1.2 Auswahl des Studienkollektives und der Variablen .....	16
2.1.3 Testbedingungen.....	17
2.3. Audiometrie .....	18
2.3.1 Subjektive audiometrische Prüfungen .....	18
2.3.2 Objektive audiometrische Prüfungen .....	19
2.4 Charakteristika des Studienkollektivs .....	20
2.5 Methoden.....	21
2.5.1 ARTFit.....	21
2.5.2 Analyse .....	22
3. Ergebnisse.....	23
3.1 Vergleich der MCL-Werte der ARTFit mit den MCL-Werten klassischer Hörmaps zu unterschiedlichen Zeitpunkten .....	23
3.1.1 Vergleich der Höhe der ECAP-Werte der AutoART Werte im zeitlichen Verlauf .....	29
3.1.2 Vergleich der AutoART ECAP-Werte mit den ARTFit MCL-Werten zu den verschiedenen Zeitpunkten .....	40
3.2 Zusammenhänge zwischen AutoART-, ARTFit- und den klassisch subjektiv ermittelten Schwellen zu verschiedenen Zeitpunkten .....	46

3.3 Tragedauer der verschiedenen Hörmaps über die Zeit (ARTFit vs. klassische subjektive Map) .....	58
3.4 Vergleich des Hörerfolgs 6 Monate nach Erstanpassung .....	59
3.4.1 Vergleich des Hörerfolgs 6 Monate nach Erstanpassung anhand der Aufblähkurve .....	59
3.4.2 Vergleich des Hörerfolgs 6 Monate nach Erstanpassung anhand des Freiburger Sprachtests .....	60
3.4.3 Vergleich des Hörerfolgs 6 Monate nach Erstanpassung anhand des OLSA.....	63
4. Diskussion .....	64
5. Zusammenfassung .....	69
6. Literaturverzeichnis .....	70
7. Abbildungsverzeichnis .....	75
8. Tabellenverzeichnis .....	76
9. Abkürzungsverzeichnis .....	78
10. Anhang.....	79
11. Danksagung .....	80
12. Lebenslauf .....	81

# 1. Einleitung

## 1.1 Cochlea Implantate

### 1.1.1 Aufbau und Funktion

Verschiedene Quellen schätzen die Anzahl der weltweit versorgten Cochlea Implantat (CI) -Träger auf 400.000- 736.900 (Clearinghouse, 2021). In Deutschland gibt es aktuell noch kein bundesweites Register, in dem die Anzahl der durchgeführten Cochlea-Implantationen erfasst wird. Eine genaue Angabe der Zahl der Implantatträger in Deutschland ist daher nicht möglich. Schätzungen zufolge wurden bis 2013 zwischen 25.000 und 30.000 Patienten in Deutschland mit einem oder zwei CI versorgt (Schaarschmidt, 2013). In einer deutschlandweiten Umfrage von 2018 gaben 51,4 % aller Kliniken, die CI-Operationen durchführen, an, mehr als 50 Implantationen pro Jahr durchzuführen (Stöver et al., 2020).

Neben der richtigen Indikationsstellung und der sachgerecht durchgeführten Operation ist vor allem die anschließende Anpassung des Sprachprozessors für den Hörerfolg entscheidend. CI ermöglichen unter bestimmten Voraussetzungen einen vollständigen Ersatz der Funktion des Hörorgans, genauer des Corti-Organes und der Haarzellen. Ein CI besteht aus zwei Komponenten, dem Implantat und dem extern getragenen Sprachprozessor. Der Sprachprozessor nimmt den Schall über ein Mikrofon auf, verarbeitet ihn und wandelt ihn in elektrische Pulse um. Der Prozessor verbindet sich über eine magnetische Spule induktiv mit dem Implantat. Das Implantat nimmt die Impulse auf und leitet die elektrischen Reize über eine Elektrode, welche operativ in die Scala tympani eingeführt wird, an die Hörnervenfasern in der Cochlea weiter. Der Elektrodenträger verwendet elektrische Stimulation, um die umgebende neuronale Population zu erregen und tonotopie Aktionspotentiale zu erzeugen (Mowry and Woodson, 2020, Naples and Ruckenstein, 2020), die sich entlang des Hörnervs ausbreiten und zu einer Hörwahrnehmung führen (Gärtner et al., 2022). Durch ein CI kann die Hörwahrnehmung bei Menschen mit schwerem bis hochgradigem sensorineuralem Hörverlust wiederhergestellt werden (Gärtner et al., 2022).

Nach Abschluss der Wundheilung können die Anpassung des Sprachprozessors sowie die Rehabilitation mit Hörtraining begonnen werden.

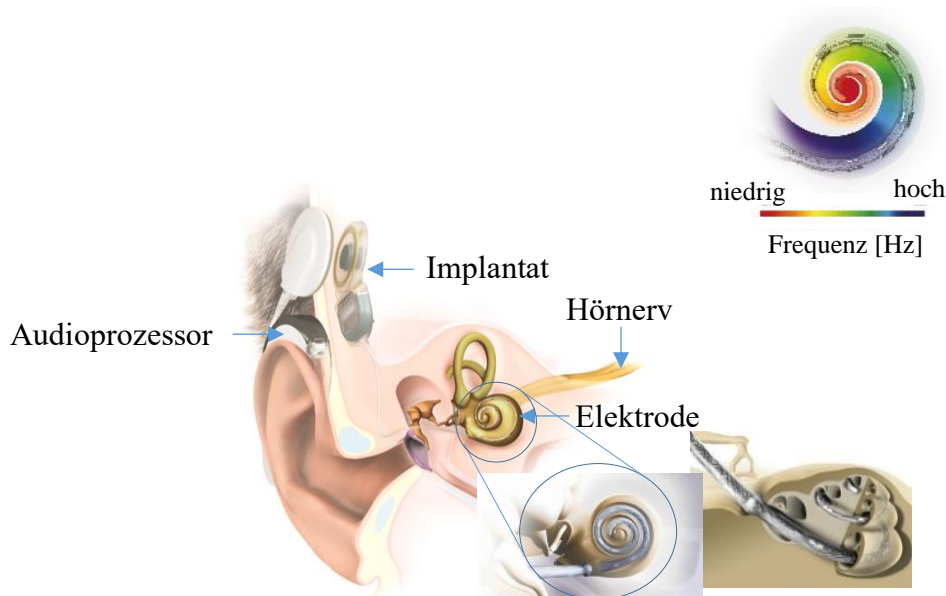


Abbildung 1: Lage und Aufbau eines Cochlea Implantats  
(mit freundlicher Genehmigung von MED-EL)

### 1.1.2 Indikation zur CI-Versorgung

Die Indikation der CI-Versorgung unterscheidet sich zwischen Erwachsenen und Kindern. Generell gilt, dass die Indikation gegeben ist, wenn kein ausreichendes Sprachverstehen, die Kommunikationsfähigkeit ungenügend oder der Spracherwerb mit alternativen Hörrehabilitationsmethoden nicht erlangt werden kann.

Bei Erwachsenen besteht eine CI-Indikation bereits ab einer Einsilberdiskrimination mit optimaler HG-Versorgung von  $\leq 60\%$  bei 65 dB SPL. Es wird davon ausgegangen, dass im Durchschnitt alle postlingual mit einem CI behandelten Patienten eine Verbesserung der Einsilberdiskrimination um  $\geq 20\%$  bis zum Ende der Folgetherapie erreichen. Bei beidseitig gegebener Indikation sollte eine sequenziell bilaterale CI-Versorgung erfolgen. Bei prälingual ertaubten Erwachsenen besteht in ausgewählten Einzelfällen ebenfalls eine Indikation zur Implantation, wenn ein lautsprachlich orientierter Spracherwerb in Ansätzen vorhanden ist. Bei Kindern, die prälingual oder perilingual ertaubten, sowie bei hochgradig schwerhörigen Kindern, die noch ein Restgehör haben, sollte eine möglichst frühzeitige Implantation (innerhalb der ersten drei Lebensjahre) erfolgen. Bei Verdacht auf einen progredienten cochlea-obliterierenden Prozess (wie z. B. einer bakteriellen Labyrinthitis nach Meningitis) ist so früh wie möglich eine CI-Versorgung durchzuführen.

Weitere Grundvoraussetzungen für eine Implantation sind ein funktionstüchtiger Hörnerv, eine intakte Hörbahn, eine anatomisch angelegte Hörschnecke sowie die Fähigkeit zur postoperativen Rehabilitation (der DGHNO, 2018, Lenarz, 2017).

### 1.1.3 Präoperative Diagnostik

Zur präoperativen Diagnostik gehören die allgemeine Anamnese, die HNO-ärztliche Untersuchung, die Prüfung der Rehabilitationsfähigkeit, sowie die subjektive und objektive Audiometrie zur Evaluation des Hörvermögens. Im Zuge der Vordiagnostik sollte immer zunächst eine Hörgeräteoptimierung erfolgen. Die Labyrinth-Funktion wird zuvor mittels kalorischer Prüfung evaluiert. Bei nachgewiesener hochgradiger Schwerhörigkeit werden eine Computertomografie sowie eine Magnetresonanztomografie zur Beurteilung der anatomischen Strukturen benötigt. Vor Implantation sind gemäß den aktuellen STIKO Empfehlungen einige Impfungen für Risikopatienten empfohlen. Eine umfangreiche Aufklärung und Beratung bezüglich der Versorgung eines CI ist verpflichtend (der DGHNO, 2018).

### 1.1.4 Operative Phase

Der Operateur sollte eine ausreichende langjährige und kontinuierliche Erfahrung in der mikrochirurgischen Ohrchirurgie und der Schädelbasischirurgie verfügen, um eine komplikationsarme und erfolgversprechende Operation zu gewährleisten. Zu Beginn der Operation werden Elektroden zum Neuromonitoring des Nervus facialis platziert. Über einen erweiterten retroauriculären Schnitt wird zur Platzierung des Implantates eine Mulde in die Schädelkalotte temporooccipital nach Unterminierung des Muskels gefräst. Es folgt eine Mastoidektomie mit erweiterter posteriorer Tympanotomie. Nach Darstellung des runden Fensters wird hier der Elektrodenträger eingeführt. Vor Wundverschluss wird die Funktion des Implantats geprüft. Hierzu werden Impedanzen, Transimpedanzen, Stapediusreflexe und die ECAPs gemessen. Abschließend erfolgt die Lagekontrolle des Implantates mittels Röntgenverfahren (C-Bogen).

### 1.1.5 Postoperative Nachsorge und Erstanpassung

Nach Abschluss der Wundheilung erfolgt die technische Anpassung des Sprachprozessors. Mit der Erstanpassung beginnt der Rehabilitationsprozess, der Sprachtraining und -



therapie, sowie regelmäßige audiometrische und technische Kontrollen beinhaltet. Als Implantatträger unterliegt man einer lebenslang erforderlichen Nachsorge in der Verantwortung der implantierenden Klinik. Für die individuelle Anpassung jedes Patienten, werden verschiedene elektrische Parameter angepasst, um eine optimale Klangwahrnehmung zu erreichen.

Grundlage der Erstanpassung sind die bereits intraoperativ gewonnenen Messparameter zu Impedanzmessung, Transimpedanzmessung, Stapediusreflexen und der neuronalen Reizantwort des Hörnervens.

Zur Anpassung des Sprachprozessors wird das akustische Eingangssignal in Frequenzbändern aufgeteilt und jeweils einer Elektrode des Elektrodenträgers zugeordnet. Die maximale angenehme Lautstärke (MCL-Wert, engl. most comfortable level) ist die Stromstärke, welche von den Patienten ohne Probleme über eine lange Zeit ertragen werden kann (Alvarez et al., 2010). Anschließend wird für jede Elektrode der Stromstärkebereich ermittelt, bei dem der Patient gerade noch eine Hörwahrnehmung hat (T-Wert, engl. threshold). Bei gehörlosen Patienten ist diese Schwellenermittlung anspruchsvoll, da ein bisher unbekannter Impuls bewertet werden muss. T-Wert und MCL-Wert definieren die unteren und oberen Grenzen der elektrischen Stimulationspegel jedes Kanals. Diese Parameter werden in einer sogenannten „Hörmap“ gespeichert und dem Patienten zur Nutzung im Sprachprozessor gespeichert. CI verfügen über mehrere Programmplätze, in denen der anpassende Audiologe verschiedene Konfigurationen der Anpassungsparameter speichern kann. Nach Ersteinstellung erfolgt die Optimierung der Sprachprozessoreinstellung Schritt für Schritt über mehrere Sitzungen, um schlussendlich einen optimierten Höreindruck zu erreichen. Über die Zeit bleibt die Hörmap relativ stabil (Vaerenberg et al., 2014). Am beschriebenen Anpassungsprozess können postlingual ertaubte Patienten aktiv teilnehmen. Fehlt dieses subjektive Feedback zum Beispiel bei Kindern oder bei Patienten mit Sprachbarriere, müssen andere Möglichkeiten gefunden werden, um eine gute Anpassung des Sprachprozessors und damit eine gute Hör- und Sprachentwicklung zu erreichen. Hierzu können objektiv ermittelte Messparameter hilfreich sein (Walkowiak et al., 2010, Walkowiak et al., 2011).

## 1.2. Elektrische evozierte Summenaktionspotentiale

Elektrische evozierte Summenaktionspotentiale (ECAPs) spiegeln synchron aktivierte Hörnervenfasern wider. Die Messung elektrisch evozierter Summenaktionspotentiale des Hörnervs wird als ECAP-Messung bezeichnet. Diese können direkt über die intracochleären Elektroden aufgezeichnet werden (He et al., 2017). Die Messung von ECAPs des auditorischen Systems ist ein wichtiger Parameter der klinisch-audiologischen Methoden im Rahmen der Versorgung mit CI (Hoth and Dziemba, 2017). Die reguläre Messung elektrodenspezifischer ECAP-Schwellen empfiehlt sich nicht nur während der CI-Implantation, sondern auch im postoperativen Verlauf.

Einer der Vorteile der intraoperativ gemessenen ECAP-Schwellen besteht in der Stabilität dieser Schwellenwerte, sodass diese bei der Erstanpassung mit den entsprechenden Softwaresystemen genutzt werden können (Lai et al., 2004). Zwar zeigen sich vorzugsweise bei CI der Firma MED-EL® (Medical Electronics) eine bessere Korrelation der Stapedisreflexschwellen (eSRTs) mit den MCL-Werten als mit den ECAPs (Walkowiak et al., 2011), im klinischen Alltag werden diese jedoch aufgrund der langen Testdauer und des damit verbundenen Aufwandes wenig angewendet.

Mittels der intraoperativen Messungen kann die korrekte Lage und die Funktion des Implantates überprüft werden. Die Hersteller der CI-Systeme stellen spezifische ECAP-Messmethoden mit individueller Bezeichnung zur Verfügung.

Die Auditory Response Telemetry (ART) ist die ECAP-Messmethode der Firma MED-EL® mit verschiedenen Modifikationsmöglichkeiten zum intra- und postoperativen Einsatz (Prentiss, 2013). Gerade bei der postoperativen Messung von ECAP-Schwellen können Modifikationen der Stimulationsparameter eine bessere Akzeptanz bei den Patienten erreichen (Berger et al., 2017). Mit Einführung der Software MAESTRO 7 im Jahre 2017 bietet MED-EL® mit dem AutoART-Algorithmus eine automatisierte ECAP-Schwellenmessung (AutoART®), sowie die darauf aufbauende ARTFit Messung zur automatischen Erstellung einer Hörmap an. Auch in den nachfolgenden Versionen wurde die ARTFit Messung beibehalten. Seit Einführung der ECAP-Messungen in den klinischen Alltag wurde in voneinander unabhängigen Studien evaluiert, inwieweit ECAP-Messungen bei Anpassungsverfahren nützlich sein könnten. Alvarez et al. haben in der Studie von 2010 zur Verwendung von ECAPs zur Beurteilung der Aktivierung von Elektroden und zur Vorhersage der MCL-Werte gezeigt, dass ECAP-Messungen die Vorhersage des MCL-

Profils ermöglichen und dass ein Vorhandensein von ECAPs im Allgemeinen daraufhin deutet, dass die Elektrode aktiviert ist, ein Fehlen des entsprechenden Signals jedoch nicht auf eine deaktivierte oder defekte Elektrode hinweist.

Botros und Psarros publizierten 2010 über die Relevanz von ECAP-Schwellenprofilen bei der Anpassung von CI, dass nach einem eigens entwickelten Modell skalierte und somit angepasste ECAP-Schwellenprofile darstellt. Dieses Modell zeigt eine klinisch bedeutsame Verbesserung gegenüber reinen unveränderten ECAP-basierten Anpassungsmethoden. In einer Studie von Greisiger et al. 2015, welche knapp 1200 Patienten untersuchte, von denen ungefähr die Hälfte Kinder waren, wurden Stimulationsniveaus nach Erstanpassung und 1 Jahr nach Anpassung des CI mit den objektiven, intraoperativen Messungen verglichen. Hier konnten keine signifikanten Korrelationen zur Vorhersage von T- und MCL-Schwellen durch zuvor gemessene ECAP-Werte gezeigt werden. Es zeigten sich nur vereinzelt Ähnlichkeiten der ECAP-Profile mit den klassisch klinisch ermittelten Hörmaps. Die Autoren kamen zu dem Schluss, dass insbesondere bei sehr jungen Patienten die objektive ECAP-Messung als Orientierungshilfe dienen kann.

Van Den Abbeele et al. verglichen objektive Messmethoden (ECAPs und eSRTs) mit subjektiven klinisch ermittelten Daten in Hinblick auf die MCL-Werte und fanden heraus, dass die objektiven Daten bei der Programmierung des CI nützlich sein können, wenn durch Standardverhaltensverfahren kein zuverlässiges Feedback erhalten wird (2012). Auch McKay et al. (2013) stellten sich der Frage ob ECAP-Messungen zur objektiven Programmierung von CI genutzt werden können. Die Autoren kamen zu dem Schluss, dass diese allein nicht für eine vollständige objektive Anpassung ausreichen. Die Arbeitsgruppe von Walkowiak et al. untersuchte 2010 eSRT-, ECAP- und MCL-Korrelationen bei 15 adulten und 15 pädiatrischen Patienten. Die eSRTs werden als nützlicheres Tool als die ECAPs zur Vorhersage der MCL-Level bewertet. Die eSRTs liegen in den Messungen näher an den MCL-Werten, als die ECAP-Schwellen. Da jedoch beide Parameter, eSRTs und ECAPs, einen signifikanten Zusammenhang mit den MCL-Werten zeigen, und sich zwischen eSRTs und ECAP-Werten keine signifikanten Unterschiede aufzeigen, wird angenommen, dass wenn aus technischen Gründen keine eSRTs messbar sind, ECAPs als Alternative zur Erstellung einer Hörmap, vor allem bei Kindern, dienen können. Im Jahr 2011 untersuchten Walkowiak et al. erneut eSRTs und

ECAPs in Bezug auf MCL-Schwellen zur Anpassung von CI und bestätigte, dass sich signifikante Korrelationen zwischen eSRTs bzw. ECAPs und den MCL-Werten bei Kindern und Erwachsenen aufzeigen.

Mehrere Arbeitsgruppen konnten eine hohe Übereinstimmung zwischen klassischen, also durch subjektive Angaben des Patienten erstellten ECAP-Schwellenwerten und automatisch bestimmten ECAP-Schwellenwerten nachweisen. Gärtner et al. untersuchten 2010 den Einsatz einer automatischen Aufzeichnung und Analyse von ECAPs zur CI-Anpassung und zeigten, dass die automatisch berechneten Schwellenwerte gut mit den von Audiologen ermittelten Werten übereinstimmen und eine Zeitersparnis bringt. Das Ergebnis der Studie geht einher mit den Ergebnissen der Studie von Van Dijk et al. (2007). In einem ähnlichen Messaufbau fanden Garrido et al. 2018 an pädiatrischen Patienten heraus, dass die ECAPs die Methode der Wahl zur Messung der auditorischen Nervenantwort sind. Botros et al. publizierten 2007, dass automatisch ermittelte ECAP-Schwellenwerte eine vergleichbare Genauigkeit zu denen durch einen Audiologen ermittelten aufweisen und für die Patienten durch vorsichtiges Nähern von anfangs niedrigen Reizpegeln eine hohe Sicherheit bieten. Dies deutet darauf hin, dass ECAP-Schwellenwerte, die automatisch über die Systemsoftware des CI aufgezeichnet werden, ein nützlicher Parameter bei Erstanpassungen sind. ECAP-Schwellenwerte können verwendet werden, um MCL-Werte in Erstanpassungshörmaps zu berechnen und einzustellen (Gärtner et al., 2022).

Andere Studien beschreiben, dass die ECAP-Potentiale nur in Verbindung mit klassisch subjektiv ermittelten Schwellen von Beginn an, also schon bei der Erstanpassung, kombiniert werden sollen, um eine gute Hörleistung zu erzielen (Greisiger et al., 2015, Brown et al., 2000, Cullington, 2000, Smoorenburg et al., 2002). In diesen Studien zeigten sich lediglich schwache Korrelationen zwischen den MCL-Werten der klassischen und automatisch ermittelten ECAP-Schwellen. Es fanden sich Schwankungen von ca. 20 % zwischen MCL und ECAP-Schwellen. In der Studie von Alvarez et al. (2010) kamen die Autoren zum Schluss, dass eine Hörmap, welche allein basierend auf ECAP-Schwellen beruht, nicht ausreichend sei. Manche Gegebenheiten wie zum Beispiel eine fehlende Kooperation, eine geistige Behinderung oder bei Kindern macht es dennoch unumgänglich darauf zurückzugreifen.

Die Anpassungsverfahren unterscheiden sich in der Praxis zwischen den Audiologen stark. Die aktuell vorliegenden Daten zu ECAP als objektives Maß reichen noch nicht zuverlässig aus, um es als standardisiertes Verfahren in der Praxis zu etablieren, umso die Differenzen zu verringern (Vaerenberg et al., 2014).

Eine Umfrage von 2012, die in 47 CI-Zentren in 17 Ländern durchgeführt wurde, ergab, dass 56 % der teilnehmenden Zentren Anpassungen durch Bestimmung der Verhaltensschwelle durchführten. Die verbleibenden 44 % verwendeten entweder intra- oder postoperative ECAP-Schwellenwerte als Referenz um die Reizschwellenwerte vorherzusagen, und adaptierten auf dieser Basis die Schwellen mittels der subjektiven Wahrnehmung der Patienten (Vaerenberg et al., 2014).

Eine systematische Analyse aus dem Jahr 2018, welche Publikationen zum Thema ECAP-basierte Anpassungsverfahren untersuchte und schlussendlich 32 Studien einschloss, evaluierte, dass es aktuell keinen stichhaltigen Beweis dafür gibt, dass ECAP-Schwellen bei Anpassungsverfahren nützlich sein könnten. Die Autoren folgern aus den Ergebnissen, dass die ECAP-Schwelle ein schwacher Prädiktor sowohl für die für T- und MCL-Werte ist (de Vos et al., 2018).

### 1.3 Fragestellung und Motivation der Arbeit

Bei CI-Trägern können ECAPs in Antwort auf die elektrische Stimulation über das Implantat gemessen werden. Damit kann beispielsweise unmittelbar nach der Implantation intraoperativ die technische Funktion des Implantats und die Reizbarkeit des Hörnervs erfasst und beurteilt werden. Ferner können die Stimulationsstärken, die zur Auslösung solcher ECAPs benötigt werden, bestimmt werden, um später für eine auf objektiven Messwerten basierende Anpassung des Implantats herangezogen werden.

Für CI-Träger, die keine Auskunft über ihre subjektive Hörempfindungen geben können, wie z.B. kleine Kinder oder Patienten mit Sprachbarriere kann ein objektives Messverfahren eine Basis für die Systemanpassung sein.

Mittels der Anpassungs-Software MAESTRO 7.0 von MED-EL® stehen dafür zwei ART-Anwendungen zur Verfügung: AutoART und die darauf basierende ARTFit (Strahl et al., 2018). Durch die AutoART-Funktion werden ECAP-Schwellen aller 12 Elektrodenkontakte bestimmt, indem jeweils die Stimulationsstärke in kleinen Schritten erhöht wird, bis eine Nervenantwort gemessen wird (Strahl et al., 2018).

Durch die ARTFit werden vier ECAP-Schwellenwerte automatisch ermittelt und die MCL-Pegel entlang des Elektrodenträgers interpoliert. Die ARTFit-Funktion erlaubt die Erstellung einer Anpassung (Hörmap) anhand der ECAP-Schwellen von zumindest vier in unterschiedlichen Bereichen der Cochlea lokalisierten Elektroden.

Dazu werden definierte Stimulationsstärken in einer automatisch ablaufenden adaptiven Vorgehensweise an Elektroden in unterschiedlichen Bereichen der Cochlea appliziert. Nur dann, wenn keine ausreichende Anzahl an ECAP-Schwellen bestimmt werden konnte, werden die Reizamplituden weiter erhöht, wobei eine möglichst konservative, also eine vorsichtige Erhöhung der Impulse Herangehensweise gewählt wird.

Die Messung endet, sobald die ECAP-Schwellen von vier Elektroden bestimmt werden können. Somit ist die ARTFit-Funktion vorsichtiger als die AutoART-Messung. Zur Erstellung der Hörmap wird anhand der gemessenen Schwellen ein Vorschlag für diese über alle 12 Elektroden erstellt.

Liegt jedoch schon eine erfolgreiche durchgeführte AutoART-Messung vor, so kann auch diese von der ARTFit Funktion zur Erstellung einer Hörmap verwendet werden, ohne, dass zwingend eine eigene neue ARTFit-Messung durchgeführt werden muss.

Ziel des hier durchgeführten Projektes war es,

1. herauszufinden wie gut eine durch ARTFit erstellte Map mit einer klassisch-klinisch erstellten Map übereinstimmt.

Im Vergleich sollten hier nur die MCL-Werte (Pegel der maximalen angenehmen Lautstärke) bzw. MCL-Profile stehen.

Zudem sollte untersucht werden, ob

2. ein Zusammenhang zwischen den intraoperativ bestimmten ART-Schwellen aus der AutoART-Messung und den AutoART-Schwellen, die bei der Erstanpassung sowie 1,3 und 6 Monate nach der Aktivierung des Implantats ermittelt wurden, besteht.

Hierbei sollte sowohl für klassisch als auch per ARTFit erstellte Werte ein Zusammenhang untersucht werden.

Weiter sollte untersucht werden,

3. inwiefern Unterschiede im Hörerfolg zwischen einer mit ARTFit erstellten Map und einer klassisch erstellten Map 6 Monate nach Erstanpassung messbar sind.

Hier wurde ausschließlich die Auswirkung der MCL-Werte-Festlegung betrachtet.

Für diese Studie liegt eine Einverständniserklärung der hiesigen Ethikkommission vor (Antrag-21-10331-BO).

## 2. Patienten und Methoden

### 2.1 Patienten

#### 2.1.1 Patientendaten

Die untersuchten Daten stammen aus dem Patientenkollektiv des Cochlear Implant Cent-rums Ruhr der Universitätsmedizin Essen, welche in digitaler Form vorliegen. In die Stu-die eingeschlossen wurden 20 Patienten, die ein oder beidseits mit einem CI der Firma MED-EL® versorgt wurden. Zwei Patienten wurden reimplantiert. Die Daten wurden im Zeitraum von 04/2019- 03/2021 erhoben. Die Daten wurden in der Anpassungs- Software MAESTRO 7.0 der Firma MED-EL® erfasst und mittels Microsoft Excel 2019 (Version 16.0) - und IBM ® SPSS ® Statistics (Version 27) ausgewertet.

#### 2.1.2 Auswahl des Studienkollektives und der Variablen

Es wurden alle Patienten, die im Zeitraum zwischen dem 12.04.2019 und dem 19.03.2022 in der Universitätsmedizin Essen implantiert worden sind und die definierten Einschluss-kriterien erfüllen, inkludiert. Einschlusskriterium war die Implantation eines CI der Firma MED-EL®, unabhängig von der implantierten Seite. Auch Reimplantationen wurden in-kludiert. Implantiert wurden nur Synchrony2 Implantate (Mi1250) mit einem Flex28 Elektroden-träger. Aus der MED-EL Software MAESTRO 7.0 wurden die intraoperativ ermittelten AutoART-Daten, sowie die postoperativ erhobenen AutoART Daten, die ARTFit-Daten und die klassische auf subjektiven Parametern erstellten MCL-Level-Pro-file am Tag der Erstanpassung sowie 1,3, und 6 Monate nach Erstanpassung dokumen-tiert.

Weiterhin wurden Geschlecht, Alter bei OP, implantierte Seite, Ertaubungsursache, uni-oder bilaterale Versorgung sowie Hörtests 6 Monate nach Erstanpassung (Aufblähkurve, Freiburger Sprachverständlichkeitstest, Oldenburger Satztest (OLSA)) dokumentiert und retrospektiv ausgewertet.

Definierte Ausschlusskriterien waren das Vorliegen eines Akustikusneurinoms sowie prälingual ertaubte Kinder.

Das Patientenkollektiv umfasste 20 CI-Träger. Ein Patient innerhalb der Studie wurde bilateral versorgt. Vier Patienten waren bereits vor der Studie einseitig implantiert. Zwei Patienten waren zuvor beidseitig versorgt und erhielten einen Implantatwechsel.



### 2.1.3 Testbedingungen

Alle präoperativ durchgeführten audiometrischen Prüfungen sind standardisierte und reproduzierbare Verfahren im klinischen Alltag. Für die CI-Implantation sind verschiedene chirurgische Zugänge möglich. Klassischerweise wird eine posteriore Tympanotomie durchgeführt (Freni et al., 2020). Intraoperativ wurden direkt im Anschluss an die Insertion des Elektrodenträgers die Stapediusreflexe sowie die AutoART-Schwelle gemessen. So wurden alle Messungen zu identischen Zeitpunkten ermittelt. Um intraoperative Abweichungen auszuschließen, wurden alle Patienten vom selben Untersucher mit demselben Messgerät gemessen. Auch postoperativ wurden konstante Messbedingungen geschaffen, indem alle Patienten im gleichen Rehabilitationszentrum angebunden waren und nach den gleichen Standards angepasst wurden. Um zu untersuchen, ob hinsichtlich des Hörerfolges Unterschiede zwischen einer ECAP basierten Map und einer klassisch erstellten Map existieren, wird den CI-Trägern bei den Anpassungen eine klassische, auf psychoakustische subjektiven Patientenangaben bzw. Reaktionsaudiometrie basierende Map und parallel dazu eine ARTFit-Map bzw. auf der intraoperativen AutoART-Messung basierende ARTFit-Map erstellt. Die so erstellten ARTFit-Maps können, wenn notwendig, manuell (zum Beispiel in der Lautstärke) optimiert werden. Beide Maps unterscheiden sich ausschließlich in den MCL-Werten. Sämtliche weitere Anpassungsparameter der Maps sind identisch. Zum 6-Monats-Termin nach Erstanpassung wird der Hörerfolg je nach individueller Möglichkeit anhand von etablierten Standardtests ermittelt: Aufblähkurve (Freifeldtonaudiometrie), Freiburger Einsilbertest, Freiburger Zahlentest, OLSA. Die Tests sollten mit den beiden Maps akut ohne Eingewöhnung durchgeführt werden. Bedingt durch die unterschiedliche Patientencompliance (kein Erscheinen zur Nachsorge, zu lautes Hörempfinden bei der AutoART Messung, nicht gewünschte weitere Messungen bei subjektiv zu langer Dauer des Termins oder gutem Zurechtkommen mit der klassischen subjektiven Hörmap), aus medizinischen Gründen (Fazialisreizung) oder weil aufgrund von fehlenden Deutschkenntnissen keine Sprachaudiometrie durchgeführt werden konnte, konnten während der Nachbeobachtungszeit nicht immer alle geforderten Messungen durchgeführt werden.

## 2.3. Audiometrie

### 2.3.1 Subjektive audiometrische Prüfungen

#### 2.3.1.1 Tonschwellenaudiometrie/ Aufblähkurve

Die Tonaudiometrie ist ein Verfahren zur Bestimmung der sogenannten relativen Hörschwelle. Die relative Hörschwelle gibt an, um wie viel die Hörschwelle über dem physiologisch hörbaren Minimum liegt. Der Hörverlust im Vergleich zum normalen Hören wird in dB HL (Dezibel Hearing Level) angegeben. Hierbei werden dem Probanden seitentrennt Töne verschiedener Frequenzen mit steigender Lautstärke dargeboten (Mrowinski and Scholz, 2011). Gekennzeichnet wird die Frequenz an dem der Ton gerade so wahrgenommen wird. Gemessen werden Schwellen für die Luftleitung und die Knochenleitung. Als Aufblähkurve (ABK, Intensitätszuwachskurve) bezeichnet man die Hörkurve mit Tragen eines Hörgerätes bzw. CI. Diese wird normalerweise im Freifeld gemessen unter Vertäubung der Gegenseite.

#### 2.3.1.2 Freiburger-Sprachverständlichkeitstest

In der Sprachaudiometrie wird nicht die Schwelle des Hörens, sondern die Sprachverständlichkeit beurteilt (Mrowinski and Scholz, 2011). Die Sprachaudiometrie untersucht somit nicht nur die Funktion des Hörorgans, sondern bezieht auch die zentrale Verarbeitung des Gehörten mit ein (Mrowinski and Scholz, 2011). Es wird das Einsilberverstehen sowie das Zahlenverstehen, als Mehrsilber im semantischen Feld, getestet. Zweistellige Zahlen werden im Vergleich zu einsilbigen Wörtern aufgrund größerer Redundanz und geringerer Auswahl leichter verstanden. Bei Normalhörenden werden die Testwörter bei 0 dB gehört, aber nicht verstanden. Durchschnittlich Normalhörende verstehen 50 % aller Zahlen bei einem Sprachpegel vom 18,5 dB, 100 % Zahlenverständnis wird bei 30 dB erreicht. Die Einsilber werden im Mittel bei 50 dB zu 100 % verstanden.

#### 2.3.1.3 Der Oldenburger Satztest

Der OLSA gehört zur Freifeldaudiometrie und misst das Sprachverständnis von Sätzen in Ruhe und im Störgeräusch. Es werden ganze Sätze der Form Name-Verb-Zahlwort-Adjektiv-Substantiv verwendet. Die dargebotenen Wörter stammen aus einem Inventar aus 50 Wörtern. Die Sätze müssen nicht sinnvoll sein. Es gibt 40 Testlisten mit je 30 Sätzen. Nach zwei Testlisten reduziert sich der Lerneffekt des OLSA und bietet so keine

Möglichkeit des Auswendiglernens. Als Störschall wird ein sprachsimulierendes Rauschen verwendet. Als Ergebnis des OLSA im Störgeräusch wird die SVS (Sprachverständlichkeitsschwelle) in dB S/N (Signal-Rausch-Abstand, der zu einem fünfzigprozentigen Sprachverstehen führt) angegeben (Wagener et al., 1999). Das Ergebnis des OLSA in Ruhe wird in Sprachverständlichkeit in % angegeben.

### 2.3.2 Objektive audiometrische Prüfungen

#### 2.3.2.1 *Stapediusreflex*

Durch Kontraktion des Stapediusmuskels, welcher am Steigbügelkopf ansetzt, wird durch zur Seite ziehen des Steigbügels vor allem für tiefere Frequenzen die Schallübertragung um 5-10 dB verringert. Bei Hörgesunden wird dieser Reflex ab ca. 70 dB ausgelöst. Durch gekreuzte Nervenfasern wird bei Beschallung eines Ohres der Stapediusmuskel beider Ohren aktiviert. Zum Testen des Reflexes wird vorzugsweise eine Frequenz von 2 kHz genutzt, jedoch können als reflexauslösende Schallreize auch Frequenzen von 500 Hz, 1 kHz oder 4 kHz genutzt werden. Reflexschwellen findet man bei Normalhörenden zwischen 70-90 dB (Mrowinski and Scholz, 2011).

#### 2.3.2.3 *Brainstem Evoked Response Audiometry (BERA)*

Die BERA ist eine Hirnstammaudiometrie und dient der Beurteilung der objektiven Hörfähigkeit bei retrocochleären Hörstörungen. Durch die BERA ist es möglich, akustisch evozierte Hirnstammpotentialien zu messen. Die Untersuchung ist von Mitarbeit und Wachheitsgrad vollständig unabhängig und somit auch bei Kleinkindern und Säuglingen anwendbar (Radeloff et al., 2014).

Bei der BERA wird ein kurzes akustisches Signal (Klickreiz oder Chirpreiz) angeboten und sieben verschiedene elektrische Antworten auf dem Weg zwischen Innenohr und Gehirn auf der Hörbahn abgeleitet:

#### Hörbahn nach Jewett und Williston (1971)

- Welle I = distaler Anteil des Nervus cochlearis
- Welle II = proximaler Teil des Nervus cochlearis
- Welle III = Nucleus cochlearis
- Welle IV = Neurone aus dem Bereich der oberen Olive

- Welle V = Colliculus inferior (im Mittelhirn) - nach Ansicht einiger Autoren Lemniscus lateralis
- Welle VI = Corpus geniculatum mediale - nach Ansicht einiger Autoren Colliculus inferior

So kann der genaue Ort und die Art der Hörstörung festgestellt werden. Zur Durchführung werden dem Patienten 4 Elektroden an Stirn, Wange und beidseits retroaurikulär auf dem Mastoid aufgeklebt und anschließend über einen (Einsteck-) Kopfhörer das akustische Signal dargeboten. Das Gegenohr wird mittels Breitbandrauschen vertäubt. Im Rahmen des EEG (Elektroenzephalografie) werden die frühen akustisch evozierten Potenziale (FAEP), mit einer Latenzzeit < 10 ms zwischen Vertex (Scheitelmittel, +) und Mastoid (-) abgeleitet und die Antwort des Hirnstamms auf den akustischen Reiz über einen Computer erfasst.

Die Welle V lässt sich bis fast zur subjektiven Hörschwelle (ca. 10 dB unter dem Pegel der objektiven Schwellenreaktion) gut ableiten. Die Latenzänderungen (Interpeak-Latenz zwischen Welle I und V) ermöglichen Rückschlüsse über Störungen des Mittel- und Innenohres sowie des Hörnerven (Lehnhardt and Laszig, 2001). Die normale Interpeak-Latenz liegt bei Männern bei 4,0 ms, bei Frauen bei 3,9 ms. Bei einer Verlängerung um 0,2 ms besteht der Verdacht auf eine Hörnervschädigung. Wichtig ist hierbei auf die Seitendifferenz zu achten. Bei Neugeborenen ist im Zuge der Hörbahnreife eine verlängerte Latenz bis zum 2. Lebensjahr zu beobachten.

Die bisher beschriebene Klick-BERA gibt vor allem sichere Aussagen im Frequenzbereich zwischen 1- 4 kHz. (Mrowinski and Scholz, 2011).

## 2.4 Charakteristika des Studienkollektivs

Im ausgewählten Studienkollektiv wurden folgende Parameter erfasst: Geschlecht, Alter des Patienten zum Zeitpunkt der Implantation, implantierte Seite, uni- oder bilaterale Versorgung, Ursache der Ertaubung, welche Hörmap wann getragen wurde, intraoperative AutoART-Schwellen, AutoART-Schwellen (Erstanpassung und nach 1, 3 und 6 Monaten), ARTFit Schwellen (Erstanpassung und nach 1, 3 und 6 Monaten), klassisch klinisch erstellte Maps (Erstanpassung und nach 1, 3 und 6 Monaten), sowie nach 6 Monaten der Hörerfolg mittels OLSA (180 Grad Störschall), der Freiburger-Sprachverständnistest und die Aufblähkurve.

Von den insgesamt 20 eingeschlossenen Patienten waren 10 (50 %) männlich und 10 (50 %) weiblich.

Im Durchschnitt betrug das Patientenalter bei Implantation 48 Jahre (Standardabweichung +/- 18,689).

Insgesamt wurden 11 Ohren rechtsseitig und 10 Ohren linksseitig mit einem CI versorgt. Ein Patient wurde im Rahmen der Studie beidseitig mit CI versorgt. 13 Patienten wurden im Rahmen der Studie unilateral versorgt. Vier Patienten waren bereits einseitig versorgt und wurden im Rahmen der Studie auf der zweiten Seite (bilateral sequentiell) implantiert.

In unserer Studie ist kein Patient prälingual mit einem CI versorgt worden. Zwei Patienten sind perilingual bereits vor der vorliegenden Studie extern unilateral versorgt worden. Einer erhielt die zweite Seite extern vor Beginn der Studie und wurde reimplantiert, der zweite Patient wurde durch uns bilateral im Rahmen der Studie versorgt. Die anderen 18 Patienten erhielten das erste CI postlingual.

Unterschieden wurden zwischen Patienten, mit einer progredient und einer akuten Ertaubung. Im untersuchten Studienkollektiv waren Gründe für eine akute Ertaubung Hörstürze, sowie eine Stapesoperation. Vier Patienten waren akut ertaubt. Gründe für einen progredienten Hörverlust waren eine Mumpsinfektion, eine Meningitis oder Grunderkrankungen wie bspw. das Usher-Syndrom und das Mayer-Rokitansky-Küster-Hauser-Syndrom. 14 Patienten waren progredient ertaubt. Zwei Patienten erhielten einen Wechsel des Implantates aufgrund eines defekten bzw. veralteten Gerätes.

## 2.5 Methoden

### 2.5.1 ARTFit

Innerhalb der Anpassungssoftware MAESTRO 7.0 von MED-EL® gibt es die ARTFit Funktion als integriertes Tool. Über ARTFit werden vier ECAP-Schwellenwerte automatisch unter Verwendung der AutoART-Funktion und des FineGrain-Stimulationsparadigmas (Gärtner et al., 2018) bestimmt und so eine Erstanpassungs-Hörmap für alle 12 Elektroden interpoliert.

Die durch ARTFit errechneten MCLs werden anschließend global für alle Elektroden auf eine subjektiv angenehme Lautstärke angehoben.

### 2.5.2 Analyse

Die Varianzanalyse und die statistischen Grafiken wurden mit IBM ® SPSS ® Statistics (Version 27), Microsoft Excel 2019 (Version 16.0), OriginPro 2022 ® sowie R (Version 4.2.1) ausgewertet und erstellt. Die vorliegenden Daten wurden auf Normalverteilung geprüft. Da diese nicht vorlag, wurde mit Hilfe von nicht parametrischen Tests ausgewertet bzw. bei der Auswertung des Hörerfolgs die Ergebnisse deskriptiv beschrieben.

### 3. Ergebnisse

#### 3.1 Vergleich der MCL-Werte der ARTFit mit den MCL-Werten klassischer Hörmaps zu unterschiedlichen Zeitpunkten

Um zu untersuchen, wie gut eine durch ARTFit erstellte Hörmap mit einer klassischen auf subjektivem Feedback basierenden Hörmap übereinstimmt, wurden die Messergebnisse zu unterschiedlichen Zeitpunkten verglichen. Die nachfolgenden statistischen Erhebungen basieren auf der Grundlage des Wilcoxon Tests.

Zum Zeitpunkt der **Erstanpassung** zeigten sich in den apikalen Elektroden keine signifikanten Unterschiede zwischen der ARTFit Messung und den klassisch ermittelten Werten (vgl. Tabelle 1). Die Streuung der beiden Messungen ist hier vergleichbar. Im Bereich der medialen und basalen Elektroden zeigten sich signifikante Unterschiede in den MCL-Werten. Die ermittelte Stromstärke der ARTFit Messung ist geringer und über die Elektroden relativ konstant, wohingegen die Stromstärke bei der klinisch klassisch erstellten Messung in den basalen Elektroden höher wird und die Streuung der Werte zunimmt (s. Abbildung 2).

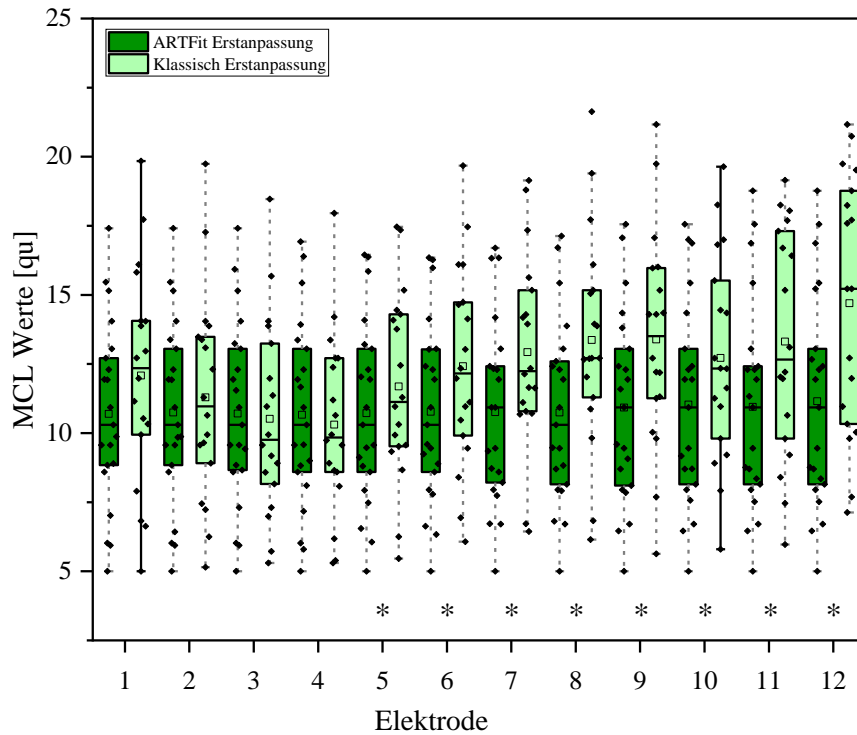


Abbildung 2: Vergleich der MCL-Werte der ARTFit Messung (dunkelgrün) und der MCL-Werte der klassischen Messung (hellgrün) bei Erstanpassung. Signifikante Unterschiede ( $p < 0,05$ ) sind mit \* markiert.

Tabelle 1: Statistische Ergebnisse der MCL-Werte der ARTFit Messung im Vergleich zu den MCL-Werten der klassischen Messung bei Erstanpassung. Signifikante Unterschiede sind dick gedruckt. Die Erhebung der statistischen Signifikanz basiert auf der Grundlage des Wilcoxon Tests.

Elektrode	Median klassisch	Median ARTFit	z- Wert	p- Wert	n
1	12,35	10,30	-1,91	0,06	18
2	10,97	10,30	-0,97	0,33	18
3	9,76	20,30	-0,79	0,43	18
4	9,84	10,30	-0,96	0,34	18
5	<b>11,13</b>	<b>10,30</b>	<b>-2,22</b>	<b>0,03</b>	<b>18</b>
6	<b>12,16</b>	<b>10,30</b>	<b>-3,10</b>	<b>0,00</b>	<b>18</b>
7	<b>12,24</b>	<b>10,93</b>	<b>-3,29</b>	<b>0,00</b>	<b>18</b>
8	<b>12,71</b>	<b>10,30</b>	<b>-3,62</b>	<b>0,00</b>	<b>18</b>
9	<b>13,51</b>	<b>10,93</b>	<b>-3,15</b>	<b>0,00</b>	<b>18</b>
10	<b>12,34</b>	<b>10,93</b>	<b>-2,17</b>	<b>0,03</b>	<b>18</b>
11	<b>12,66</b>	<b>10,93</b>	<b>-2,64</b>	<b>0,01</b>	<b>18</b>
12	<b>15,22</b>	<b>10,93</b>	<b>-3,01</b>	<b>0,00</b>	<b>18</b>



Zum Zeitpunkt der **1 Monats-** und der **3 Monatskontrolle** gab es in keiner der 12 gemessenen Elektroden einen signifikanten Unterschied in der Höhe der MCL-Level (vgl. Tabelle 2 und Tabelle 3). Beide Hörprofile haben sich aneinander angeglichen und weisen einen ähnlichen Verlauf auf (s. Abbildung 3 und 4). Die Stromstärke nimmt im Vergleich zur Erstanpassung über die Monate in beiden Konditionen zu. Wie in Abbildung 4 zu sehen ist, weisen zum Zeitpunkt der 3 Monatskontrolle die subjektiven Einschätzungen der Patienten eine geringere Streuung auf als die mit der ARTFit ermittelte Schwellen.

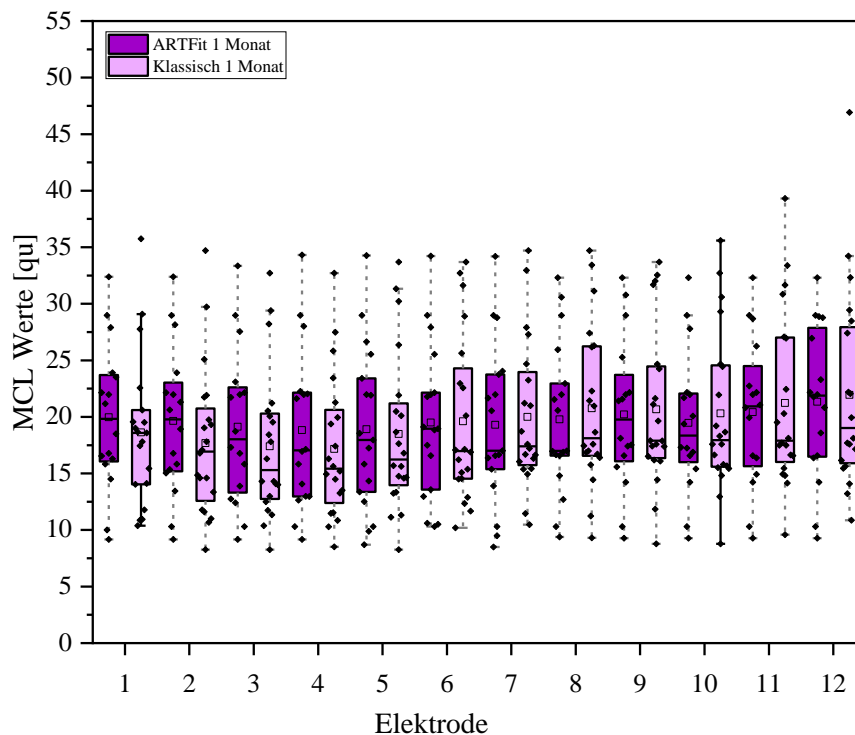


Abbildung 3: Vergleich der MCL-Werte der ARTFit Messung (dunkellila) und der MCL-Werte der klassischen Messung (helllila) nach einem Monat. Signifikante Unterschiede ( $p < 0,05$ ) sind mit \* markiert.

Tabelle 2: Statistische Ergebnisse der MCL-Werte der ARTFit Messung im Vergleich zu den MCL-Werten der klassischen Messung zum 1 Monatstermin. Signifikante Unterschiede sind dick gedruckt. Die Erhebung der statistischen Signifikanz basiert auf der Grundlage des Wilcoxon Tests.

Elektrode	Median klassisch	Median ARTFit	z- Wert	p- Wert	n
1	18,58	19,84	-1,41	0,16	14
2	16,94	19,78	-1,59	0,11	15
3	15,31	18,02	-1,25	0,21	15
4	15,42	17,05	-1,87	0,06	15
5	16,24	17,96	-0,41	0,66	16

6	16,98	18,96	-0,36	0,80	16
7	17,41	17,01	-1,34	0,18	16
8	18,12	16,99	-1,76	0,08	16
9	17,89	19,77	-1,48	0,14	15
10	17,95	18,35	-1,36	0,17	15
11	17,91	20,94	-1,14	0,26	15
12	19,03	21,88	-0,85	0,39	15

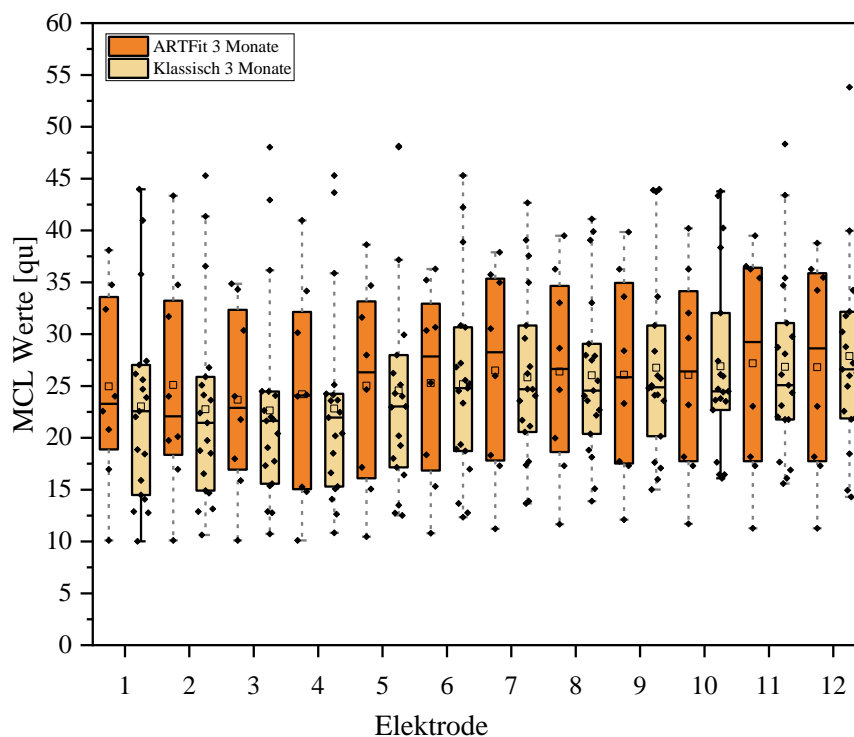


Abbildung 4: Vergleich der MCL-Werte der ARTFit Messung (dunkelorange) und der MCL- Werte der klassischen Messung (hellorange) nach 3 Monaten. Signifikante Unterschiede ( $p < 0,05$ ) sind mit \* markiert.

Tabelle 3: Statistische Ergebnisse der MCL-Werte der ARTFit Messung im Vergleich zu den MCL-Werten der klassischen Messung zum 3 Monatstermin. Signifikante Unterschiede sind dick gedruckt. Die Erhebung der statistischen Signifikanz basiert auf der Grundlage des Wilcoxon Tests.

Elektrode	Median klassisch	Median ARTFit	z- Wert	p- Wert	n
1	22,56	23,29	-0,68	0,50	8
2	21,45	22,07	-1,18	0,24	8
3	21,63	22,89	-0,51	0,61	8
4	21,95	24,08	-0,68	0,50	8
5	23,03	26,32	-0,17	0,87	8
6	24,80	27,84	-0,34	0,74	8

7	24,68	28,25	-0,00	1,00	8
8	24,55	26,65	-0,34	0,74	8
9	24,87	25,85	-1,01	0,31	8
10	24,49	26,40	-1,52	0,13	8
11	25,08	29,23	-0,68	0,50	8
12	26,60	28,63	-1,18	0,24	8

Zum Zeitpunkt der **6 Monatskontrolle** zeigten sich signifikante Unterschiede zwischen den MCL-Werten der ARTFit Messung und den klassisch ermittelten MCL-Werten bei den Elektroden 11 und 12 (vgl. Tabelle 4).

Insgesamt weisen die MCL-Profile zum 6 Monatstermin einen gleichbleibenden Verlauf über alle Elektroden auf. Die MCL-Werte stabilisieren sich ab dem 3 Monatstermin bei 23,81 qu (Gesamtmedian klassische Messung) bzw. 25,96 qu (Gesamtmedian ARTFit Messung) (s. Abbildung 4) und ab dem 6 Monatstermin bei 23,99 qu (klassische Messung) bzw. 22,06 qu (Gesamtmedian ARTFit Messung) (s. Abbildung 5).

Zusammenfassend ist zu sehen, dass die ARTFit Messung anfänglich die elektrische subjektive klassisch ermittelte Hörschwelle unterschätzt, sich bis zum 6 Monatstermin aber wieder angleicht.

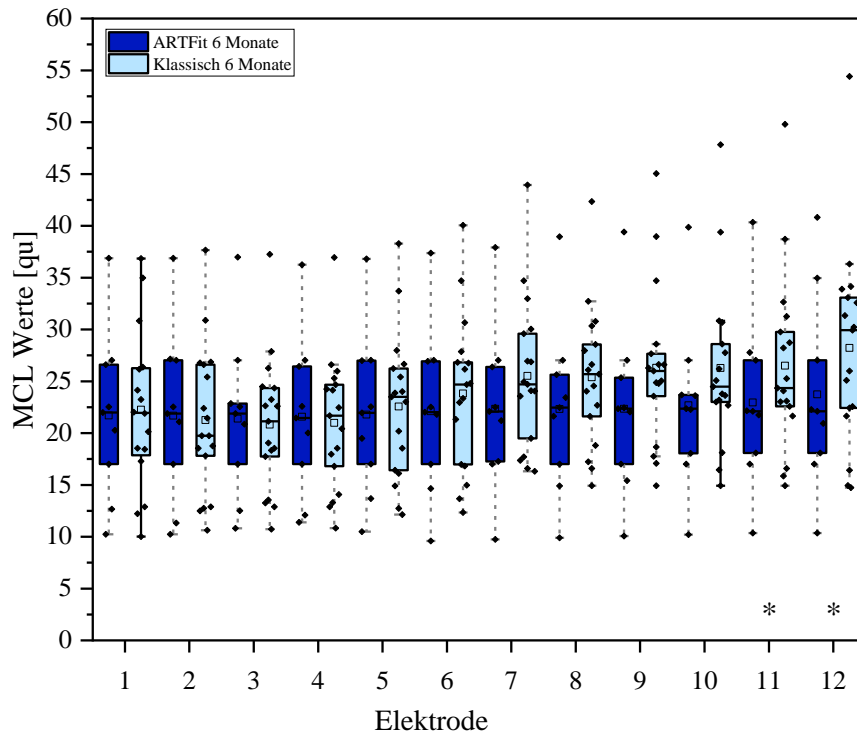


Abbildung 5: Vergleich der MCL-Werte der ARTFit Messung (dunkelblau) und der MCL- Werte der klassischen Messung (hellblau) nach 6 Monaten. Signifikante Unterschiede ( $p < 0,05$ ) sind mit \* markiert.

Tabelle 4: Statistische Ergebnisse der MCL-Werte der ARTFit Messung im Vergleich zu den MCL-Werten der klassischen Messung zum 6 Monatstermin. Signifikante Unterschiede sind dick gedruckt. Die Erhebung der statistischen Signifikanz basiert auf der Grundlage des Wilcoxon Tests.

Elektrode	Median klassisch	Median ARTFit	z- Wert	p- Wert	n
1	21,96	21,98	-0,17	0,87	7
2	19,75	21,89	-0,00	1,00	8
3	21,13	21,89	-0,42	0,67	8
4	21,68	21,46	-0,14	0,89	8
5	23,50	21,95	-1,12	0,26	8
6	24,68	22,02	-1,68	0,09	8
7	24,70	22,08	-1,54	0,12	8
8	25,68	22,47	-1,68	0,09	8
9	25,99	22,36	-1,82	0,07	8
10	24,49	22,36	-1,54	0,12	8
11	<b>24,34</b>	<b>22,10</b>	<b>-2,10</b>	<b>0,04</b>	<b>8</b>
12	<b>29,94</b>	<b>22,10</b>	<b>-2,10</b>	<b>0,04</b>	<b>8</b>

### 3.1.1 Vergleich der Höhe der ECAP-Werte der AutoART Werte im zeitlichen Verlauf

Die **intraoperativ** ermittelte Stromstärke zur Auslösung einer Nervenantwort weist im Vergleich zur ermittelten Stromstärke bei **Erstanpassung** deutlich höhere Werte auf (s. Abbildung 6). Signifikante Unterschiede zeigen sich nur in den apikalen und medialen Elektroden (vgl. Tabelle 5).

Wird die Streuung der intraoperativen Daten betrachtet, ist auffällig, dass diese deutlich höher ist als während der postoperativen Messung. Aufgrund der geringen Messdatenlage bei Elektrode 10-12 ist ein Vergleich nicht möglich und somit wenig repräsentativ (s. Abbildung 6).

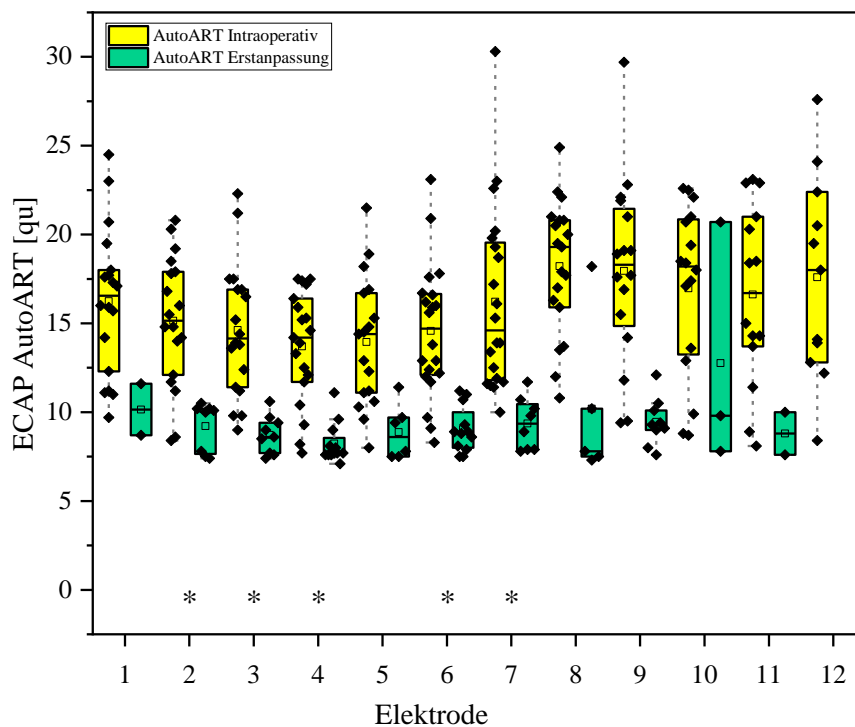


Abbildung 6: Vergleich der ECAP-Werte Intraoperativ (gelb) und bei Erstanpassung (grün). Signifikante Unterschiede ( $p < 0,05$ ) sind mit \* markiert.

Tabelle 5: Statistische Ergebnisse der ECAP-Werte zum Zeitpunkt der Operation und bei Erstanpassung. Signifikante Unterschiede sind dick gedruckt. Die Erhebung der statistischen Signifikanz basiert auf der Grundlage des Wilcoxon Tests.

Elektrode	Median Intraoperativ	Median Erstanpassung	z- Wert	p- Wert	n
1	16,55	10,15	-0,45	0,66	2

<b>2</b>	<b>15,15</b>	<b>10,05</b>	<b>-2,52</b>	<b>0,01</b>	<b>8</b>
<b>3</b>	<b>14,15</b>	<b>8,60</b>	<b>-2,67</b>	<b>0,01</b>	<b>9</b>
<b>4</b>	<b>14,20</b>	<b>7,70</b>	<b>-2,98</b>	<b>0,00</b>	<b>12</b>
5	14,40	8,60	-1,78	0,08	6
<b>6</b>	<b>14,70</b>	<b>8,85</b>	<b>-3,06</b>	<b>0,00</b>	<b>12</b>
<b>7</b>	<b>14,60</b>	<b>9,35</b>	<b>-2,20</b>	<b>0,03</b>	<b>7</b>
8	19,30	7,80	-1,75	0,08	5
9	18,30	9,30	-1,78	0,08	6
10	-	-	-	-	-
11	-	-	-	-	-
12	-	-	-	-	-

Im Vergleich der **intraoperativ** gemessenen ECAP-Level mit denen des **1 Monatstermins**, zeigen sich statistisch signifikante Unterschiede in der Stromstärke für die Elektroden 1, 3, 5, 6, 7 und 8 (vgl. Tabelle 6).

Insgesamt weisen die ECAP-Profile einen ähnlichen Verlauf über alle Elektroden auf. Die Stromstärken nehmen im Vergleich zur Erstanpassung zu, sind jedoch weiterhin niedriger als intraoperativ. Die Streuung der intraoperativen Werte ist weiterhin größer (s. Abbildung 7 und Abbildung 6).

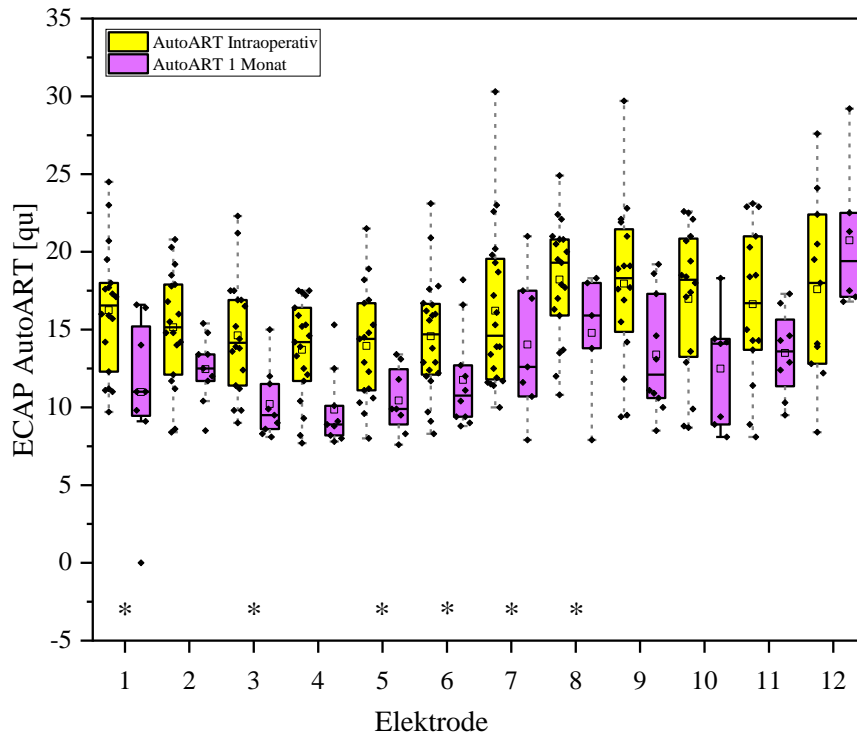


Abbildung 7: Vergleich der ECAP-Werte Intraoperativ (gelb) und bei Erstanpassung (lila). Signifikante Unterschiede ( $p < 0,05$ ) sind mit \* markiert.

Tabelle 6: Statistische Ergebnisse der ECAP-Werte zum Zeitpunkt der Operation nach 1 Monat. Signifikante Unterschiede sind dick gedruckt. Die Erhebung der statistischen Signifikanz basiert auf der Grundlage des Wilcoxon Tests.

Elektrode	Median Intraoperativ	Median 1 Monat	z- Wert	p- Wert	n
<b>1</b>	<b>16,55</b>	<b>11,0</b>	<b>-2,37</b>	<b>0,02</b>	<b>7</b>
2	15,15	12,5	-2,37	0,09	9
<b>3</b>	<b>14,15</b>	<b>9,50</b>	<b>2,55</b>	<b>0,01</b>	<b>9</b>
4	14,20	8,90	-1,82	0,07	8
<b>5</b>	<b>14,40</b>	<b>9,90</b>	<b>-2,20</b>	<b>0,03</b>	<b>7</b>
<b>6</b>	<b>14,70</b>	<b>10,75</b>	<b>-2,67</b>	<b>0,01</b>	<b>10</b>
<b>7</b>	<b>14,60</b>	<b>12,60</b>	<b>-2,20</b>	<b>0,03</b>	<b>7</b>
<b>8</b>	<b>19,30</b>	<b>15,90</b>	<b>-2,02</b>	<b>0,04</b>	<b>5</b>
9	18,30	12,10	-1,35	0,18	7
10	18,20	14,10	-1,23	0,22	5
11	16,70	13,60	-0,73	0,46	6
12	18,00	19,40	-0,54	0,59	3

Werden hingegen die **intraoperativ** gemessenen ECAP-Level mit denen des **3 Monats-termins** verglichen, zeigen sich statistisch signifikante Unterschiede bei fast allen Elektroden (vgl. Tabelle 7). Wie in Abbildung 8 zu sehen, ist die Streuung der Werte vergleichbar, lediglich bei den basalen Elektroden ist die Streuung postoperativ deutlich geringer.

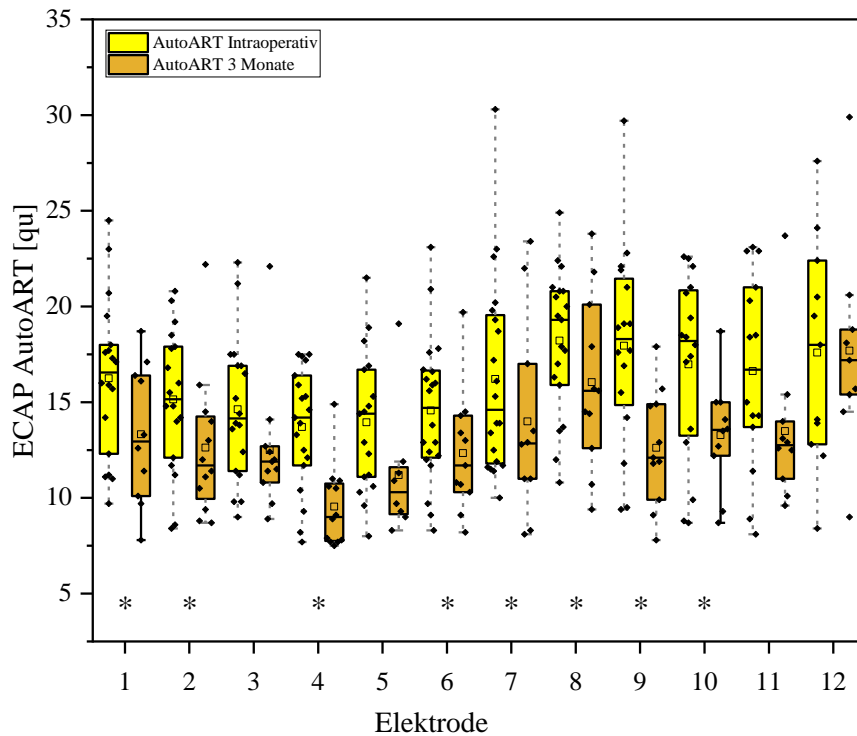


Abbildung 8: Vergleich der ECAP-Werte Intraoperativ (gelb) und nach 3 Monaten (orange). Signifikante Unterschiede ( $p < 0,05$ ) sind mit \* markiert.

Tabelle 7: Statistische Ergebnisse der ECAP-Werte zum Zeitpunkt der Operation nach 3 Monaten. Signifikante Unterschiede sind dick gedruckt. Die Erhebung der statistischen Signifikanz basiert auf der Grundlage des Wilcoxon Tests.

Elektrode	Median Intraoperativ	Median 3 Monate	z- Wert	p- Wert	n
<b>1</b>	<b>16,55</b>	<b>12,95</b>	<b>-2,35</b>	<b>0,01</b>	<b>10</b>
<b>2</b>	<b>15,15</b>	<b>11,70</b>	<b>-2,04</b>	<b>0,04</b>	<b>12</b>
3	14,15	11,90	-1,96	0,05	11
<b>4</b>	<b>14,20</b>	<b>9,00</b>	<b>-2,76</b>	<b>0,01</b>	<b>11</b>
5	14,40	10,30	-1,86	0,06	7
<b>6</b>	<b>14,70</b>	<b>11,70</b>	<b>-2,93</b>	<b>0,00</b>	<b>11</b>
<b>7</b>	<b>14,60</b>	<b>12,85</b>	<b>-2,40</b>	<b>0,02</b>	<b>10</b>
<b>8</b>	<b>19,30</b>	<b>15,60</b>	<b>-2,40</b>	<b>0,02</b>	<b>10</b>
<b>9</b>	<b>18,30</b>	<b>12,10</b>	<b>-2,10</b>	<b>0,04</b>	<b>8</b>



<b>10</b>	<b>18,20</b>	<b>13,55</b>	<b>-2,38</b>	<b>0,02</b>	<b>8</b>
11	16,70	12,75	-0,85	0,40	7
12	18,00	17,20	-0,14	0,89	5

Im Vergleich der **intraoperativ** gemessenen ECAP-Level mit denen des **6 Monatstermins** zeigen sich statistisch signifikante Unterschiede in den Stromstärken bei den Elektroden 3 und 5 (vgl. Tabelle 8). Nachdem am 3. Monatstermin diverse signifikante Unterschiede gezeigt werden konnten, zeigten sich beim 6. Monatstermin kaum signifikante Unterschiede zwischen den Messungen. Auch nach 6 Monaten ist die Stromstärke konstant unterhalb der intraoperativ ermittelten Stromstärken (s. Abbildung 9). Obwohl die Streuung über die Monate variiert, ist ein gleichbleibendes ECAP-Profil erkennbar.

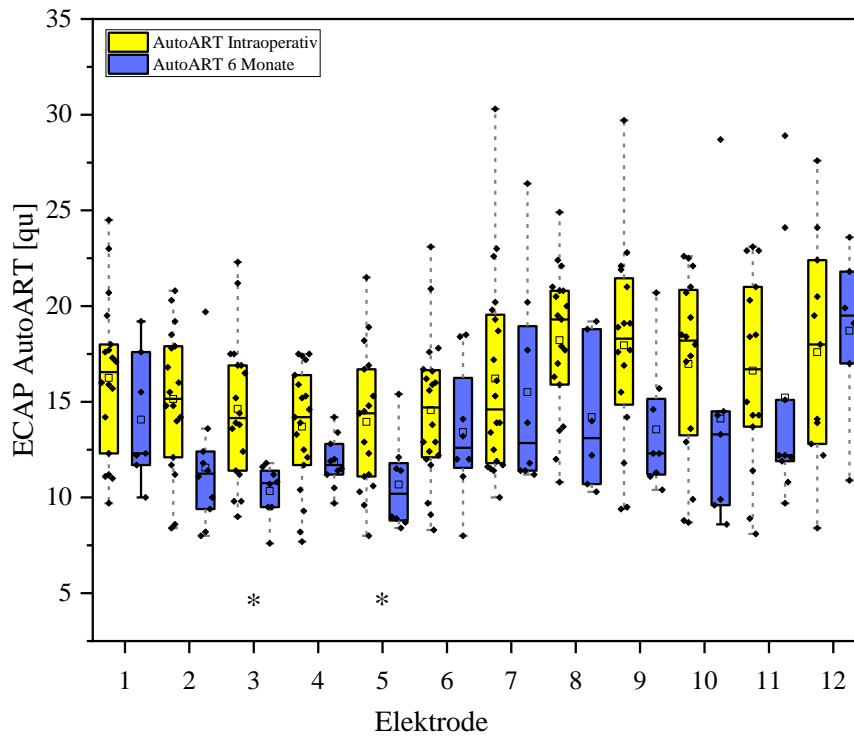


Abbildung 9: Vergleich der ECAP-Werte Intraoperativ (gelb) und nach 6 Monaten (blau). Signifikante Unterschiede ( $p < 0,05$ ) sind mit \* markiert.

Tabelle 8: Statistische Ergebnisse der ECAP-Werte zum Zeitpunkt der Operation nach 6 Monaten. Signifikante Unterschiede sind dick gedruckt. Die Erhebung der statistischen Signifikanz basiert auf der Grundlage des Wilcoxon Tests.

Elektrode	Median Intraoperativ	Median 6 Monate	z- Wert	p- Wert	n
1	16,55	12,30	-0,73	0,46	6
2	15,15	11,25	-1,52	0,13	7
<b>3</b>	<b>14,15</b>	<b>10,75</b>	<b>-2,20</b>	<b>0,03</b>	<b>7</b>
4	14,20	11,70	-1,61	0,11	8
<b>5</b>	<b>14,40</b>	<b>10,20</b>	<b>-2,03</b>	<b>0,04</b>	<b>7</b>
6	14,70	12,60	-1,68	0,09	8
7	14,60	12,85	-0,85	0,40	8
8	19,30	13,10	-1,78	0,08	6
9	18,30	12,30	-1,35	0,18	7
10	18,20	13,30	-0,14	0,89	5
11	16,70	12,20	-0,41	0,69	5
12	18,00	19,50	-0,36	0,72	4

Für den Vergleich der bei Erstanpassung gemessenen ECAP-Schwellen und der ECAP-Schwellen zum 1 Monatstermin, konnte für Elektrode 8, 11 und 12, sowie zum 3 und 6 Monatstermin für Elektrode 12, keine Evaluation aufgrund zu weniger Daten erfolgen. Die bei **Erstanpassung** gemessenen ECAP-Level zeigen verglichen mit dem ECAP-Level am **1 Monatstermin** statistisch signifikante Unterschiede in der Stromstärke für die Elektroden 2 und 3 (vgl. Tabelle 9). Die Stromstärken am 1 Monatstermin nehmen im Vergleich zur Erstanpassung zu, jedoch steigt auch die Varianz der Werte (s. Abbildung 10).

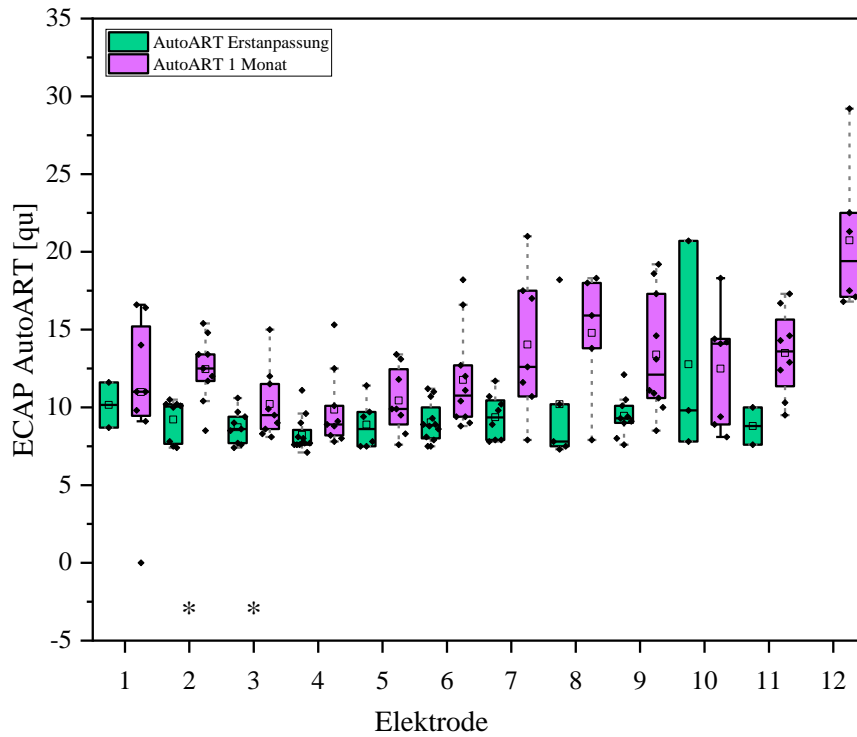


Abbildung 10: Vergleich der ECAP-Werte bei Erstanpassung (grün) und nach 1 Monat (lila). Signifikante Unterschiede ( $p < 0,05$ ) sind mit \* markiert.

Tabelle 9: Statistische Ergebnisse der ECAP-Werte zum Zeitpunkt der Erstanpassung und nach 1 Monat. Signifikante Unterschiede sind dick gedruckt. Die Erhebung der statistischen Signifikanz basiert auf der Grundlage des Wilcoxon Tests.

Elektrode	Median Erstanpassung	Median 1 Monat	z- Wert	p- Wert	n
1	10,15	11,0	-0,45	0,66	2
2	<b>10,05</b>	<b>12,5</b>	<b>-2,02</b>	<b>0,04</b>	<b>5</b>
3	<b>8,60</b>	<b>9,50</b>	<b>-2,02</b>	<b>0,04</b>	<b>5</b>
4	7,70	8,90	-1,61	0,11	7
5	8,60	9,90	-0,73	0,47	4
6	8,85	10,75	-1,36	0,17	6
7	9,35	12,60	-1,34	0,18	3
8	-	-	-	-	-
9	9,30	12,10	-1,96	0,05	8
10	9,80	14,10	-1,07	0,29	3
11	-	-	-	-	-
12	-	-	-	-	-

Nachdem die Varianz der Messungen bei der **Erstanpassung** gering ausfiel, zeigte sich nach **3 Monaten** eine Zunahme eben dieser (s. Abbildung 11). Am 3 Monatstermin wiesen lediglich die Elektroden 3 und 6 einen signifikanten Unterschied auf (vgl. Tabelle 10). Im medialen und basalen Bereich weichen die Verläufe der ECAP-Schwellen voneinander ab.

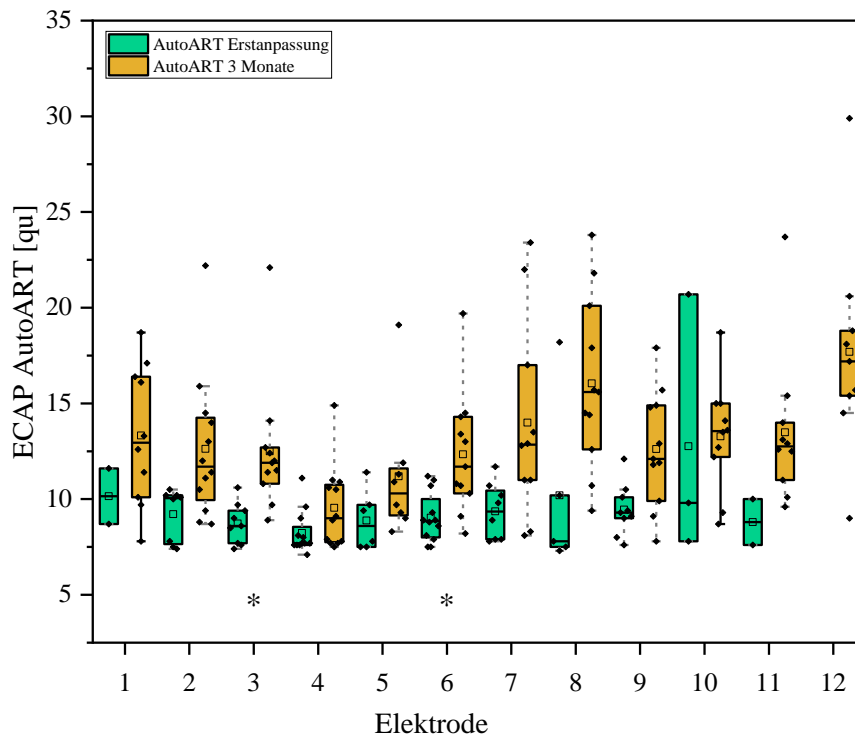


Abbildung 11: Vergleich der ECAP-Werte bei Erstanpassung (grün) und nach 3 Monaten (orange). Signifikante Unterschiede ( $p < 0,05$ ) sind mit \* markiert.

Tabelle 10: Statistische Ergebnisse der ECAP-Werte zum Zeitpunkt der Erstanpassung und nach 3 Monaten. Signifikante Unterschiede sind dick gedruckt. Die Erhebung der statistischen Signifikanz basiert auf der Grundlage des Wilcoxon Tests.

Elektrode	Median Erstanpassung	Median 3 Monate	z- Wert	p- Wert	n
1	-	-	-	-	-
2	10,05	11,70	-1,46	0,14	5
3	<b>8,60</b>	<b>11,90</b>	<b>-2,20</b>	<b>0,03</b>	<b>6</b>
4	7,70	9,00	-1,33	0,18	8
5	8,60	10,30	-1,75	0,08	5
6	<b>8,85</b>	<b>11,70</b>	<b>-2,10</b>	<b>0,04</b>	<b>8</b>
7	9,35	12,85	-1,83	0,07	4

8	7,80	15,60	-1,34	0,18	2
9	9,30	12,10	-1,75	0,08	5
10	9,80	13,55	-0,45	0,66	2
11	8,80	12,75	-1,34	0,18	2
12	-	-	-	-	-

Am **6 Monatstermin** zeigten sich statistisch signifikante Unterschiede der ECAP-Level im Vergleich zur **Erstanpassung** bei Elektrode 9 (vgl. Tabelle 11). Die Streuung der Werte vergrößert sich zum 6 Monatstermin (s. Abbildung 12). Die gemessenen ECAP-Werte bei Erstanpassung sind im Vergleich zu später gemessenen Schwellen niedriger.

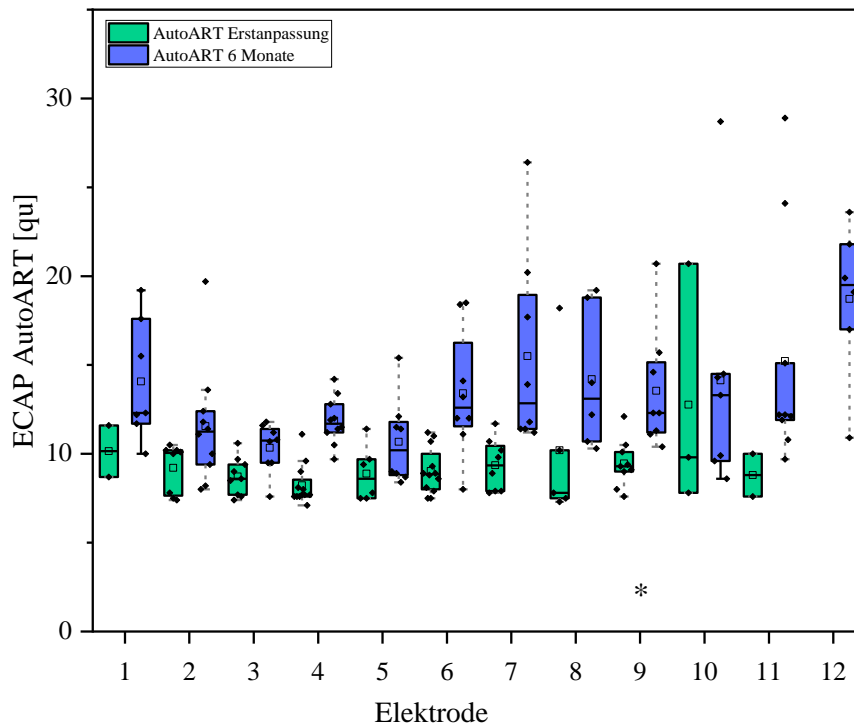


Abbildung 12: Vergleich der ECAP-Werte bei Erstanpassung (grün) und nach 6 Monaten (blau). Signifikante Unterschiede ( $p < 0,05$ ) sind mit \* markiert.

Tabelle 11: Statistische Ergebnisse der ECAP-Werte zum Zeitpunkt der Erstanpassung und nach 6 Monaten. Signifikante Unterschiede sind dick gedruckt. Die Erhebung der statistischen Signifikanz basiert auf der Grundlage des Wilcoxon Tests.

Elektrode	Median Erstanpassung	Median 6 Monate	z- Wert	p- Wert	n
1	-	-	-	-	-
2	10,05	11,25	-1,83	0,07	4

3	8,60	10,75	-1,63	0,10	3
4	7,70	11,70	-1,83	0,07	4
5	8,60	10,20	-0,82	0,41	3
6	8,85	12,60	-1,10	0,27	4
7	9,35	12,85	-1,34	0,18	2
8	-	-	-	-	-
<b>9</b>	<b>9,30</b>	<b>12,30</b>	<b>-2,02</b>	<b>0,04</b>	<b>5</b>
10	9,80	13,30	0,00	1,00	3
11	8,80	12,20	-0,48	0,66	2
12	-	-	-	-	-

Die Nervenantworten, verglichen zwischen dem **1 und 3 Monatstermin**, weisen einen ähnlichen Verlauf auf (s. Abbildung 13). Auffällig zeigten sich die höheren Stromstärken bei Elektrode 12. Die Streuung der Werte zeigte sich vergleichbar. In zwei Elektroden (Elektrode 3 und 4) zeigten sich signifikante Unterschiede (vgl. Tabelle 12).

Entsprechend verhalten sich auch die Schwellen des **3 und 6 Monatstermins** (s. Abbildung 13). Auch hier zeigen sich signifikante Unterschiede in den Elektroden 3 und 4 (vgl. Tabelle 14).

Auch die Schwellen des **1 und 6 Monatstermins** ähneln sich im Verlauf (s. Abbildung 12). Hier zeigte sich lediglich in einer der apikalen Elektroden (Elektrode 4) ein signifikanter Unterschied (vgl. Tabelle 13). Das Profil der ECAP-Schwellen ist ab dem 1. Monat reproduzierbar.

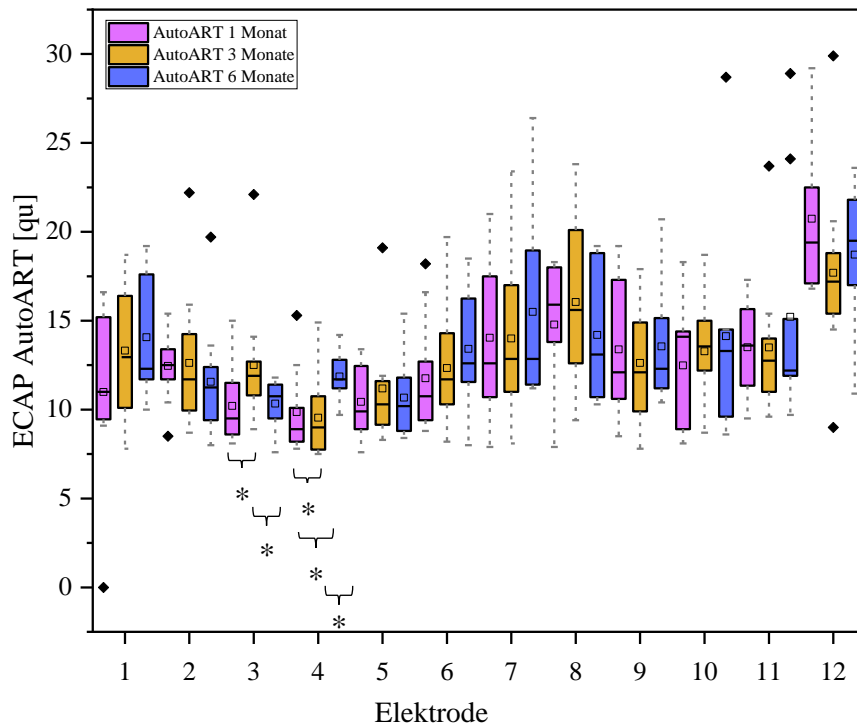


Abbildung 13: Vergleich der ECAP-Werte nach 1 Monat (lila), nach 3 Monaten (orange) und nach 6 Monaten. Signifikante Unterschiede ( $p < 0,05$ ) sind mit \* markiert.

Tabelle 12: Statistische Ergebnisse der ECAP-Werte nach 1 Monat und nach 3 Monaten. Signifikante Unterschiede sind dick gedruckt. Die Erhebung der statistischen Signifikanz basiert auf der Grundlage des Wilcoxon Tests.

Elektrode	Median 1 Monat	Median 3 Monate	z- Wert	p- Wert	n
1	11,00	12,95	-0,11	0,92	6
2	12,50	11,70	0,00	1,00	8
3	<b>9,50</b>	<b>11,90</b>	<b>-1,99</b>	<b>0,05</b>	<b>6</b>
4	<b>8,90</b>	<b>9,00</b>	<b>-0,68</b>	<b>0,50</b>	<b>7</b>
5	9,90	10,30	-0,67	0,50	5
6	10,75	11,70	0,00	1,00	8
7	12,60	12,85	-0,11	0,92	6
8	15,90	15,60	-0,67	0,50	5
9	12,10	12,10	-1,02	0,31	7
10	14,00	13,55	-0,11	0,92	6
11	13,60	12,75	-0,31	0,75	6
12	19,40	17,20	-0,27	0,79	5

Tabelle 13: Statistische Ergebnisse der ECAP-Werte nach 1 Monat und nach 6 Monaten. Signifikante Unterschiede sind dick gedruckt. Die Erhebung der statistischen Signifikanz basiert auf der Grundlage des Wilcoxon Tests.

Elektrode	Median 1 Monat	Median 6 Monate	z- Wert	p- Wert	n
1	11,00	12,30	-1,83	0,07	4
2	12,50	11,25	-1,48	0,14	5
3	9,50	10,75	-0,14	0,89	5
<b>4</b>	<b>8,90</b>	<b>11,70</b>	<b>-2,20</b>	<b>0,03</b>	<b>6</b>
5	9,90	10,20	-0,41	0,69	5
6	10,75	12,60	-1,78	0,08	6
7	12,60	12,85	-0,73	0,47	4
8	15,90	13,10	0,00	1,00	3
9	12,10	12,30	-0,37	0,72	6
10	14,10	13,30	-0,68	0,50	5
11	13,60	12,20	-1,15	0,25	6
12	19,40	19,50	-18,83	0,07	4

Tabelle 14: Statistische Ergebnisse der ECAP-Werte nach 3 Monaten und nach 6 Monaten. Signifikante Unterschiede sind dick gedruckt. Die Erhebung der statistischen Signifikanz basiert auf der Grundlage des Wilcoxon Tests.

Elektrode	Median 3 Monate	Median 6 Monate	z- Wert	p- Wert	n
1	12,95	12,30	-0,73	0,47	4
2	11,70	11,25	-0,54	0,59	5
<b>3</b>	<b>11,90</b>	<b>10,75</b>	<b>2,03</b>	<b>0,04</b>	<b>5</b>
<b>4</b>	<b>9,00</b>	<b>11,70</b>	<b>-2,20</b>	<b>0,03</b>	<b>6</b>
5	10,30	10,20	-0,73	0,47	4
6	11,70	12,60	-1,48	0,14	5
7	12,85	12,85	-0,74	0,46	4
8	15,60	13,10	-0,82	0,41	3
9	12,10	12,30	-0,67	0,50	5
10	13,55	13,30	-0,73	0,47	4
11	12,75	12,20	-0,21	0,83	6
12	12,20	19,50	-0,54	0,59	3

### 3.1.2 Vergleich der AutoART ECAP-Werte mit den ARTFit MCL-Werten zu den verschiedenen Zeitpunkten

Bei der **Erstanpassung** zeigten sich große Differenzen in der Streuung der Stromstärken, wobei die Streuung der AutoART verglichen mit der Streuung der ARTFit Messung, ausgenommen der Ausreißer bei Elektrode 10, größer ausfiel. Die ermittelten Stromstärken waren in der ARTFit Messung über alle Elektroden konstant (s. Abbildung 14). Signifikante Unterschiede in den ECAP-Werten der AutoART Messung verglichen mit den MCL-Werten der ARTFit Messung zeigten sich lediglich bei Elektroden 3 und 4 (vgl.



Tabelle 15). Für Elektrode 12 konnte bei der Erstanpassung keine Bewertung aufgrund zu weniger Daten erfolgen.

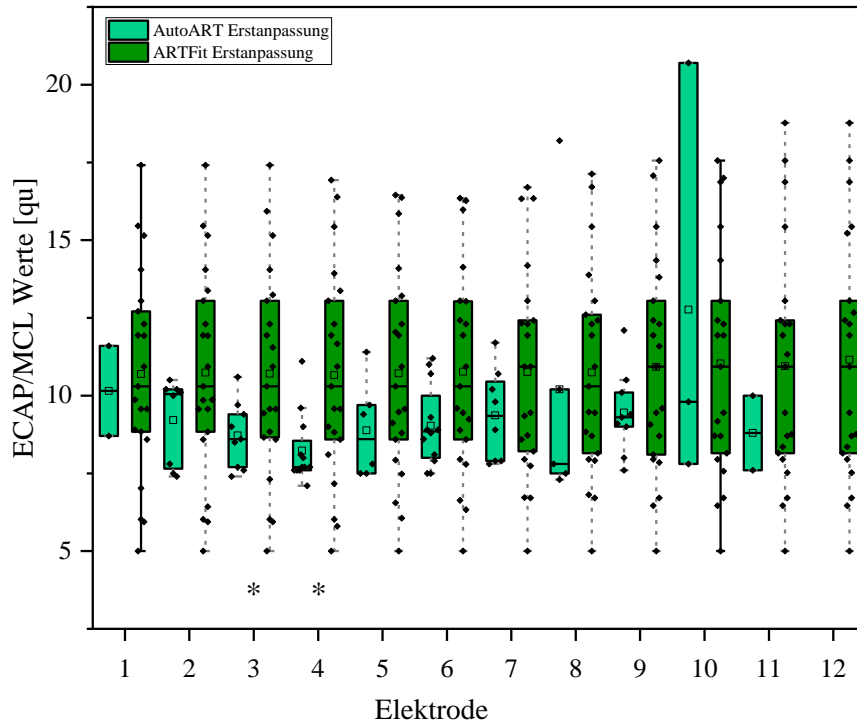


Abbildung 14: Vergleich der ECAP-Werte der AutoART Messung (hellgrün) und der MCL-Werte der ARTFit Messung (dunkelgrün) beim Zeitpunkt der Erstanpassung. Signifikante Unterschiede ( $p < 0,05$ ) sind mit \* markiert.

Tabelle 15: Statistische Ergebnisse der ECAP-Werte der AutoART Messung im Vergleich zu den MCL-Werten der ARTFit Messung bei der Erstanpassung. Signifikante Unterschiede sind dick gedruckt. Die Erhebung der statistischen Signifikanz basiert auf der Grundlage des Wilcoxon Tests.

Elektrode	Median AutoART	Median ARTFit	z- Wert	p- Wert	n
1	10,15	10,30	-0,45	0,66	2
2	10,05	10,30	-1,12	0,26	8
<b>3</b>	<b>8,60</b>	<b>10,30</b>	<b>-2,07</b>	<b>0,04</b>	<b>9</b>
<b>4</b>	<b>7,70</b>	<b>10,30</b>	<b>-2,28</b>	<b>0,02</b>	<b>12</b>
5	8,60	10,30	-0,31	0,75	6
6	8,85	10,30	-1,65	0,10	12
7	9,35	10,93	-0,56	0,58	8
8	7,80	10,30	-0,14	0,89	5
9	9,30	10,93	-1,24	0,21	9
10	9,80	10,93	-0,54	0,59	3
11	8,80	10,93	-0,45	0,66	2
12	-	-	-	-	-

Bei fast allen Elektroden (keine Signifikanzen bei Elektroden 1, 6, 7, 8, 12) zeigten sich signifikante Unterschiede in den ECAP-Schwellen der AutoART Messung verglichen mit den MCL-Werten der ARTFit Messung zum **1 Monatstermin** (vgl. Tabelle 16). Die Streuung variiert in der ARTFit Messung mehr als bei der AutoART Messung. Die Hörprofile beider Messungen sind kongruent (s. Abbildung 15).

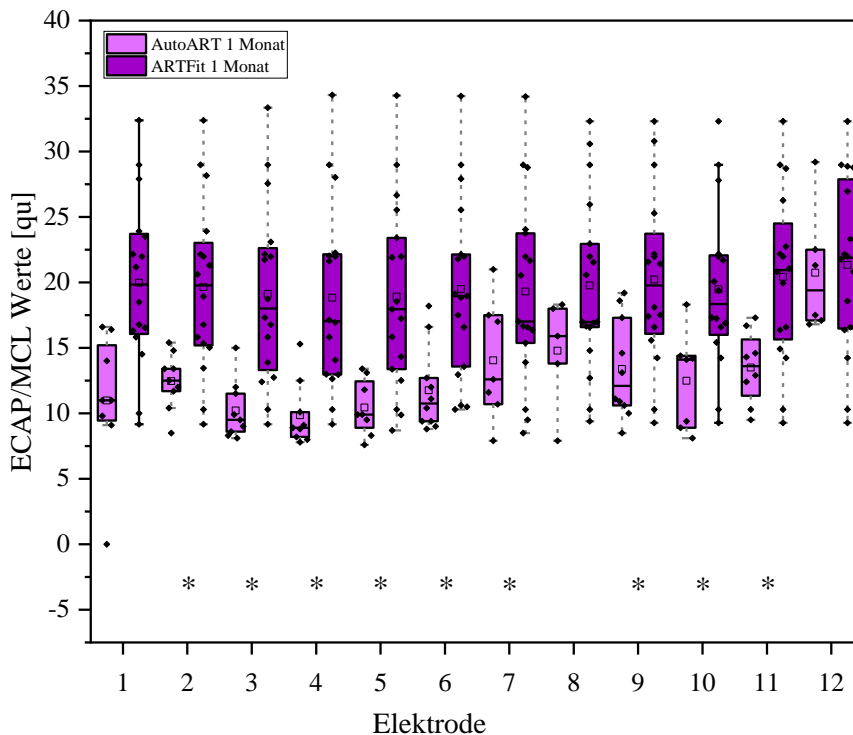


Abbildung 15: Vergleich der ECAP-Werte der AutoART Messung (helllila) und der MCL-Werte der ARTFit Messung (dunkellila) beim Zeitpunkt nach 1 Monat. Signifikante Unterschiede ( $p < 0,05$ ) sind mit \* markiert.

Tabelle 16: Statistische Ergebnisse der ECAP-Werte der AutoART Messung im Vergleich zu den MCL-Werten der ARTFit Messung nach 1 Monat. Signifikante Unterschiede sind dick gedruckt. Die Erhebung der statistischen Signifikanz basiert auf der Grundlage des Wilcoxon Tests.

Elektrode	Median AutoART	Median ARTFit	z- Wert	p- Wert	n
1	11,00	19,84	-1,57	0,12	6
2	<b>12,50</b>	<b>19,78</b>	<b>-2,37</b>	<b>0,02</b>	7
3	<b>9,50</b>	<b>18,02</b>	<b>-2,52</b>	<b>0,01</b>	8
4	<b>8,90</b>	<b>17,05</b>	<b>-2,52</b>	<b>0,01</b>	8
5	<b>9,90</b>	<b>17,96</b>	<b>-2,37</b>	<b>0,02</b>	7
6	10,75	18,96	-2,55	0,01	9
7	<b>12,60</b>	<b>17,01</b>	<b>-2,02</b>	<b>0,03</b>	6
8	15,90	16,99	-1,75	0,08	5

<b>9</b>	<b>12,10</b>	<b>19,77</b>	<b>-2,67</b>	<b>0,01</b>	<b>9</b>
<b>10</b>	<b>14,10</b>	<b>18,35</b>	<b>-2,20</b>	<b>0,03</b>	<b>6</b>
<b>11</b>	<b>13,60</b>	<b>20,94</b>	<b>-2,37</b>	<b>0,02</b>	<b>7</b>
12	19,40	21,88	-1,75	0,08	5

Im Vergleich der ECAP-Schwellen der AutoART Messung mit den MCL-Werten der ARTFit Messung **3 Monate** nach Erstanpassung, zeigte sich eine Zunahme der Streuung der Stromstärken in den ARTFit Messungen (s. Abbildung 16). Zudem zeigten sich am 3 Monatstermin die höchsten gemessenen Stromstärken in Bezug auf die postoperativ gemessenen ARTFit-Schwellen (s. Abbildung 14, Abbildung 15, Abbildung 16). Signifikante Unterschiede ließen sich, wie in Tabelle 17 zu sehen, in den apikalen und medialen Elektroden nachweisen.

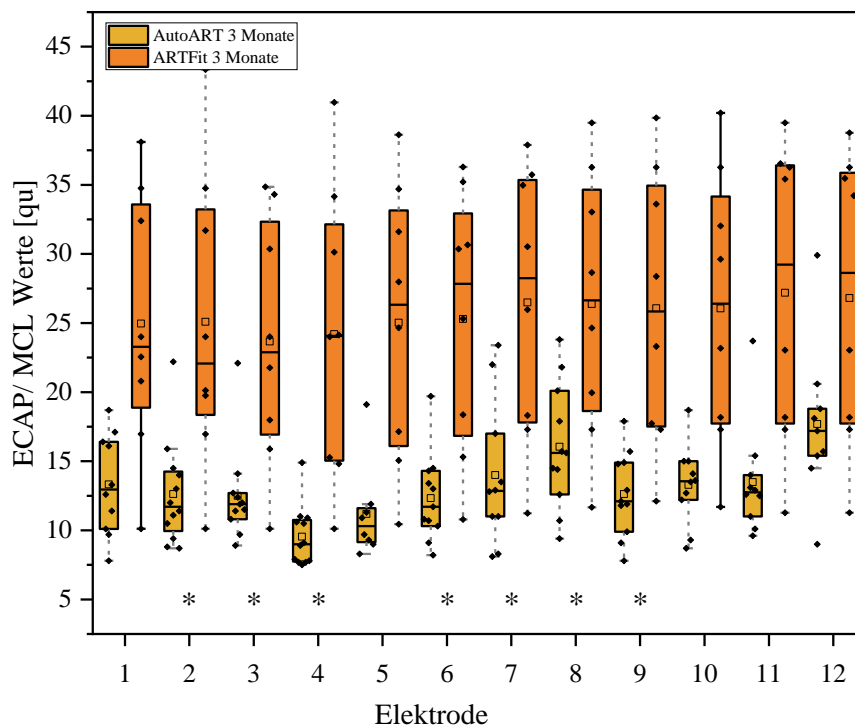


Abbildung 16: Vergleich der ECAP-Werte der AutoART Messung (hellorange) und der MCL- Werte der ARTFit Messung (dunkelorange) beim Zeitpunkt nach 3 Monaten. Signifikante Unterschiede ( $p < 0,05$ ) sind mit \* markiert.

Tabelle 17: Statistische Ergebnisse der MCL-Werte der AutoART Messung im Vergleich zu den MCL-Werten der ART-Fit Messung nach 3 Monaten. Signifikante Unterschiede sind dick gedruckt. Die Erhebung der statistischen Signifikanz basiert auf der Grundlage des Wilcoxon Tests.

Elektrode	Median AutoART	Median ARTFit	z- Wert	p- Wert	n
1	12,95	23,29	-1,83	0,07	4
2	<b>11,70</b>	<b>22,07</b>	<b>-2,20</b>	<b>0,03</b>	<b>6</b>
3	<b>11,90</b>	<b>22,89</b>	<b>-2,02</b>	<b>0,04</b>	<b>5</b>
4	<b>9,00</b>	<b>24,08</b>	<b>-2,20</b>	<b>0,03</b>	<b>6</b>
5	10,30	26,32	-1,60	0,11	3
6	<b>11,70</b>	<b>27,84</b>	<b>-2,20</b>	<b>0,03</b>	<b>6</b>
7	<b>11,85</b>	<b>28,25</b>	<b>-2,02</b>	<b>0,04</b>	<b>5</b>
8	<b>15,60</b>	<b>26,65</b>	<b>-2,02</b>	<b>0,04</b>	<b>5</b>
9	<b>12,10</b>	<b>25,85</b>	<b>-2,02</b>	<b>0,04</b>	<b>5</b>
10	13,55	26,40	-1,83	0,07	4
11	12,75	29,23	-1,83	0,07	4
12	17,20	28,63	-1,60	0,11	3

Am **6 Monatstermin** nahm die durchschnittliche Stromstärke der ARTFit Messungen ab und glich sich an das durchschnittliche Level des 3 Monatstermins an (s. Abbildung 16 und Abbildung 17). Signifikante Unterschiede in den ECAP-Werten der AutoART Messung und den MCL-Werten der ARTFit Messungen zeigen sich nur noch für zwei apikale Elektroden (Elektrode 2 und 4) (vgl. Tabelle 18).

Zusammenfassend zeigt sich, dass die ARTFit Messung die Messung der AutoART zu allen Zeitpunkten deutlich in der Stromstärke übersteigt.

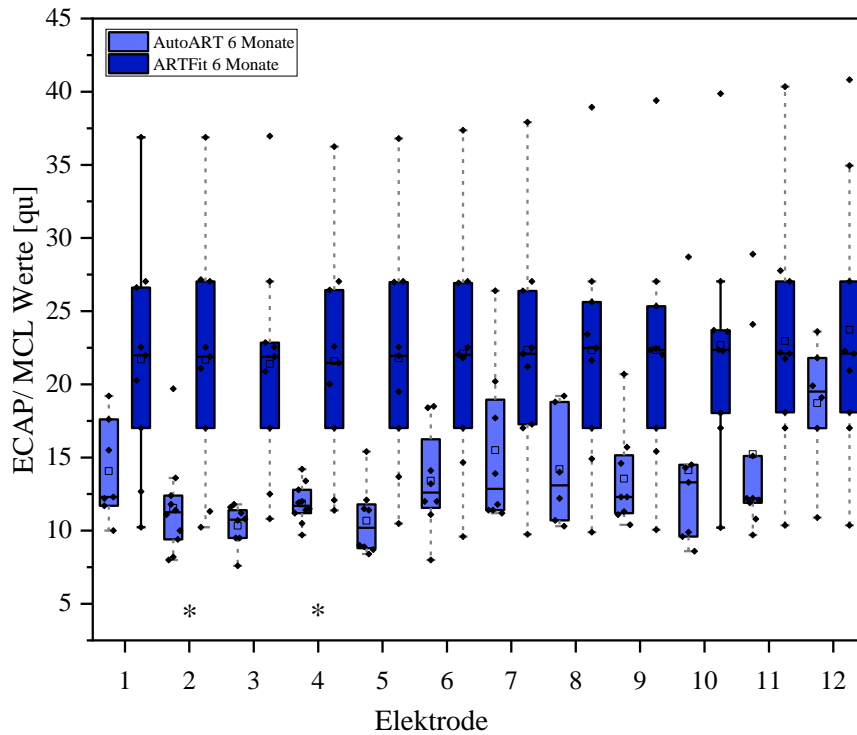


Abbildung 17: Vergleich der MCL-Werte der AutoART Messung (hellblau) und der ARTFit Messung (dunkelblau) beim Zeitpunkt nach 6 Monaten. Signifikante Unterschiede ( $p < 0,05$ ) sind mit \* markiert.

Tabelle 18: Statistische Ergebnisse der MCL-Werte der AutoART Messung im Vergleich zu den MCL-Werten der ART-Fit Messung nach 6 Monaten. Signifikante Unterschiede sind dick gedruckt. Die Erhebung der statistischen Signifikanz basiert auf der Grundlage des Wilcoxon Tests.

Elektrode	Median AutoART	Median ARTFit	z- Wert	p- Wert	n
1	12,30	21,98	-1,60	0,11	3
2	<b>11,25</b>	<b>21,89</b>	<b>-2,20</b>	<b>0,03</b>	<b>6</b>
3	10,75	21,89	-1,83	0,07	4
4	<b>11,70</b>	<b>21,46</b>	<b>-1,99</b>	<b>0,05</b>	<b>6</b>
5	10,20	21,95	-1,46	0,14	4
6	12,60	22,02	-1,10	0,27	4
7	12,85	22,08	-1,46	0,14	4
8	13,10	22,47	-1,07	0,29	3
9	12,30	22,36	-1,46	0,14	4
10	13,30	22,36	-0,54	0,59	3
11	12,20	22,10	-1,21	0,23	5
12	19,50	22,10	-1,34	0,18	2

### 3.2 Zusammenhänge zwischen AutoART-, ARTFit- und den klassisch subjektiv ermittelten Schwellen zu verschiedenen Zeitpunkten

Um zu untersuchen, ob es Zusammenhänge zwischen den ARTFit Messungen sowie den klassisch subjektiv ermittelten Schwellen gibt, wurden die Messergebnisse zu unterschiedlichen Zeitpunkten nach Aktivierung verglichen. Die nachfolgenden statistischen Erhebungen basieren auf der Grundlage des Spearman-Korrelationskoeffizienten nach Cohen (1988).

Gesamtheitlich konnten über alle Elektroden und Messzeitpunkte wenige signifikante Zusammenhänge zwischen den Messungen der **AutoART** einer Elektrode festgestellt werden. Die Zusammenhänge sind in Tabelle 19 zu sehen. Hier sind die Signifikanzen hervorgehoben. Die meisten Zusammenhänge ließen sich zum Zeitpunkt zwischen dem 1 Monats- und dem 6 Monatstermin erkennen (Elektrode 2, 3, 9, 10, 11). Elektrode 2 und 9 zeigten, von allen Elektroden, die meisten Zusammenhängen über alle Messzeitpunkte.

*Tabelle 19: Korrelation der AutoART Werte einer Elektrode zu den verschiedenen Messzeitpunkten. Dargestellt sind die Korrelationswerte nach Spearman (r), deren Signifikanz (p) mit  $p < 0,005$ , sowie die Anzahl der inkludierten Werte (n). Signifikante Werte sind dick gedruckt. Bei zu geringer Datenlage konnte keine Berechnung erfolgen und ist hier dementsprechend nicht dargestellt.*

Elektrode		Erstanpassung	1 Monat	3 Monate	6 Monate
1	Intraoperativ		r = 0,018 p = 0,969 n = 7	r = 0,455 p = 0,187 n = 10	r = 0,600 p = 0,2808 n = 6
	Erstanpassung				
	1 Monat			r = 0,771 p = 0,072 n = 6	r = -0,200 p = 0,800 n = 4
	3 Monate				r = 0,000 p = 1,000 n = 4
2	Intraoperativ	r = -0,193 p = 0,647 n = 8	r = 0,402 p = 0,284 n = 9	r = 0,542 p = 0,080 n = 12	r = -0,201 p = 0,645 n = 7
	Erstanpassung		r = 0,300 p = 0,624 n = 5	r = 0,359 p = 0,553 n = 5	r = 0,600 p = 0,400 n = 4
	1 Monat			<b>r = 0,922</b> <b>p = 0,001</b> <b>n = 8</b>	<b>r = 0,900</b> <b>p = 0,037</b> <b>n = 5</b>

	3 Monate				<b>r = 0,900</b> <b>p = 0,937</b> <b>n = 5</b>
3	Intraoperativ	r = - 0,131 p = 0,684 n = 12	r = 0,350 p = 0,356 n = 9	<b>r = 0,647</b> <b>p = 0,031</b> <b>n = 11</b>	r = 0,505 p = 0,248 n = 7
	Erstanpassung		r = -0,100 p = 0,873 n = 5	r = -0,314 p = 0,544 n = 6	r = -0,500 p = 0,667 n = 3
	1 Monat			r = 0,314 p = 0,544 n = 6	<b>r = 0,975</b> <b>p = 0,005</b> <b>n = 5</b>
	3 Monate				r = 0,154 p = 0,805 n = 5
4	Intraoperativ	r = -0,131 p = 0,684 n = 12	r = 0,452 p = 0,260 n = 8	<b>r = 0,647</b> <b>p = 0,031</b> <b>n = 11</b>	r = 0,381 p = 0,352 n = 8
	Erstanpassung		r = 0,000 p = 1,000 n = 7	r = 0,096 p = 0,820 n = 8	r = 0,800 p = 0,200 n = 4
	1 Monat			r = 0,643 p = 0,119 n = 7	r = 0,086 p = 0,872 n = 6
	3 Monate				r = 0,143 p = 0,787 n = 6
5	Intraoperativ	r = 0,377 p = 0,461 n = 6	r = 0,649 p = 0,115 n = 77	r = -0,321 p = 0,482 n = 7	r = -0,071 p = 0,879 n = 7
	Erstanpassung		r = 0,632 p = 0,368 n = 4	r = 0,700 p = 0,188 n = 5	
	1 Monat			r = -0,359 p = 0,553 n = 5	r = 0,410 p = 0,493 n = 5
	3 Monate				r = 0,400 p = 0,600 n = 4
6	Intraoperativ	r = -0,074 p = 0,820 n = 12	r = 0,457 p = 0,184 n = 10	r = 0,482 p = 0,1331 n = 11	r = 0,671 p = 0,069 n = 8
	Erstanpassung		r = -0,200 p = 0,704 n = 6	r = -0,431 p = 0,286 n = 8	r = -0,600 p = 0,400 n = 4

	1 Monat			r = 0,790 p = 0,020 n = 8	r = 0,812 p = 0,050 n = 6
	3 Monate				r = 0,700 p = 0,188 n = 5
7	Intraoperativ	r = -0,306 p = 0,504 n = 7	<b>r = 0,786</b> <b>p = 0,036</b> <b>n = 7</b>	<b>r = 0,681</b> <b>p = 0,030</b> <b>n = 10</b>	r = 0,506 p = 0,201 n = 8
	Erstanpassung		r = 0,000 p = 1,000 n = 3	r = 0,500 p = 0,500 n = 4	
	1 Monat			r = 0,638 p = 0,173 n = 6	r = 0,949 p = 0,051 n = 4
	3 Monate				r = 0,949 p = 0,051 n = 4
8	Intraoperativ	r = -0,800 p = 0,104 n = 5	r = 0,700 p = 0,188 n = 5	r = 0,624 p = 0,054 n = 10	r = 0,086 p = 0,872 n = 6
	Erstanpassung				
	1 Monat			r = 0,400 p = 0,505 n = 5	r = 0,500 p = 0,667 n = 3
	3 Monate				r = 0,500 p = 0,667 n = 3
9	Intraoperativ	r = -0,714 p = 0,111 n = 6	r = 0,357 p = 0,432 n = 7	r = 0,643 p = 0,086 n = 8	r = 0,595 p = 0,159 n = 7
	Erstanpassung		r = 0,262 p = 0,531 n = 8	r = 0,100 p = 0,873 n = 5	r = 0,000 p = 1,000 n = 5
	1 Monat			<b>r = 0,821</b> <b>p = 0,023</b> <b>n = 7</b>	<b>r = 0,943</b> <b>p = 0,005</b> <b>n = 6</b>
	3 Monate				<b>r = 0,900</b> <b>p = 0,037</b> <b>n = 5</b>
10	Intraoperativ		r = 0,600 p = 0,285 n = 5	r = 0,659 p = 0,076 n = 8	r = 0,800 p = 0,104 n = 5
	Erstanpassung				



	1 Monat			r = 0,429 p = 0,397 n = 6	<b>r = 0,900</b> <b>p = 0,037</b> <b>n = 5</b>
	3 Monate				
11	Intraoperativ		r = 0,600 p = 0,208 n = 6	r = -0,286 p = 0,535 n = 7	r = -0,410 p = 0,493 n = 5
	Erstanpassung				
	1 Monat			r = 0,771 p = 0,072 n = 6	<b>r = 0,899</b> <b>p = 0,015</b> <b>n = 6</b>
	3 Monate				r = 0,771 p = 0,072 n = 6
12	Intraoperativ			r = -0,100 p = 0,873 n = 5	r = -0,200 p = 0,800 n = 4
	Erstanpassung				
	1 Monat			r = 0,700 p = 0,188 n = 5	
	3 Monate				

Zwischen den MCL-Werten der **ARTFit** zeigt sich über alle Elektroden ein starker positiver Zusammenhang nach Cohen (1988) zwischen der Erstanpassung und der Messung nach 3 Monaten. Ausgenommen hiervon ist lediglich Elektrode 11. Erst am 6 Monatstermin weichen die Daten voneinander ab und es lässt sich kein Zusammenhang mehr nachweisen. Ausnahme hierfür sind die Elektroden 6 und 12 im Vergleich des 1 Monats- und 6 Monatstermins, welche einen signifikanten Zusammenhang aufweisen (vgl. Tabelle 20, Tabelle 19).

Tabelle 20: Korrelation der ARTFit einer Elektrode zu den verschiedenen Messzeitpunkten. Dargestellt sind die Korrelationswerte nach Spearman ( $r$ ), deren Signifikanz ( $p$ ) mit  $p < 0,005$ , sowie die Anzahl der inkludierten Werte ( $n$ ). Signifikante Werte sind dick gedruckt. Bei zu geringer Datenlage konnte keine Berechnung erfolgen und ist hier dementsprechend nicht dargestellt.

Elektrode		1 Monat	3 Monate	6 Monate
1	Erstanpassung	<b>r = 0,834</b> <b>p = 0,000</b> <b>n = 16</b>	<b>r = 0,881</b> <b>p = 0,004</b> <b>n = 8</b>	r = 0,533 p = 0,139 n = 9

	1 Monat		<b>r = 0,833</b> <b>p = 0,010</b> <b>n = 8</b>	r = 0,771 p = 0,072 n = 6
	3 Monate			
2	Erstanpassung	<b>r = 0,837</b> <b>p = 0,000</b> <b>n = 16</b>	<b>r = 0,762</b> <b>p = 0,028</b> <b>n = 8</b>	r = 0,467 p = 0,205 n = 9
	1 Monat		<b>r = 0,810</b> <b>p = 0,015</b> <b>n = 8</b>	r = 0,714 p = 0,111 n = 6
	3 Monate			
3	Erstanpassung	<b>r = 0,796</b> <b>p = 0,000</b> <b>n = 16</b>	<b>r = 0,905</b> <b>p = 0,002</b> <b>n = 8</b>	r = 0,550 p = 0,125 n = 9
	1 Monat		<b>r = 0,738</b> <b>p = 0,037</b> <b>n = 8</b>	r = 0,771 p = 0,072 n = 6
	3 Monate			
4	Erstanpassung	<b>r = 0,826</b> <b>p = 0,000</b> <b>n = 16</b>	<b>r = 0,905</b> <b>p = 0,002</b> <b>n = 8</b>	r = 0,550 p = 0,125 n = 9
	1 Monat		<b>r = 0,738</b> <b>p = 0,037</b> <b>n = 8</b>	r = 0,771 p = 0,072 n = 6
	3 Monate			
5	Erstanpassung	<b>r = 0,723</b> <b>p = 0,001</b> <b>n = 17</b>	<b>r = 0,905</b> <b>p = 0,002</b> <b>n = 8</b>	r = 0,550 p = 0,125 n = 9
	1 Monat		<b>r = 0,881</b> <b>p = 0,004</b> <b>n = 8</b>	r = 0,750 p = 0,052 n = 7
	3 Monate			
6	Erstanpassung	<b>r = 0,779</b> <b>p = 0,000</b> <b>n = 17</b>	<b>r = 0,905</b> <b>p = 0,002</b> <b>n = 8</b>	r = 0,533 p = 0,139 n = 9
	1 Monat		<b>r = 0,833</b> <b>p = 0,010</b> <b>n = 8</b>	<b>r = 0,786</b> <b>p = 0,036</b> <b>n = 7</b>
	3 Monate			
7	Erstanpassung	<b>r = 0,735</b> <b>p = 0,001</b> <b>n = 17</b>	<b>r = 0,810</b> <b>p = 0,015</b> <b>n = 8</b>	r = 0,500 p = 0,170 n = 9

	1 Monat		<b>r = 0,881</b> <b>p = 0,004</b> <b>n = 8</b>	r = 0,750 p = 0,052 n = 7
	3 Monate			
8	Erstanpassung	<b>r = 0,777</b> <b>p = 0,000</b> <b>n = 17</b>	<b>r = 0,810</b> <b>p = 0,015</b> <b>n = 8</b>	r = 0,417 p = 0,265 n = 9
	1 Monat		<b>r = 0,857</b> <b>p = 0,001</b> <b>n = 8</b>	r = 0,643 p = 0,119 n = 7
	3 Monate			
9	Erstanpassung	<b>r = 0,862</b> <b>p = 0,000</b> <b>n = 16</b>	<b>r = 0,810</b> <b>p = 0,015</b> <b>n = 8</b>	r = 0,433 p = 0,244 n = 9
	1 Monat		<b>r = 0,857</b> <b>p = 0,007</b> <b>n = 8</b>	r = 0,771 p = 0,772 n = 6
	3 Monate			
10	Erstanpassung	<b>r = 0,841</b> <b>p = 0,000</b> <b>n = 16</b>	<b>r = 0,810</b> <b>p = 0,015</b> <b>n = 8</b>	r = 0,567 p = 0,112 n = 9
	1 Monat		<b>r = 0,881</b> <b>p = 0,004</b> <b>n = 8</b>	r = 0,771 p = 0,072 n = 6
	3 Monate			
11	Erstanpassung	<b>r = 0,834</b> <b>p = 0,000</b> <b>n = 16</b>	r = 0,643 p = 0,086 n = 8	r = 0,533 p = 0,139 n = 9
	1 Monat		<b>r = 0,786</b> <b>p = 0,021</b> <b>n = 8</b>	r = 0,714 p = 0,111 n = 6
	3 Monate			r = 0,800 p = 0,200 n = 4
12	Erstanpassung	<b>r = 0,744</b> <b>p = 0,001</b> <b>n = 16</b>	<b>r = 0,738</b> <b>p = 0,037</b> <b>n = 8</b>	r = 0,500 p = 0,170 n = 9
	1 Monat		<b>r = 0,952</b> <b>p = 0,000</b> <b>n = 8</b>	<b>r = 0,886</b> <b>p = 0,019</b> <b>n = 6</b>
	3 Monate			

Werden die Korrelationen der MCL-Werte der **klassischen subjektiven Messung** nach Spearman betrachtet, zeigt sich bis auf eine Ausnahme, (Elektrode 10, Vergleich Erstanpassung zu 6 Monate) über alle Elektroden zu allen Zeiten ein signifikanter starker positiver Zusammenhang nach Cohen (1988) (vgl. Tabelle 21).

*Tabelle 21: Korrelation der klassischen subjektiven Messung einer Elektrode zu den verschiedenen Messzeitpunkten. Dargestellt sind die Korrelationswerte nach Spearman (r), deren Signifikanz (p) mit  $p < 0,005$ , sowie die Anzahl der inkludierten Werte (n). Signifikante Werte sind dick gedruckt. Bei zu geringer Datenlage konnte keine Berechnung erfolgen und ist hier dementsprechend nicht dargestellt.*

Elektrode		1 Monat	3 Monate	6 Monate
1	Erstanpassung	<b>r = 0,706</b> <b>p = 0,002</b> <b>n = 17</b>	<b>r = 0,638</b> <b>p = 0,008</b> <b>n = 16</b>	<b>r = 0,565</b> <b>p = 0,035</b> <b>n = 14</b>
	1 Monat		<b>r = 0,891</b> <b>p = 0,000</b> <b>n = 18</b>	<b>r = 0,774</b> <b>p = 0,000</b> <b>n = 16</b>
	3 Monate			<b>r = 0,968</b> <b>p = 0,000</b> <b>n = 15</b>
2	Erstanpassung	<b>r = 0,857</b> <b>p = 0,000</b> <b>n = 18</b>	<b>r = 0,729</b> <b>p = 0,001</b> <b>n = 16</b>	<b>r = 0,794</b> <b>p = 0,000</b> <b>n = 15</b>
	1 Monat		<b>r = 0,852</b> <b>p = 0,000</b> <b>n = 18</b>	<b>r = 0,803</b> <b>p = 0,000</b> <b>n = 17</b>
	3 Monate			<b>r = 0,967</b> <b>p = 0,000</b> <b>n = 15</b>
3	Erstanpassung	<b>r = 0,831</b> <b>p = 0,000</b> <b>n = 18</b>	<b>r = 0,753</b> <b>p = 0,001</b> <b>n = 16</b>	<b>r = 0,757</b> <b>p = 0,001</b> <b>n = 15</b>
	1 Monat		<b>r = 0,880</b> <b>p = 0,000</b> <b>n = 18</b>	<b>r = 0,797</b> <b>p = 0,000</b> <b>n = 17</b>
	3 Monate			<b>r = 0,904</b> <b>p = 0,000</b> <b>n = 15</b>
4	Erstanpassung	<b>r = 0,800</b> <b>p = 0,000</b> <b>n = 18</b>	<b>r = 0,632</b> <b>p = 0,009</b> <b>n = 16</b>	<b>r = 0,707</b> <b>p = 0,003</b> <b>n = 15</b>
	1 Monat		<b>r = 0,913</b> <b>p = 0,000</b> <b>n = 18</b>	<b>r = 0,875</b> <b>p = 0,000</b> <b>n = 17</b>

	3 Monate			<b>r = 0,861</b> <b>p = 0,000</b> <b>n = 15</b>
5	Erstanpassung	<b>r = 0,862</b> <b>p = 0,000</b> <b>n = 18</b>	<b>r = 0,721</b> <b>p = 0,002</b> <b>n = 16</b>	<b>r = 0,632</b> <b>p = 0,011</b> <b>n = 15</b>
	1 Monat		<b>r = 0,913</b> <b>p = 0,000</b> <b>n = 18</b>	<b>r = 0,912</b> <b>p = 0,000</b> <b>n = 17</b>
	3 Monate			<b>r = 0,929</b> <b>p = 0,000</b> <b>n = 15</b>
6	Erstanpassung	<b>r = 0,836</b> <b>p = 0,000</b> <b>n = 18</b>	<b>r = 0,634</b> <b>p = 0,008</b> <b>n = 16</b>	<b>r = 0,507</b> <b>p = 0,054</b> <b>n = 15</b>
	1 Monat		<b>r = 0,924</b> <b>p = 0,000</b> <b>n = 18</b>	<b>r = 0,926</b> <b>p = 0,000</b> <b>n = 17</b>
	3 Monate			<b>r = 0,943</b> <b>p = 0,000</b> <b>n = 15</b>
7	Erstanpassung	<b>r = 0,886</b> <b>p = 0,000</b> <b>n = 18</b>	<b>r = 0,735</b> <b>p = 0,001</b> <b>n = 16</b>	<b>r = 0,679</b> <b>p = 0,005</b> <b>n = 15</b>
	1 Monat		<b>r = 0,723</b> <b>p = 0,001</b> <b>n = 18</b>	<b>r = 0,767</b> <b>p = 0,000</b> <b>n = 17</b>
	3 Monate			<b>r = 0,854</b> <b>p = 0,000</b> <b>n = 15</b>
8	Erstanpassung	<b>r = 0,818</b> <b>p = 0,000</b> <b>n = 18</b>	<b>r = 0,572</b> <b>p = 0,020</b> <b>n = 16</b>	<b>r = 0,424</b> <b>p = 0,116</b> <b>n = 15</b>
	1 Monat		<b>r = 0,792</b> <b>p = 0,000</b> <b>n = 18</b>	<b>r = 0,760</b> <b>p = 0,000</b> <b>n = 17</b>
	3 Monate			<b>r = 0,818</b> <b>p = 0,000</b> <b>n = 15</b>
9	Erstanpassung	<b>r = 0,755</b> <b>p = 0,000</b> <b>n = 18</b>	<b>r = 0,524</b> <b>p = 0,037</b> <b>n = 16</b>	<b>r = 0,539</b> <b>p = 0,038</b> <b>n = 15</b>
	1 Monat		<b>r = 0,820</b> <b>p = 0,000</b> <b>n = 18</b>	<b>r = 0,865</b> <b>p = 0,000</b> <b>n = 17</b>

	3 Monate			<b>r = 0,832</b> <b>p = 0,000</b> <b>n = 15</b>
10	Erstanpassung	<b>r = 0,769</b> <b>p = 0,000</b> <b>n = 18</b>	<b>r = 0,632</b> <b>p = 0,009</b> <b>n = 16</b>	r = 0,496 p = 0,060 n = 15
	1 Monat		<b>r = 0,818</b> <b>p = 0,000</b> <b>n = 18</b>	<b>r = 0,809</b> <b>p = 0,000</b> <b>n = 17</b>
	3 Monate			<b>r = 0,946</b> <b>p = 0,000</b> <b>n = 15</b>
11	Erstanpassung	<b>r = 0,738</b> <b>p = 0,000</b> <b>n = 18</b>	<b>r = 0,648</b> <b>p = 0,007</b> <b>n = 16</b>	<b>r = 0,536</b> <b>p = 0,040</b> <b>n = 15</b>
	1 Monat		<b>r = 0,830</b> <b>p = 0,000</b> <b>n = 18</b>	<b>r = 0,831</b> <b>p = 0,000</b> <b>n = 17</b>
	3 Monate			<b>r = 0,937</b> <b>p = 0,000</b> <b>n = 15</b>
12	Erstanpassung	<b>r = 0,649</b> <b>p = 0,004</b> <b>n = 18</b>	<b>r = 0,718</b> <b>p = 0,002</b> <b>n = 16</b>	<b>r = 0,549</b> <b>p = 0,034</b> <b>n = 15</b>
	1 Monat		<b>r = 0,746</b> <b>p = 0,000</b> <b>n = 18</b>	<b>r = 0,770</b> <b>p = 0,000</b> <b>n = 17</b>
	3 Monate			<b>r = 0,896</b> <b>p = 0,000</b> <b>n = 15</b>

Über alle Elektroden zeigt sich zu jedem Zeitpunkt ein starker signifikanter Zusammenhang zwischen den MCL-Werten der **klassisch subjektiv erstellten Map** und der mittels **ARTFit erstellten Map** sowie eine starke Korrelation nach Cohen (1988). Ausgenommen davon sind nur Elektrode 12 zum Zeitpunkt der Erstanpassung, sowie Elektrode 1 zum Zeitpunkt nach 3 Monaten und Elektrode 8 und 10 zum Zeitpunkt nach 6 Monaten (vgl. Tabelle 22).

Tabelle 22: Korrelation der einzelnen Elektroden der klassischen subjektiven Messung mit den ARTFit Messungen zu den verschiedenen Messzeitpunkten. Dargestellt sind die Korrelationswerte nach Spearman (r), deren Signifikanz (p) mit  $p < 0,005$ , sowie die Anzahl der inkludierten Werte (n). Signifikante Werte sind dick gedruckt. Bei zu geringer Datenlage konnte keine Berechnung erfolgen und ist hier dementsprechend nicht dargestellt.

Elektrode		Erstanpassung klassisch	1 Monat klassisch	3 Monate klassisch	6 Monate klassisch
1	Erstanpassung ARTFit	<b>r = 0,690</b> <b>p = 0,002</b> <b>n = 18</b>			
	1 Monat ARTFit		<b>r = 0,666</b> <b>p = 0,009</b> <b>n = 14</b>		
	3 Monat ARTFit			r = 0,690 p = 0,058 n = 8	
	6 Monat ARTFit				<b>r = 0,821</b> <b>p = 0,023</b> <b>n = 7</b>
2	Erstanpassung ARTFit	<b>r = 0,781</b> <b>p = 0,000</b> <b>n = 18</b>			
	1 Monat ARTFit		<b>r = 0,754</b> <b>p = 0,001</b> <b>n = 15</b>		
	3 Monat ARTFit			<b>r = 0,929</b> <b>p = 0,001</b> <b>n = 8</b>	
	6 Monat ARTFit				<b>r = 0,881</b> <b>p = 0,004</b> <b>n = 8</b>
3	Erstanpassung ARTFit	<b>r = 0,704</b> <b>p = 0,001</b> <b>n = 18</b>			
	1 Monat ARTFit		<b>r = 0,721</b> <b>p = 0,002</b> <b>n = 15</b>		
	3 Monat ARTFit			<b>r = 0,810</b> <b>p = 0,015</b> <b>n = 8</b>	
	6 Monat ARTFit				<b>r = 0,905</b> <b>p = 0,002</b> <b>n = 8</b>
4	Erstanpassung ARTFit	<b>r = 0,737</b> <b>p = 0,000</b> <b>n = 18</b>			
	1 Monat ARTFit		<b>r = 0,793</b> <b>p = 0,000</b> <b>n = 15</b>		

	3 Monat ARTFit			<b>r = 0,976</b> <b>p = 0,000</b> <b>n = 8</b>	
	6 Monat ARTFit				<b>r = 0,833</b> <b>p = 0,010</b> <b>n = 8</b>
5	Erstanpassung ARTFit	<b>r = 0,849</b> <b>p = 0,000</b> <b>n = 18</b>			
	1 Monat ARTFit		<b>r = 0,782</b> <b>p = 0,000</b> <b>n = 16</b>		
	3 Monat ARTFit			<b>r = 0,738</b> <b>p = 0,037</b> <b>n = 8</b>	
	6 Monat ARTFit				<b>r = 0,810</b> <b>p = 0,015</b> <b>n = 8</b>
6	Erstanpassung ARTFit	<b>r = 0,838</b> <b>p = 0,000</b> <b>n = 18</b>			
	1 Monat ARTFit		<b>r = 0,809</b> <b>p = 0,000</b> <b>n = 16</b>		
	3 Monat ARTFit			<b>r = 0,762</b> <b>p = 0,028</b> <b>n = 8</b>	
	6 Monat ARTFit				<b>r = 0,738</b> <b>p = 0,037</b> <b>n = 8</b>
7	Erstanpassung ARTFit	<b>r = 0,882</b> <b>p = 0,000</b> <b>n = 18</b>			
	1 Monat ARTFit		<b>r = 0,709</b> <b>p = 0,002</b> <b>n = 16</b>		
	3 Monat ARTFit			<b>r = 0,881</b> <b>p = 0,004</b> <b>n = 8</b>	
	6 Monat ARTFit				<b>r = 0,857</b> <b>p = 0,007</b> <b>n = 8</b>
8	Erstanpassung ARTFit	<b>r = 0,818</b> <b>p = 0,000</b> <b>n = 18</b>			



	1 Monat ARTFit		<b>r = 0,753</b> <b>p = 0,001</b> <b>n = 16</b>		
	3 Monat ARTFit			<b>r = 0,881</b> <b>p = 0,004</b> <b>n = 8</b>	
	6 Monat ARTFit				r = 0,643 p = 0,086 n = 8
9	Erstanpassung ARTFit	<b>r = 0,678</b> <b>p = 0,002</b> <b>n = 18</b>			
	1 Monat ARTFit		<b>r = 0,757</b> <b>p = 0,001</b> <b>n = 15</b>		
	3 Monat ARTFit			<b>r = 0,857</b> <b>p = 0,007</b> <b>n = 8</b>	
	6 Monat ARTFit				<b>r = 0,810</b> <b>p = 0,015</b> <b>n = 8</b>
10	Erstanpassung ARTFit	<b>r = 0,676</b> <b>p = 0,002</b> <b>n = 18</b>			
	1 Monat ARTFit		<b>r = 0,754</b> <b>p = 0,001</b> <b>n = 15</b>		
	3 Monat ARTFit			<b>r = 0,857</b> <b>p = 0,007</b> <b>n = 8</b>	
	6 Monat ARTFit				r = 0,643 p = 0,086 n = 8
11	Erstanpassung ARTFit	<b>r = 0,494</b> <b>p = 0,0037</b> <b>n = 18</b>			
	1 Monat ARTFit		<b>r = 0,721</b> <b>p = 0,002</b> <b>n = 15</b>		
	3 Monat ARTFit			<b>r = 0,881</b> <b>p = 0,004</b> <b>n = 8</b>	
	6 Monat ARTFit				<b>r = 0,810</b> <b>p = 0,015</b> <b>n = 8</b>

12	Erstanpassung ARTFit	<b>r = 0,464</b> <b>p = 0,053</b> <b>n = 18</b>			
	1 Monat ARTFit		<b>r = 0,593</b> <b>p = 0,020</b> <b>n = 15</b>		
	3 Monat ARTFit			<b>r = 0,881</b> <b>p = 0,004</b> <b>n = 8</b>	
	6 Monat ARTFit				<b>r = 0,952</b> <b>p = 0,000</b> <b>n = 8</b>

### 3.3 Tragedauer der verschiedenen Hörmaps über die Zeit (ARTFit vs. klassische subjektive Map)

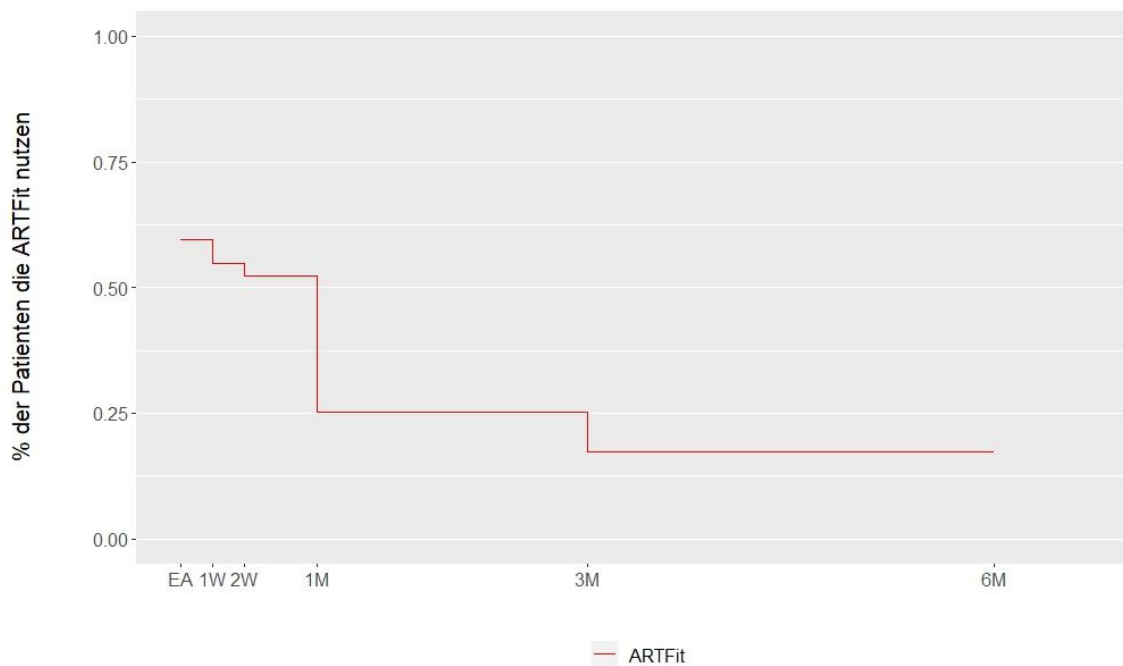


Abbildung 18: Prozentuale Auftragung aller Patienten die über den Verlauf ab Erstanpassung bis 6 Monate danach eine mittels ARTFit ermittelten Hörmap trugen

Nach Erstanpassung trugen 60 % der Patienten die mittels ARTFit erstellte Hörmap (s. Abbildung 18). Ein Patient wechselte bereits nach einer Woche von der mittels ARTFit erstellten Hörmap auf die klinisch klassisch erstellte Hörmap. Ein weiterer Patient wechselte zwei Wochen nach Erstanpassung auf die klinisch klassisch erstellte Hörmap, wobei er von Beginn an beide Hörmaps gleichermaßen (50 % ARTFit, 50 % klassische Hörmap) nutzte. Der Großteil der Patienten, welche von Beginn an mit der ARTFit Hörmap hörten

(n = 8), entschieden sich ab 1 Monat nach der Erstanpassung für die klinisch erstellte Hörmap. Zwei Patienten wechselten zu diesem Zeitpunkt von der klassisch erstellten Hörmap auf die mittels ARTFit erstellte Hörmap. Nach 3 Monaten entschied sich ein weiterer Patient für die klassische Hörmap. Ein Patient, der nach 1 Monat von der klassisch erstellten Hörmap auf die ARTFit basierte Hörmap wechselte, nutzte nach 3 Monaten zu 50 % beide Hörmaps. Sechs Patienten trugen von Beginn an ausschließlich die klassische Hörmap, zwei Patienten nutzten ausschließlich über die komplette Beobachtungszeit die mittels ARTFit erstellte Hörmap. Am Ende des Beobachtungszeitraum trugen nur noch 15 % der Patienten die mittels ARTFit erstellte Hörmap. Der Großteil der Patienten nutzte die klassische subjektive Hörmap (s. Abbildung 18).

### 3.4 Vergleich des Hörerfolgs 6 Monate nach Erstanpassung

#### 3.4.1 Vergleich des Hörerfolgs 6 Monate nach Erstanpassung anhand der Aufblähkurve

Aufgrund der sehr geringen Datenlage, erfolgt hier lediglich eine deskriptive Auswertung.

Mit sieben Patienten wurde nach 6 Monaten mit beiden Hörmaps (der klassisch erstellten subjektiven, sowie der mittels ARTFit erstellten Hörmap) eine ABK mit den Frequenzen 500 Hz, bei 1 kHz, 2 kHz und 4 kHz gemessen.

Es zeigten sich bei drei von sieben Patienten nur geringe Differenzen von 5 dB (Patient 2 bei 1 kHz, Patient 20 bei 1 kHz und 2 kHz, Patient 14 in allen 4 Frequenzen). Diese sind als Tagesschwankungen zu werten.

Bei zwei Patienten zeigten sich Differenzen von bis zu 10 dB in einer Frequenz (Patient 10 bei 500 Hz, Patient 13 bei 2 kHz). Beide Male ist die bessere Hörleistung mit der klassischen, meist getragenen, Hörmap erreicht worden.

Lediglich bei zwei Patienten zeigte sich eine deutlich größere Differenz in der ABK.

Patient 8 zeigte eine Differenz von bis zu 55 dB in beiden ABK. Bei 4 kHz betrug die Differenz 45 dB versus keine Hörreaktion bei 100 dB, in den anderen Frequenzen bei 500 dB eine Differenz von 15 dB, bei 1 kHz von 30 dB und bei 2 kHz von 20 dB. Es wurde dokumentiert, dass der Patient bei der Durchführung der ABK mit beiden Maps starke Probleme hatte. Die bessere Hörleistung war nicht reproduzierbar und weist keine Tendenz für eine der beiden Hörmaps auf. Dieser Patient trug zwischen dem 3 Monatstermin und dem 6 Monatstermin beide Hörmaps (klassische Hörmap und ARTFit Hörmap)

gleichermaßen. Anfänglich trug er nach Erstanpassung die klassisch erstellte Hörmap und zwischen dem 1 und 3 Monatstermin die mittels ARTFit erstellte Hörmap.

Nur bei einem Patienten (Patient 9) zeigte sich eine deutliche und reproduzierbare bessere Hörleistung mit der ARTFit erstellten Hörmap (bei 500 Hz 20 dB Differenz, bei 1 kHz 10 dB, bei 2 kHz 10 dB und bei 4 kHz 15 dB Differenz). Aufgrund der eingeschränkten Deutschkenntnisse war die Anpassung der klassischen Hörmap erschwert und ist nicht zu jedem Studientermin erfolgt. Der Patient hat ausschließlich die mittels ARTFit erstellte Hörmap getragen.

*Tabelle 23: Ermittelte Werte des Tonschwellenaudiogramms mittels klassischer Hörmap und mittels ARTFit erstellter Hörmap 6 Monate nach Erstanpassung*

Patient		500 Hz	1 kHz	2 kHz	4 kHz
2	ABK (ARTFit Hörmap) [dB HL]	45	45	55	40
	ABK (klassische Hörmap) [dB HL]	45	50	55	40
8	ABK (ARTFit Hörmap) [dB HL]	75	0	70	0
	ABK (klassische Hörmap) [dB HL]	60	70	50	45
9	ABK (ARTFit Hörmap) [dB HL]	45	50	50	60
	ABK (klassische Hörmap) [dB HL]	65	60	60	75
10	ABK (ARTFit Hörmap) [dB HL]	40	40	40	40
	ABK (klassische Hörmap) [dB HL]	30	35	35	35
13	ABK (ARTFit Hörmap) [dB HL]	40	40	55	50
	ABK (klassische Hörmap) [dB HL]	40	40	45	45
14	ABK (ARTFit Hörmap) [dB HL]	40	35	35	35
	ABK (klassische Hörmap) [dB HL]	35	30	30	30
20	ABK (ARTFit Hörmap) [dB HL]	45	45	50	45
	ABK (klassische Hörmap) [dB HL]	45	40	45	45

### 3.4.2 Vergleich des Hörerfolgs 6 Monate nach Erstanpassung anhand des Freiburger Sprachtests

Aufgrund der geringen Datenlage, kann hier lediglich eine deskriptive Auswertung erfolgen. Bei 8 Patienten wurden der Freiburger Sprachtest mit beiden Hörmaps (der klassisch erstellten subjektiven sowie der mittels ARTFit erstellten Hörmap) durchgeführt.

Tabelle 24: Ermittelte Werte des Freiburger Sprachtests mittels klassischer Hörmap und mittels ARTFit erstellter Hörmap 6 Monate nach Erstanpassung

Patient	Maximale Einsilberverständnis (klassische Hörmap)	Maximale Einsilberverständnis (ARTFit Hörmap)	50 %iges Zahlenverständnis (klassische Hörmap)	50 %iges Zahlenverständnis (ARTFit Hörmap)
2	bei 65 dB HL 0 % bei 75 dB HL 40 %	bei 65 dB HL 30 % bei 75 dB HL 0 %	-	-
9	bei 65 dB HL 20 % bei 75 dB HL 30 %	bei 65 dB HL 60 % bei 55 dB HL 0 %	-	44 dB HL
10	bei 65 dB HL 90 % bei 55 dB HL 90 % bei 45 dB HL 20 %	bei 65 dB HL 90 % bei 55 dB HL 30 %	30 dB HL	39 dB HL
14	bei 65 dB HL 90 %	bei 65 dB HL 65 %	-	-
15	bei 65 dB HL 100 % bei 55 dB HL 80 % bei 45 dB HL 30 %	bei 65 dB HL 45 %	26 dB HL	30 dB HL
17	bei 65 dB HL 30 %	bei 65 dB HL 40 %	36 dB HL	38 dB HL
20	bei 65 dB HL 55 %	bei 65 dB HL 25 %	-	-
21	bei 65 dB HL 70 % bei 55 dB HL 40 %	bei 65 dB HL 10 % bei 75 dB HL 80 %	39 dB HL	51 dB HL

Bei Patient 2 zeigte sich ein maximales Einsilberverständnis mit der klassischen Map von 0 % bei 65 dB und von 40 % bei 75 dB. Mit der ARTFit Hörmap zeigte sich ein maximales Einsilberverständnis von 30 % bei 65 dB und von 0 % bei 75 dB und somit ein retrogrades Einsilberversprechen. Ein Zahlenverstehen war mit beiden Maps nicht gegeben. Diese Daten sind audiologisch nicht erklärbar, wurden aber vom Patienten zu diesem Zeitpunkt reproduzierbar angegeben. In späteren Hörtestungen nach Abschluss der Studie gab der Patient ein deutlich besseres Zahlenverstehen als Einsilberversprechen an. Der Patient hat im Untersuchungszeitraum ausschließlich die mittels ARTFit erstellte Map getragen. Eine Aussage mit welcher Hörmap der Patient besser hört, kann aufgrund der inkongruenten Ergebnisse der Testungen nicht eindeutig bestimmt werden.

Patient 9 zeigte ein maximales Einsilberverständnis mit der klassischen Map von 20 % bei 65 dB und mit der ARTFit basierten Hörmap von 60 % bei 65 dB (s. Tabelle 24). Ein fünfzigprozentiges Zahlenverständnis war nur mittels der ARTFit basierten Hörmap möglich und lag bei 44 dB. Aufgrund eingeschränkter Deutschkenntnisse war die Anpassung mittels klassischer Hörmap erschwert, sodass der Patient ausschließlich mit der

mittels ARTFit erstellten Hörmap gehört hat und hiermit in den Hörtest einen besseren Hörerfolg erzielte.

Wie in Tabelle 24 zu sehen, wies Patient 10 ein maximales Einsilberverständnis mit der klassischen Hörmap sowie der ARTFit basierten Hörmap von 90 % bei 65 dB auf. Bei 55 dB ergab sich mit der klassischen Hörmap ein maximales Einsilberverständnis von 90 % und mit der ARTFit basierten Hörmap von 30 %. Bezogen auf das fünfzigprozentige Zahlenverständnis zeigt sich dieses mit der klassischen Hörmap bei 30 dB und mit der ARTFit Hörmap bei 39 dB. Somit ergab sich 6 Monate nach Erstanpassung des CI ein besserer Hörerfolg mit der klassischen subjektiv erstellten Hörmap. Wird die Tragedauer der Hörmaps betrachtet, hat er zunehmend mit der klassische erstellten Map gehört und zum 6 Monatstermin 88 % der Zeit die klassische Map genutzt.

Bei Patient 14 ergab sich ein maximales Einsilberverständnis mit der klassischen Map von 90 % bei 65 dB und mit der ARTFit Map von 65 % bei 65 dB (s. Tabelle 24). Der Patient nutzte von Anfang an ausschließlich die klassische Hörmap.

Bei Patient 15 ergab sich ein maximales Einsilberverständnis mit der klassischen Hörmap von 100 % bei 65 dB und mit der ARTFit Hörmap von 45 % bei 65 dB. Im Freiburger Zahlentest ergab sich ein fünfzigprozentiges Zahlenverständnis mit der klassischen Hörmap bei 26 dB und mit der ARTFit Hörmap bei 30 dB (s. Tabelle 24). Der Patient nutzte von Anfang an ausschließlich die klassische Hörmap und erreichte damit die bessere Sprachverständlichkeit.

Tabelle 24 zeigt, dass Patient 17 ein maximales Einsilberverständnis mit der klassischen Hörmap von 30 % bei 65 dB und mit der ARTFit basierten Hörmap, von 40 % bei 65 dB hat. Das fünfzigprozentige Zahlenverständnis mit der klassischen Hörmap lag bei 36 dB und mit der ARTFit Hörmap bei 38 dB. Somit wird ein besseres Einsilberverständnis mit der ARTFit basierten Hörmap erreicht und das bessere Zahlenverstehen mit der klassischen Map. Es ergaben sich im Freiburger Sprachtest dementsprechend nur geringe Hörunterschiede mit beiden Maps und keine Map zeigte sich überlegen der anderen gegenüber bezogen auf den Hörerfolg. Der Patient nutzte nach Erstanpassung zunächst die klassisch erstellte Hörmap und wechselte dann ab dem 1 Monatstermin auf die mittels ARTFit erstellte Hörmap.

Bei Patient 20 ergab sich ein maximales Einsilberverständnis mit der klassischen Hörmap von 55 % bei 65 dB und mit der ARTFit Hörmap von 25 % bei 65 dB (s. Tabelle 24). Ab

der dritten Woche nach Erstanpassung nutzte der Patient ausschließlich die klassische Hörmap.

Patient 21 erreichte wie in Tabelle 24 zu sehen, in der Hörtestung ein maximales Einsilberversständnis mit der klassischen Hörmap von 70 % bei 65 dB und mit der ARTFit basierten Hörmap von 10 % bei 65 dB. Er erreichte ein fünfzigprozentiges Zahlenverständnis mit der klassischen Hörmap bei 39 dB und mit der ARTFit Hörmap bei 51 dB. Es zeigt sich also ein besseres Sprachverstehen im Freiburgersprachtest mit der klassischen Hörmap. Diese hat der Patient auch ab Woche 2 nach Erstanpassung ausschließlich genutzt.

### 3.4.3 Vergleich des Hörerfolgs 6 Monate nach Erstanpassung anhand des OLSA

Aufgrund der sehr geringen Datenlage, kann hier lediglich eine deskriptive Auswertung erfolgen. Lediglich bei 2 Patienten wurde ein OLSA mit beiden Hörmaps (der klassisch erstellten subjektiven sowie der mittels ARTFit erstellten Hörmap) durchgeführt.

Patient 14 erhielt einen Implantatwechsel und war auf dem Ohr seit 24 Jahren mit einem CI versorgt. Der Patient nutzte seit der Erstanpassung ausschließlich die klassisch erstellte Map. Im OLSA zeigte sich eine fünfzigprozentige Satzverständlichkeit im Störgeräusch bei - 3,1 dB mittels der klassischen Hörmap und bei - 0,8 dB bei der mittels ARTFit erstellten Hörmap.

Bei Patient 8, zeigte sich eine fünfzigprozentige Satzverständlichkeit im Störgeräusch bei + 0,9 dB mittels der ARTFit Messung und bei + 1,6 dB bei der mittels klassisch erstellten Hörmap. Dieser Patient trug zu geringen Anteilen die klassisch erstellte Hörmap und zum größten Anteil eine mittels ARTFit erstellte Hörmap (nach Erstanpassung Nutzung der klassischen Hörmap, zwischen dem 1 Monats- und 3 Monatstermin tragen der ARTFit Hörmap, zwischen dem 3 Monats- und 6 Monatstermin tragen beider Map zu gleichen Teilen).

Beide Patienten zeigten also ein besseres Sprachverstehen im OLSA mittels der meist getragenen Hörmap.

## 4. Diskussion

Wie eine Studie von Wathour et al. 2021 offenlegt, zeigen sich erhebliche Unterschiede zwischen den Zentren und den Anpassern innerhalb eines Zentrums bei der CI-Anpassung, die auf einen Mangel an Richtlinien basiert. Vaerenberg et al. (2014) nahmen ebenfalls an, dass es viele individuelle Unterschiede in der Anpassung gibt. Auch in deren Ergebnissen zeigte sich, dass objektive Maßnahmen als Grundlage für eine Hörmap bislang eine untergeordnete Rolle spielen. Zum derzeitigen Zeitpunkt erfolgt die CI-Anpassung nach Implantation durch einen geschulten Audiologen. Dieser legt die Verhaltensschwellen und MCL-Werte basierend auf dem subjektiven Feedback der Person fest, die das CI verwendet. Dies ist ein zeitaufwendiges Verfahren und kann eine herausfordernde Aufgabe sein, vor allem wenn die Person kein zuverlässiges und reproduzierbares, insbesondere verbales, Feedback geben kann.

Objektive Maßnahmen wie die Nutzung der ECAP-Schwellen wurden vorgeschlagen, um den Anpassungsprozess in solchen Fällen zu unterstützen (Alvarez et al., 2010, de Vos et al., 2018). Hierfür wurde im Rahmen der Weiterentwicklung einer automatisierten Anpassung von MED-EL® das Softwareprogramm MAESTRO 7.0 ergänzt. Mittels der ARTFit Messung kann auf Grundlage der ECAPs eine Hörmap generiert und präzise interpoliert werden.

Der Nutzen einer automatisierten Anpassung mittels der ECAP-Schwellen ist in der Literatur umstritten. Auf der einen Seite wurde bereits eine schwache Korrelationen zwischen der ECAP-Schwelle und den klassisch ermittelten MCL Schwellen dokumentiert (Gärtner et al., 2022, Zarowski et al., 2020) und den ECAPs eine nützliche Rolle bei der Vorhersage der Verhaltensschwelle und der Komfortwerte bei vorsprachlichen Kindern zugesprochen (Allam and Eldegwi, 2019). Auf der anderen Seite gibt es jedoch noch keinen eindeutigen Konsens über die Validität solcher Verfahren und auch in der Metaanalyse von de Vos et al. konnten nur schwache Beweise für die geeignete Verwendung von ECAP Daten als Grundlage für die Anpassung von CI gefunden werden (de Vos et al., 2018).

In dieser Studie wurde untersucht, inwieweit die automatische Anpassung mittels einer ARTFit basierten Hörmap mit der klassischen Anpassungsmethode korreliert und wie sich der Hörerfolg nach Eingewöhnung unterscheidet.



In Bezug auf die anfängliche Frage inwieweit eine durch ARTFit erstellte Hörmap mit einer klassischen klinisch erstellten Map übereinstimmt, lässt sich feststellen, dass im Vergleich aller drei Messkonditionen (AutoART, ARTFit, klassische-subjektive Messung), vor allem 1 Monat nach Erstanpassung die ARTFit Messung ein gutes automatisiertes Verfahren zur CI-Anpassung darstellt. Bekräftigt wird diese Beobachtung durch eine vergleichsweise geringe Streuung der Werte in beiden Messmethoden und keinen darstellbaren signifikanten Unterschieden.

Anfänglich, zum Zeitpunkt der Erstanpassung, unterschätzt die ARTFit Messung die Stromstärken, die durch die klassisch erstellte Anpassung ermittelt wurden. Zu erklären ist das, da der Patient bei der automatischen Messung nicht die Kontrolle über jede einzelne Elektrode hat und dieser durch einen zu lauten und damit subjektiv als unangenehm wahrgenommenen Ton, nicht überfordert werden soll.

Anders als in der Studie von Gärtner et al. (2022), wo keiner der MCL-Werte der ARTFit Messung die MCL-Werte der klassischen Messung übersteigt, wobei die bis dahin stattgefundenene Tragedauer des CI unbekannt ist, sowie die verglichenen Werte vor Feinanpassung verglichen wurden, überschätzt die ARTFit Messung in der hier vorliegenden Studie die klassisch ermittelten Werte 3 Monate nach Hörgewöhnung, da die Lautstärke höhergestellt wurde, um so ein besseren Höreindruck zu vermitteln. Mit einer globalen Anhebung der MCL auf Basis der ARTFit Messung fehlt jedoch die Frequenzspezifität. Keine dieser Messungen zeigt signifikante Unterschiede. Aufgrund der großen Streuung der Werte ist bei einem größeren Patientenkollektiv zu erwarten, dass sich beide Messungen angleichen würden.

Am Ende des Untersuchungszeitraumes, also nach 6 Monaten, gleichen sich die Stromstärken beider Messmethoden in den apikalen und medialen Elektroden wieder an. Lediglich in den basalen Elektroden zeigen sich unterschätzte Werte in den MCL der ARTFit Messung. Die Anpassung der Elektroden für hohe Töne stellt erfahrungsgemäß generell eine Schwierigkeit dar, da diese Frequenzen von den Trägern vor der Implantation lange nicht gehört wurden, und somit häufig postoperativ Unbehagen bei hoher Lautstärke auslösen. Eine mögliche Ursache in den niedrigeren Stromstärken der ARTFit Messung kann also ein frühzeitiges Abbrechen der Messung durch den Patienten aufgrund eines unangenehmen Höreindrucks sein.

Werden die Stromstärken beider automatischen Messungen (AutoART und ARTFit) miteinander verglichen, zeigt sich, dass die AutoART im Vergleich zu der darauf aufbauenden ARTFit an allen Zeiten der Studie niedrigere Stromstärken aufweist. Dies ist erklärbar dadurch, dass durch die AutoART nur die erste Nervenantwort auf den Stromimpuls gemessen wird. Dadurch wird lediglich ein Höreindruck erzeugt, die Stromstärke reicht für ein Hörverstehen jedoch nicht aus.

Werden die Zusammenhänge der intraoperativ bestimmten ECAP-Schwellen mit den AutoART Messungen zu späteren Untersuchungszeitpunkten nach Aktivierung des CI verglichen, zeigen sich kaum Zusammenhänge zwischen den Elektroden zu den verschiedenen Zeitpunkten. Bedingt ist dies dadurch, dass der Hörnerv sich physiologisch über die Zeit an den Stromimpuls gewöhnt und die Reizantwort später auftritt. Zhang et al. (2013) haben gezeigt, dass sich ECAP-Werte in ihrer Amplitude bei Wiederholen von Stimuli individuell adaptieren. Lai et al. (2004) publizierte hingegen konstant bleibende ECAP-Schwellen mit der Einschränkung, dass innerhalb der ersten 15 Monate nach Operation größere Schwankungen auftreten können. Da die hier vorliegende Studie innerhalb der von Lai et al beschriebenen 15 Monate stattfindet, ist die Schwankung der ECAP-Werte bei AutoART und ARTFit damit zu erklären.

Hingegen zeigen sich innerhalb der klassisch-subjektiv erstellten Map zu allen Zeitpunkten signifikante Zusammenhänge. Da der Patient selbst für die Einstellung der einzelnen Elektroden verantwortlich ist, war dies auch zu erwarten.

Wird die ARTFit Messung untereinander auf die zu den verschiedenen postoperativ durchgeführten Messzeitpunkten auf ihre Zusammenhänge geprüft, zeigen sich vor allem bei Erstanpassung, nach 1 und nach 3 Monaten signifikante Zusammenhänge. Bei dieser Messkondition wird anfänglich vor allem die Lautstärke angepasst, um einen ausreichenden Höreindruck zu vermitteln. Erst zu einem späteren Zeitpunkt wird die Feinjustierung der einzelnen Elektroden begonnen, sodass dann die Zusammenhänge aufgrund der Individualität jedes Patienten verloren gehen.

Auch zeigen sich fast ausnahmslos signifikante Zusammenhänge zwischen den MCL-Schwellen der ARTFit Messung und den klassischen-subjektiv ermittelten MCL-Schwellen. Dies scheint ein gutes Anzeichen zu sein, dass die neue Anpassungssoftware ein sinnvoller Parameter zum Einsatz in der CI-Anpassung ist.

Wie auch in anderen Studien, von unter anderem Seyle & Brown (2002) oder Scheperle & Abbas (2015), untersucht, erscheint die Sprachleistung möglicherweise ein besserer Ergebnisindikator für die Beurteilung der Nützlichkeit einer ECAP-basierten Anpassung als verhaltensbezogene MCL-Werte. Diese Studien legen nahe, dass die Sprachwahrnehmung, obwohl sie subjektiv ist, direkter mit der Hörqualität bei CI-Trägern zusammenhängt als mit den Anpassungsniveaus.

Daher war ein Ziel dieser Studie den Hörerfolg 6 Monate nach Erstanpassung zwischen einer mittels ARTFit erstellten Hörmap und einer klassisch erstellten Hörmap zu vergleichen. Die Sprachverständlichkeitstests, wie anfangs gedacht, ohne Hörgewöhnung durchzuführen, zeigte sich in der klinischen Routine als nicht praktikabel. Da die Patienten meist mit einer einzelnen Hörmap trainierten, fand so eine Gewöhnung mit der präferierten Map statt. Am Tag der erneuten Messungen und Anpassungen der Hörmaps, veränderten sich die klassischen subjektiv erstellten Hörmaps wenig, so dass hier erwartet wurde einen Bias in den Hörtestungen zu sehen.

Leider waren hier aufgrund der zu geringen Datenlage keine Berechnungen möglich.

Grundsätzlich zeigt sich jedoch, dass die Patienten nach einer Hörgewöhnung die subjektive Map bevorzugen und bessere Hörerfolge mit der Map erzielten, die länger getragen wurde. Da der Hörerfolg zu einem wesentlichen Anteil durch das Trainieren mit einer spezifischen Map beeinflusst wird, entsprechen die Ergebnisse den Erwartungen.

Diese Beobachtung deckt sich mit der von Gärtner et al. (2022), in denen zwar Kinder unabhängig von der verwendeten Hörmap (ARTFit oder klassisch erstellte Map) gleichgute Hörergebnisse aufweisen, Erwachsene die besten Hörergebnisse mit der von ihnen bekannten klinisch erstellen Hörmap erzielten.

Nach Erstanpassung ist es essenziell in Nachuntersuchungen die Map-Parameter individuell einzustellen, um den einzelnen Bedürfnissen der Patienten gerecht zu werden. Wie auch schon in der Studie von Gärtner et al. (2022) beschrieben, kann daher eine allein durch ARTFit erstellte Map diese individuell notwendige Anpassung anhand von subjektivem Feedback nicht ersetzen.

Zudem liegt der Hörerfolg am individuellen Fitting. Wie auch im Rahmen unserer Studie hat jeder Audiologie seine eigenen Methoden bei der Anpassung, es entstehen interne Varianzen, aber auch Varianzen zwischen den verschiedenen Zentren aufgrund einer aktuell fehlenden Standardisierung bei der CI-Anpassung (Wathour et al., 2021).

In unserer Studie konnten bezüglich des Vergleichs des Hörerfolgs nach 6 Monaten nur wenig Daten gesammelt werden, da der Großteil der Patienten (18/20) zu diesem Zeitpunkt nur noch die klassische Map getragen haben und ohne Training mit der ARTFit erstellten Map das Hörverstehen zu gering war. Ein OLSA Sprachtest konnte nur bei zwei Patienten durchgeführt werden, da das Hörverstehen bei den anderen Patienten nach 6 Monaten bei den Einsilbern und Zahlen zu gering war.

In der Literatur findet sich als weitere alternative Anpassungsmethode zur klassisch audiologisch basierten Anpassung eine „flat-based Hörmap“. Diese ist, ebenso wie die ARTFit basierte Anpassung, zeitersparend (Gärtner et al., 2022), und kann bei Erstanpassungen oder in schwierigen Anpassungssituationen eingesetzt werden. Die Flatmap muss jedoch bei Folgeterminen einer anschließenden Feinabstimmung unterzogen werden, um die Klangqualität zu verbessern. Die subjektive Hörqualität wurde im Vergleich mit der klassischen Anpassung jedoch als besser beschrieben (Kurz et al., 2019).

Hier ist die ARTFit Messung aufgrund der Individualität und der Möglichkeit die Elektroden an den Höreindruck anzupassen schon einen Schritt voraus.

Zusammenfassend lässt sich festhalten, dass wie unter anderem Seyle und Brown (2002) in einer Studie feststellten, ECAP-basierte MAPs wie die ARTFit, nicht als optimaler Ersatz zur herkömmlichen klassischen CI-Anpassung dienen, sie aber von ausreichender Qualität scheinen, um ein angemessenes Niveau des Sprachverständnisses zu unterstützen, vordergründlich bei Patienten, die aufgrund des Alters oder einer Sprachbarriere kein verbales Feedback geben können. Das deckt sich mit den Ergebnissen unserer Studie, so dass aktuell die Anpassungs-Software MAESTRO 7.0 von MED-EL einen positiven Zugewinn der bislang als Standard verwendeten Anpassung durch einen Audiologen zu bieten scheint. Um weitere Beweise für diese Hypothese zu sammeln, ist es notwendig, weitere Studien mit einem größeren Patientenkollektiv zu untersuchen. In zukünftigen Studien ist es zudem von Relevanz den Hörerfolg als Qualitätsmerkmal in den Vordergrund zu stellen (de Vos et al., 2018).

## 5. Zusammenfassung

Um einen qualitativen Vergleich der neuen automatisierten Anpassungsmethode Auditory Nerve Response Telemetry- (ART) Fit innerhalb der Software MAESTRO 7.0 von MED-EL ® mit der manuellen audiologischen Einzelelektroden-Anpassung anhand des Hör-Sprach-Erfolges von Cochlea Implantat Patienten zu erlangen, wurden verschiedene Fragestellungen untersucht. In Bezug auf die Frage wie gut eine durch ARTFit erstellte Map mit einer klassisch erstellten Map übereinstimmt, zeigte sich, dass die Messwerte nach 1 und 6 Monaten nah beieinanderliegen. Im Hinblick auf die Zusammenhänge zwischen den intraoperativ bestimmten elektrisch evozierten Summenaktionspotential (ECAP) -Schwellen aus der AutoART-Messung und den AutoART-Schwellen, die bei der Erstanpassung sowie 1, 3 und 6 Monate nach Aktivierung des Implantats ermittelt wurden, ließen sich kaum signifikante Zusammenhänge aufzeigen. Dies bedingt sich durch die Eigenschaft der Adaptation der ECAPs bei wiederholenden Stimuli. Hingegen zeigten sich innerhalb der klassisch gemessenen Werte zu allen Zeiten, sowie zwischen den ARTFit Messungen bis auf den 6 Monatstermin, signifikante Zusammenhänge. Auch zeigten sich fast ausnahmslos signifikante Zusammenhänge zwischen den klassisch ermittelten Werten und den Werten der ARTFit Messung, was ein Hinweis darauf ist, dass die neue Software eine gute Alternative bei der Cochlea-Implantat-Anpassung ist. Eine Evaluierung der Hörerfolge mit der mittels ARTFit erstellten Map und der klassisch erstellten Map 6 Monate nach Erstanpassung, zeigt, dass die Patienten nach einer Hörgewöhnung die klassisch ermittelte Map bevorzugen, da die Anpassungsmöglichkeiten vielfältiger und individueller sind. Unabhängig von der subjektiven Präferenz werden bessere Hörerfolge mit der Map erzielt, die länger getragen wurde. Bei Personen, die kein subjektives Feedback geben können und so keine klassische Map erstellt werden kann, erzielt auch das Hören basierend auf einer ARTFit Map eine ausreichende Hörleistung. Die ARTFit kann die Notwendigkeit von subjektivem Verhaltensfeedback während oder nach der Aktivierung des Cochlea Implantats nicht ersetzen. Während der Nachsorgesitzungen passen die Audiologen die Hörmaps jeder Person gemäß subjektivem Feedback an die individuellen Bedürfnisse an. Um weitere Beweise für die anfängliche Hypothese zu sammeln ist es notwendig weitere Studien mit einem größeren Patientenkollektiv zu untersuchen und vor allem den Hörerfolg als Qualitätsmerkmal in den Vordergrund zu stellen.

## Summary

In order to evaluate a qualitative comparison of the new automated fitting software Auditory Nerve Response Telemetry- (ART) Fit within the MAESTRO 7.0 from MED-EL<sup>®</sup> with the classic audiological single electrode fitting based on the hearing-speech success of cochlear implant patients, various questions were examined. One question is how good a ARTFit created map corresponds to a map created in a classical manner. It could be shown that the values at the 1st and 6th month visits are close to each other. The correlation between the intraoperatively determined Evoked Compound Action Potential (ECAP) thresholds from the AutoART measurement and the AutoART thresholds were determined during the initial fitting and 1, 3 and 6 months after activation of the implant. A few significant relationships could be found. This is due to the fact of adapting ECAPs to repetitive stimuli. On the other hand, significant correlations within the classical measurements at all times, as well as between the ARTFit measurements were found, except for the 6-month visits. Almost all values were significantly related, namely the classically determined values as well as the values of the ARTFit measurements. This indicates that the new adjustment method is an alternative for cochlear implant adjustment, especially in non-cooperative patients. An evaluation of the hearing success with the map created by ARTFit and the classically created map 6 months after the initial fitting shows that, after getting used to hearing, the patients prefer the classically determined map because the adaptation options of the classically determined map are more diverse and individual. Independent of individual preferences, better listening results were achieved with the map that was worn longer. For people who cannot give personal feedback and therefore cannot create a classic map, listening based on an ART-Fit map achieves sufficient hearing performance. ARTFit can assist, but not replace the need for personal behavioral feedback during or after cochlear implant activation. During follow-up sessions, audiologists adjust each person's hearing maps to their individual needs based on individual feedback. Due to these promising results, we are encouraged to collect further evidence for our initial hypothesis. Therefore, it is a future goal to perform further studies with a larger patient cohort with a focus on hearing success as a quality feature.

## 6. Literaturverzeichnis

1. ALLAM, A. & ELDEGWI, A. 2019. Efficacy of using NRT thresholds in cochlear implants fitting, in prelingual pediatric patients. *Journal of otology*, 14, 128-135.
2. ALVAREZ, I., DE LA TORRE, A., SAINZ, M., ROLDÁN, C., SCHOESSER, H. & SPITZER, P. 2010. Using evoked compound action potentials to assess activation of electrodes and predict C-levels in the Tempo+ cochlear implant speech processor. *Ear and hearing*, 31, 134-145.
3. BERGER, K., HOCKE, T. & HESSEL, H. 2017. Loudness optimized registration of compound action potential in cochlear implant recipients. *Laryngo-rhino-otologie*, 96, 780-786.
4. BOTROS, A. & PSARROS, C. 2010. Neural response telemetry reconsidered: I. The relevance of ECAP threshold profiles and scaled profiles to cochlear implant fitting. *Ear and Hearing*, 31, 367-379.
5. BOTROS, A., VAN DIJK, B. & KILLIAN, M. 2007. AutoNRT™: An automated system that measures ECAP thresholds with the Nucleus® Freedom™ cochlear implant via machine intelligence. *Artificial Intelligence in Medicine*, 40, 15-28.
6. BROWN, C. J., HUGHES, M. L., LUK, B., ABBAS, P. J., WOLAVER, A. & GERVAIS, J. 2000. The relationship between EAP and EABR thresholds and levels used to program the nucleus 24 speech processor: data from adults. *Ear and hearing*, 21, 151-163.
7. CLEARINGHOUSE, N. I. 2021. *Cochlear Implants* [Online]. National Institute on Deafness and Other Communication Disorders. Available: <https://www.nidcd.nih.gov/health/cochlear-implants> [Accessed 22.01.2023].
8. COHEN, J. 1988. *Statistical power for the behavioural sciences*. Hillsdale. NY: Lawrence Erlbaum.
9. CULLINGTON, H. 2000. Preliminary neural response telemetry results. *British journal of audiology*, 34, 131-140.
10. DE VOS, J. J., BIESHEUVEL, J. D., BRIAIRE, J. J., BOOT, P. S., VAN GENDT, M. J., DEKKERS, O. M., FIOCCO, M. & FRIJNS, J. H. 2018. Use of electrically evoked compound action potentials for cochlear implant fitting: a systematic review. *Ear and hearing*, 39, 401-411.
11. DER DGHNO, P. 2018. Weißbuch: Cochlea-Implantat (CI)-Versorgung. *Präsidium der DGHNO: Bonn, Germany*.
12. FRENI, F., GAZIA, F., SLAVUTSKY, V., PERELLO SCHERDEL, E., NICENBOIM, L., POSADA, R., PORTELLI, D., GALLETTI, B. & GALLETTI, F. 2020. Cochlear implant surgery: endomeatal approach versus posterior tympanotomy. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 17, 4187.
13. GARRIDO, L. C., SCHWARZ, K., LAUSS, K., DE PAULA VERNETTA, C., KONTIDES, A., GOMEZ, M. D., CALVETE, A. G. & CARCELLER, M. A. 2018. Comparison of a Traditional and Novel Evoked Compound Action Potentials Recording Approach and Evoked Auditory Brainstem Responses in Pediatric Cochlear Implants Users. *The Journal of International Advanced Otology*, 14, 353.

14. GÄRTNER, L., BRÄCKER, T., KALS, M., PENNINGER, R. T., BILLINGER-FINKE, M., LENARZ, T. & BÜCHNER, A. 2022. ARTFit—A Quick and Reliable Tool for Performing Initial Fittings in Users of MED-EL Cochlear Implants. *Life*, 12, 269.
15. GÄRTNER, L., LENARZ, T. & BÜCHNER, A. 2018. Fine-grain recordings of the electrically evoked compound action potential amplitude growth function in cochlear implant recipients. *BioMedical Engineering OnLine*, 17, 1-13.
16. GÄRTNER, L., LENARZ, T., JOSEPH, G. & BÜCHNER, A. 2010. Clinical use of a system for the automated recording and analysis of electrically evoked compound action potentials (ECAPs) in cochlear implant patients. *Acta otolaryngologica*, 130, 724-732.
17. GREISIGER, R., SHALLOP, J. K., HOL, P. K., ELLE, O. J. & JABLONSKI, G. E. 2015. Cochlear implantees: Analysis of behavioral and objective measures for a clinical population of various age groups. *Cochlear Implants International*, 16, 1-19.
18. HE, S., TEAGLE, H. F. & BUCHMAN, C. A. 2017. The electrically evoked compound action potential: from laboratory to clinic. *Frontiers in neuroscience*, 11, 339.
19. HOTH, S. & DZIEMBA, O. C. 2017. The role of auditory evoked potentials in the context of cochlear implant provision. *Otology & Neurotology*, 38, e522-e530.
20. KURZ, A., HAGEN, R., VAN DE HEYNING, P. & MERTENS, G. 2019. Flat-based fitting: the evaluation and usefulness of a new strategy-based fitting approach for cochlear implants. *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology*, 276, 3239-3245.
21. LAI, W. K., AKSIT, M., AKDAS, F. & DILLIER, N. 2004. Longitudinal behaviour of neural response telemetry (NRT) data and clinical implications. *International journal of audiology*, 43, 252-263.
22. LEHNHARDT, E. & LASZIG, R. 2001. Praxis der Audiometrie, 8. Aufl., Kap. 15: Zentrale Hördiagnostik. Thieme Verlag, Stuttgart.
23. LENARZ, T. 2017. Cochlear implant—state of the art. *Laryngo-rhino-otologie*, 96, S123-S151.
24. MCKAY, C. M., CHANDAN, K., AKHOUN, I., SICILIANO, C. & KLUK, K. 2013. Can ECAP measures be used for totally objective programming of cochlear implants? *Journal of the Association for Research in Otolaryngology*, 14, 879-890.
25. MOWRY, S. E. & WOODSON, E. 2020. Cochlear Implant Surgery. *JAMA Otolaryngology–Head & Neck Surgery*, 146, 92-92.
26. MROWINSKI, D. & SCHOLZ, G. 2011. *Audiometrie: eine Anleitung für die praktische Hörprüfung ; 13 Tabellen ; mit CD-ROM AUDIOSIM-Lernprogramm für die Tonschwellenaudiometrie mit Vertäubung*, Thieme.
27. NAPLES, J. G. & RUCKENSTEIN, M. J. 2020. Cochlear implant. *Otolaryngologic Clinics of North America*, 53, 87-102.
28. PRENTISS, S. 2013. *The Effect of Electrode Placement on Cochlear Implant Function and Outcomes*. University of Kansas.
29. RADELOFF, A., CEBULLA, M. & SHEHATA-DIELER, W. 2014. Akustisch evozierte Potenziale: Grundlagen und klinische Anwendung. *Laryngo-Rhino-Otologie*, 93, 625-637.



30. SCHAARSCHMIDT, M. 2013. Cochlea-Implantate: Wenn Hörgeräte nicht mehr helfen. *Dtsch Arztebl*, 110, 36-39.
31. SCHEPERLE, R. A. & ABBAS, P. J. 2015. Relationships among peripheral and central electrophysiological measures of spatial and spectral selectivity and speech perception in cochlear implant users. *Ear and hearing*, 36, 441.
32. SEYLE, K. & BROWN, C. J. 2002. Speech perception using maps based on neural response telemetry measures. *Ear and Hearing*, 23, 72S-79S.
33. SMOORENBURG, G. F., WILLEBOER, C. & VAN DIJK, J. E. 2002. Speech perception in nucleus CI24M cochlear implant users with processor settings based on electrically evoked compound action potential thresholds. *Audiology and Neurotology*, 7, 335-347.
34. STÖVER, T., ZEH, R., GÄNGLER, B., PLONTKE, S., OHLIGMACHER, S., DEITMER, T., HUPKA, O., WELKOBORSKY, H., SCHULZ, M. & DELANK, W. 2020. Regional distribution of the cochlear implant (CI) centers in Germany. *Laryngo-Rhino-Otologie*.
35. STRAHL, S., DIERKER, A., SPITZER, P. & SCHWARZ, K. 2018. AutoART– A system for automatic determination of eCAP thresholds. *21. Jahrestagung Der Deutschen Gesellschaft Für Audiologie*.
36. VAERENBERG, B., SMITS, C., DE CEULAER, G., ZIR, E., HARMAN, S., JASPERS, N., TAM, Y., DILLON, M., WESARG, T. & MARTIN-BONNIOT, D. 2014. Cochlear implant programming: a global survey on the state of the art. *The Scientific World Journal*, 2014.
37. VAN DEN ABEELE, T., NOËL-PETROFF, N., AKIN, I., CANER, G., OLGUN, L., GUIRAUD, J., TRUY, E., ATTIAS, J., RAVEH, E. & BELGIN, E. 2012. Multicentre investigation on electrically evoked compound action potential and stapedius reflex: how do these objective measures relate to implant programming parameters? *Cochlear Implants International*, 13, 26-34.
38. VAN DIJK, B., BOTROS, A. M., BATTMER, R.-D., BEGALL, K., DILLIER, N., HEY, M., LAI, W. K., LENARZ, T., LASZIG, R. & MORSNOWSKI, A. 2007. Clinical results of AutoNRT,<sup>TM</sup> a completely automatic ECAP recording system for cochlear implants. *Ear and hearing*, 28, 558-570.
39. WAGENER, K., BRAND, T. & KOLLMEIER, B. 1999. Entwicklung und Evaluation eines Satztests für die deutsche Sprache I-III: Design, Optimierung und Evaluation des Oldenburger Satztests. *Zeitschrift für Audiologie*, 38, 4-15.
40. WALKOWIAK, A., LORENS, A., KOSTEK, B., SKARZYNSKI, H. & POLAK, M. 2010. ESRT, ART, and MCL correlations in experienced paediatric cochlear implant users. *Cochlear Implants International*, 11, 482-484.
41. WALKOWIAK, A., LORENS, A., POLAK, M., KOSTEK, B., SKARZYNSKI, H., SZKIELKOWSKA, A. & SKARZYNSKI, P. H. 2011. Evoked stapedius reflex and compound action potential thresholds versus most comfortable loudness level: assessment of their relation for charge-based fitting strategies in implant users. *ORL*, 73, 189-195.
42. WATHOUR, J., GOVAERTS, P. J. & DEGGOUJ, N. 2021. Variability of fitting parameters across cochlear implant centres. *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology*, 278, 4671-4679.
43. ZAROWSKI, A., CARDINAELE, E., VERMEIREN, A., THEUNEN, T., DE CONINCK, L., THEUWIS, L., SIEBERT, J. & OFFECIERS, F. 2020. Prediction of behavioral T/C levels in cochlear implant patients based upon

- analysis of electrode impedances. *Journal of the American Academy of Audiology*, 31, 674-679.
44. ZHANG, F., BENSON, C., MURPHY, D., BOIAN, M., SCOTT, M., KEITH, R., XIANG, J. & ABBAS, P. 2013. Neural adaptation and behavioral measures of temporal processing and speech perception in cochlear implant recipients. *PLoS one*, 8, e84631.

## 7. Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Lage und Aufbau eines Cochlea Implantats.....	7
Abbildung 2: Vergleich der MCL-Werte der ARTFit Messung und der MCL-Werte der klassischen Messung bei Erstanpassung.....	24
Abbildung 3: Vergleich der MCL-Werte der ARTFit Messung und der MCL-Werte der klassischen Messung nach einem Monat.....	25
Abbildung 4: Vergleich der MCL-Werte der ARTFit Messung und der MCL- Werte der klassischen Messung nach 3 Monaten.....	26
Abbildung 5: Vergleich der MCL-Werte der ARTFit Messung und der MCL- Werte der klassischen Messung nach 6 Monaten.....	28
Abbildung 6: Vergleich der ECAP-Werte Intraoperativ und bei Erstanpassung .....	29
Abbildung 7: Vergleich der ECAP-Werte Intraoperativ und bei Erstanpassung .....	31
Abbildung 8: Vergleich der ECAP-Werte Intraoperativ und nach 3 Monaten .....	32
Abbildung 9: Vergleich der ECAP-Werte Intraoperativ und nach 6 Monaten .....	33
Abbildung 10: Vergleich der ECAP-Werte bei Erstanpassung und nach 1 Monat.....	35
Abbildung 11: Vergleich der ECAP-Werte bei Erstanpassung und nach 3 Monaten ...	36
Abbildung 12: Vergleich der ECAP-Werte bei Erstanpassung und nach 6 Monaten....	37
Abbildung 13: Vergleich der ECAP-Werte nach 1 Monat, nach 3 Monaten und nach 6 Monaten.....	39
Abbildung 14: Vergleich der ECAP-Werte der AutoART Messung und der MCL-Werte der ARTFit Messung beim Zeitpunkt der Erstanpassung .....	41
Abbildung 15: Vergleich der ECAP-Werte der AutoART Messung und der MCL-Werte der ARTFit Messung beim Zeitpunkt nach 1 Monat.....	42
Abbildung 16: Vergleich der ECAP-Werte der AutoART Messung und der MCL-Werte der ARTFit Messung beim Zeitpunkt nach 3 Monaten .....	43
Abbildung 17: Vergleich der MCL-Werte der AutoART Messung und der ARTFit Messung beim Zeitpunkt nach 6 Monaten .....	45
Abbildung 18: Prozentuale Auftragung aller Patienten die über den Verlauf ab Erstanpassung bis 6 Monate danach eine mittels ARTFit ermittelten Hörmap trugen ..	58

## 8. Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Statistische Ergebnisse der MCL-Werte der ARTFit Messung im Vergleich zu den MCL-Werten der klassischen Messung bei Erstanpassung .....	24
Tabelle 2: Statistische Ergebnisse der MCL-Werte der ARTFit Messung im Vergleich zu den MCL-Werten der klassischen Messung zum 1 Monatstermin.....	25
Tabelle 3: Statistische Ergebnisse der MCL-Werte der ARTFit Messung im Vergleich zu den MCL-Werten der klassischen Messung zum 3 Monatstermin.....	26
Tabelle 4: Statistische Ergebnisse der MCL-Werte der ARTFit Messung im Vergleich zu den MCL-Werten der klassischen Messung zum 6 Monatstermin.....	28
Tabelle 5: Statistische Ergebnisse der ECAP-Werte zum Zeitpunkt der Operation und bei Erstanpassung .....	29
Tabelle 6: Statistische Ergebnisse der ECAP-Werte zum Zeitpunkt der Operation nach 1 Monat.....	31
Tabelle 7: Statistische Ergebnisse der ECAP-Werte zum Zeitpunkt der Operation nach 3 Monaten.....	32
Tabelle 8: Statistische Ergebnisse der ECAP-Werte zum Zeitpunkt der Operation nach 6 Monaten.....	34
Tabelle 9: Statistische Ergebnisse der ECAP-Werte zum Zeitpunkt der Erstanpassung und nach 1 Monat .....	35
Tabelle 10: Statistische Ergebnisse der ECAP-Werte zum Zeitpunkt der Erstanpassung und nach 3 Monaten .....	36
Tabelle 11: Statistische Ergebnisse der ECAP-Werte zum Zeitpunkt der Erstanpassung und nach 6 Monaten .....	37
Tabelle 12: Statistische Ergebnisse der ECAP-Werte nach 1 Monat und nach 3 Monaten .....	39
Tabelle 13: Statistische Ergebnisse der ECAP-Werte nach 1 Monat und nach 6 Monaten .....	40
Tabelle 14: Statistische Ergebnisse der ECAP-Werte nach 3 Monaten und nach 6 Monaten.....	40
Tabelle 15: Statistische Ergebnisse der ECAP-Werte der AutoART Messung im Vergleich zu den MCL-Werten der ARTFit Messung bei der Erstanpassung .....	41

Tabelle 16: Statistische Ergebnisse der ECAP-Werte der AutoART Messung im Vergleich zu den MCL-Werten der ARTFit Messung nach 1 Monat .....	42
Tabelle 17: Statistische Ergebnisse der MCL-Werte der AutoART Messung im Vergleich zu den MCL-Werten der ARTFit Messung nach 3 Monaten .....	44
Tabelle 18: Statistische Ergebnisse der MCL-Werte der AutoART Messung im Vergleich zu den MCL-Werten der ARTFit Messung nach 6 Monaten .....	45
Tabelle 19: Korrelation der AutoART Werte einer Elektrode zu den verschiedenen Messzeitpunkten .....	46
Tabelle 20: Korrelation der ARTFit einer Elektrode zu den verschiedenen Messzeitpunkten .....	49
Tabelle 21: Korrelation der klassischen subjektiven Messung einer Elektrode zu den verschiedenen Messzeitpunkten .....	52
Tabelle 22: Korrelation der einzelnen Elektroden der klassischen subjektiven Messung mit den ARTFit Messungen zu den verschiedenen Messzeitpunkten .....	55
Tabelle 23: Ermittelte Werte des Tonschwellenaudiogramms mittels klassischer Hörmap und mittels ARTFit erstellter Hörmap 6 Monate nach Erstanpassung .....	60
Tabelle 24: Ermittelte Werte des Freiburger Sprachtests mittels klassischer Hörmap und mittels ARTFit erstellter Hörmap 6 Monate nach Erstanpassung .....	61

## 9. Abkürzungsverzeichnis

ABK	Aufblähkurve
ART	engl. Auditory Nerve Response Telemetry
BERA	Hirnstammaudiometrie, engl. Brainstem Evoked Response Audiometry
CI	Cochlea Implantat
DPOAE	Distorsionsprodukte otoakustische Emissionen
EEG	Elektroenzephalografie
ECAP	elektrisch evozierte Summenaktionspotentiale, engl. Evoked Compound Action Potential
eSRT	elektrisch evozierte Stapediusreflex-Schwelle, engl. Electric evoked stapedius reflex threshold
FAEP	frühe akustisch evozierte Potentiale
HG	Hörgerät
HL	Hörniveau, engl. Hearing Level
HNO	Hals-Nasen-Ohren
MCL	engl. most comfortable level
OAE	otoakustische Emissionen
OLSA	Oldenburger Satztest
S/N	Signal-Rausch-Abstand
SPL	Schalldruckpegel
STIKO	Ständige Impfkommision
SVS	Sprachverständlichkeitsschwelle
TPOAEs	transitorisch evozierte Emissionen
T-Wert	engl. Threshold
qu	Ladungseinheit

## 10. Anhang

### Anhang 1: Abdruckgenehmigung der Firma MED-EL®



Für:  
Christina Kaiser  
Universitätsklinikum Essen

#### Abdruckgenehmigung

Erteilt von:  
Firma: MED-EL GmbH  
Ansprechpartner: Heiko Dekinger  
Straße: Moosstr. 7  
PLZ / Ort: 82319 Starnberg  
Telefon / Fax:  
E-Mail: heiko.dekinge@medel.de

Ich/Wir sind als Inhaber der entsprechenden Rechte mit der Veröffentlichung der Abbildung(en):

Vgl. Ihre Mail vom 27.06.2022 / Antwort vom 28.06.2022

einverstanden.

Diese Einwilligung gilt ohne zeitliche oder räumliche Einschränkung für die Verwendung in gedruckter Form und in elektronischen Medienformen (CD-ROM, DVD, Internet, Datenbanken, etc.) sowie in allen digitalen Versionen (als E-Book, App, etc.) einschließlich der Verwendung als Titelbild/Cover. Eine eventuelle Bearbeitung des Motivs ist möglich, soweit dies redaktionell erforderlich ist. Das Nutzungsrecht gilt nicht exklusiv und ist nicht übertragbar.

Im Bildnachweis soll die Quelle wie folgt angegeben werden: **MED-EL**

Ort, Datum

Neuss, 29.06.2022

Unterschrift

MED-EL Elektromedizinische  
Geräte  
Deutschland GmbH  
Geschäftsführer:  
Gregor Dittlich, Dipl. Phys.

HRB München 99230  
U.St.-IdNr.: DE 128236252  
Finanzamt Fürstentfeldbruck  
Steuer-Nr.: 117/512/50401

Tel.: 0800 / 077030  
Fax: 08151 / 7703-23  
e-mail: office@medel.de  
web: www.medel.de

Sparkasse München/  
Starnberg  
Konto-Nr.: 518 71 41  
BLZ: 702 501 50

Deutsche Bank  
Konto-Nr.: 5951 512  
BLZ: 700 700 24

## 11. Danksagung

An dieser Stelle möchte ich allen beteiligten Personen danken, die mich bei der Anfertigung der Doktorarbeit unterstützt haben.

Mein besonderer Dank gilt meiner Doktormutter Professor Dr. Arweiler-Harbeck für die ausgezeichnete Betreuung bei der Umsetzung der gesamten Arbeit.

Außerdem möchte ich mich bei Theda Eichler bedanken, die mich auf meinem Weg mit zahlreichen produktiven Gesprächen und Feedback zu Entwürfen begleitet hat.

Stefan Hans danke ich für die konstruktive Beratung im Bereich der Datenauswertung.

Bei den Mitarbeitern des Cochlear Implant Centrums Ruhr unter der Leitung von Heike Bagus möchte ich mich für die Kooperation und den Datenaustausch bedanken.

Meinen Ehemann Matthias Kaiser danke ich für seine Ermutigungen und Zusprüche beim Anfertigen dieser Doktorarbeit.

Meinen Eltern Dr. Rolf und Dorothea Kaiser danke ich für ihr stets offenes Ohr und ihre jahrelange Unterstützung.



## 12. Lebenslauf

Der Lebenslauf ist in der Online-Version aus Gründen des Datenschutzes nicht enthalten.