

Faktoren, die das Ergebnis der Cochlea-Implantat-Versorgung beeinflussen: Besteht ein Zusammenhang zwischen Elektroden-Einführwinkel/Frequenzversatz und Einsilberverstehen?

Zusammenfassung

Hintergrund: Cochlea-Implantate (CI) kommen bei der Wiederherstellung des Hörvermögens von schwerhörigen und tauben Patienten zum Einsatz. Dabei können nicht immer zufriedenstellende Hörergebnisse erreicht werden. Mögliche Einflussfaktoren werden in der Literatur diskutiert, sind jedoch nicht vollständig geklärt. In der vorliegenden Studie wurden anhand eines umfassenden Patientenkollektivs mit fünf verschiedenen Elektrodenträgern der Einfluss des Einführwinkels (angular insertion depth (AID)) sowie die Auswirkungen des Frequenzversatzes (FV) auf das Sprachverstehen (SV) analysiert.

Methodik: N=101 Implantat-Fälle wurden in die Studie eingeschlossen. Es wurden Elektroden-Insertionen der folgenden Implantate untersucht: N=43 Synchrony-Implantate (MED-EL, Innsbruck, Österreich) mit Elektroden FLEX26 und FLEX28 sowie N=58 Nucleus-Implantate (COCHLEAR, Macquarie, Australien) mit Elektroden PRECURVED, STRAIGHT und CONTOUR SLIM. Mittels Otoplan V3.0 (CASCINATION, Bern, Schweiz) wurden postoperative CT-Datensätze zur Bestimmung der Elektrodenpositionen analysiert. Anschließend wurden die tonotope Frequenzzuordnung und der FV ausgewertet. Das postoperative SV wurde für alle Patienten mit dem Freiburger Einsilbertest in Ruhe (EV) nach durchschnittlich 12,2±5,9 Monaten ermittelt.

Ergebnisse: Die mittlere CDL (Cochlear Duct Length) betrug 35,8±3,1 mm (N=101). Die AID-Werte zeigten folgende Ergebnisse: PRECURVED 329,4±39,7° (N=34), STRAIGHT 344,2±34,4° (N=9), CONTOUR SLIM 394,3±37,3° (N=10), FLEX26 496,3±45,0° (N=10) und FLEX28 554,8±49,3° (N=33). Der größte FV zeigte sich unabhängig vom Elektrodentyp an der apikalsten Elektrode. Bei zusammenfassender Auswertung unabhängig vom Hersteller erreichte die Fallgruppe mit AID 400–450° (N=9) mit 80% das beste SV.

Schlussfolgerung: Die Nutzung von Otoplan V3.0 in der klinischen Praxis zur Bestimmung von CDL und AID stellte sich als praktikabel heraus. Es konnte kein signifikanter Zusammenhang zwischen FV und EV festgestellt werden, ebenso wenig wie zwischen AID und EV. Die Ergebnisse legen nahe, dass der FV keinen nennenswerten Einfluss auf das SV hat.

Schlüsselwörter: Cochlea-Implantat, Frequenzversatz, Sprachverstehen, Einführwinkel, Tonotopie

Emily Gooss¹

Uwe Baumann¹

¹ Klinik für HNO-Heilkunde,
Goethe-Universität Frankfurt,
Universitätsklinikum
Frankfurt a.M., Deutschland

1 Einleitung

Mehrkanal-Cochlea-Implantate (CI) sind seit den 1980er Jahren kommerziell verfügbar und ermöglichen die Wiederherstellung des Hörvermögens von schwerhörigen und tauben Patienten [34]. Aktuelle CI-Systeme bestehen aus einem internen Stimulator mit Elektrodenträger sowie einem externen Audioprozessor, welcher Schallwellen in elektrische Signale umgewandelt an eine Empfangsspule

induktiv überträgt. Der Stimulator erzeugt mithilfe des in die Cochlea eingebrachten Elektrodenträgers elektrische Reize zur direkten Stimulation des Hörnervs, wodurch es bei implantierten Patienten zu einem Höreindruck kommt [9]. Trotz weitgehender Erfolge der CI-Rehabilitation können nicht immer zufriedenstellende Hörergebnisse erreicht werden, insbesondere bei ungünstigen akustischen Bedingungen erreichen viele CI-Patienten kein zufriedenstellendes Sprachverstehen (SV) [23]. Der Musik-

genuss wird auch nach langer Gewöhnungszeit an das Hören mit CI vielfach als unzureichend beschrieben [4]. Ein wesentlicher Bestandteil der aktuellen Forschung im Bereich CI ist der Zusammenhang von Sprachverständlichkeit, subjektiver Hörqualität und der Insertionstiefe, bzw. dem Insertionswinkel des CI-Elektrodenträgers, resp. des apikalen Abschnitts des Elektrodenträgers. Eine weitere Forschungsfrage untersucht, ob ein geringerer Frequenzversatz (engl. *frequency mismatch/frequency shift* (FV)) zwischen der Tonotopie der Basilarmembran und der durch Elektrodenlage und Fitting-Einstellung (Frequenzzuordnung) vorgegebenen „Pseudo-Tonotopie“ zu einem besseren SV führt. Die Basilarmembran als zentrale Struktur in der Cochlea trennt den Ductus cochlearis (Scala media) von der Scala tympani, und dient als Basis für das Corti-Organ (engl. *organ of corti* (OC)), welches die sensorischen Haarzellen enthält. Die Membran zeigt eine graduelle Veränderung ihrer Breite entlang ihrer Länge: Sie ist an der Basis der Cochlea schmal und wird zum Apex hin breiter. Diese anatomische Variation korreliert mit der Funktion der Membran, da tiefe Töne im breiteren apikalen Bereich abgebildet werden und hohe Töne am schmalen basalen Teil der Cochlea. Mit Hilfe einer 1961 von Greenwood [14] entwickelten Formel lässt sich die Ortsfrequenz in Abhängigkeit vom Abstand zum runden Fenster beschreiben. Der Frequenzbereich ist dabei logarithmisch entlang des OC verteilt. Maßgeblich für das Hörergebnis bei CI-Patienten könnte der FV sein, der sich aus der Differenz zwischen der zugewiesenen Mittenfrequenz eines spezifischen Elektrodenfrequenzbands und der tatsächlichen Ortsfrequenz ergibt. Zur genaueren Beschreibung der Zuordnung der Elektrodenposition zum stimulierten Frequenzbereich wird vielfach auf das von Stakhovskaya et al. [31] entwickelte Modell zurückgegriffen. Hierbei wird unterschieden zwischen einer Stimulation nahe des Spiralganglions (SG) oder einer Stimulation nahe der Haarsinneszellen am Cortischen Organ. Aktuelle Studien haben gezeigt, dass die Länge des humanen Ductus Cochlearis (engl. *cochlear duct length* (CDL)) [5], [11], [12], der Einführwinkel der apikalsten Elektrode (engl. *angular insertion depth* (AID)) [5], [16], [19] sowie Form und Länge des Elektrodenträgers [19] Einfluss auf den FV nehmen. Canfarotta et al. [5] untersuchten zwei verschieden lange Elektrodenträger des Herstellers MED-EL (Innsbruck, Österreich) und ermittelten eine durchschnittliche AID von 428° für 24 mm lange Elektroden (FLEX24) und 558° für 28 mm lange Elektroden (FLEX28). Das SV wurde nach 1,3 und 6 Monaten gemessen. Nach Ausschluss von stark vom Mittelwert abweichenden Daten („Ausreißern“) war keine signifikante Korrelation zwischen FV und SV festzustellen. Mertens et al. [25] bestimmten für die apikalste Elektrode des FLEX28-Trägers einen FV von 17 Halbtönen im Mittelwert zu höheren Frequenzen. Ebenso wie bei Canfarotta et al. [5] konnte kein Zusammenhang zwischen FV und SV ermittelt werden. Landsberger et al. [19] stellten fest, dass längere Elektrodenträger (FLEX28) im Stimulationsbereich für Frequenzen unter 650 Hz einen geringeren FV zeigten als kürzere Träger (HiFocus 1J und Contour

Advance), während sich bei Frequenzen über 650 Hz keine signifikanten Unterschiede im FV zwischen den Elektrodenträgern ergaben. Dutrieux et al. [11] untersuchten 99 Patienten, die mit 106 FLEX28-Elektrodenträgern versorgt waren und beschrieben signifikante Korrelationen zwischen CDL, AID und FV. Der größte FV zeigte sich an der apikalsten Elektrode. In einer Studie von Chakravorti et al. [7] wurde das SV bei MED-EL- und COCHLEAR-Elektrodenträgern untersucht, wobei Einflussfaktoren wie AID, Geschlecht und CI-Nutzungszeit berücksichtigt wurden. Der FV wurde jedoch nicht als möglicher Einflussfaktor einbezogen und die derzeitige Studienlage lässt keinen klaren Zusammenhang zwischen FV und SV erkennen. Die Bedeutung der Parameter CDL und AID auf das Ergebnis der CI-Rehabilitation erscheint nicht vollständig geklärt. Insbesondere fehlt es an umfassenden Vergleichsstudien, welche die Elektrodenträger unterschiedlicher Hersteller systematisch untersuchen, was eine wesentliche Einschränkung im aktuellen Kenntnisstand darstellt. In der vorliegenden retrospektiven Studie wurden deshalb in einem mit fünf verschiedenen Elektrodentypen (Hersteller: MED-EL und COCHLEAR) versorgten Patientenkollektiv die Parameter CDL, Durchmesser, Breite und Höhe der Cochlea, AID, Frequenzzuordnung, FV und das individuelle Einsilberversprechen nach 12 Monaten (EV) erfasst und auf Zusammenhänge untersucht. Das Testintervall 12 Monate nach der Erstanpassung des CI-Prozessors wurde gewählt, da Studien zeigen, dass sich zum Testintervall nach 24 Monaten nur noch geringe Zuwächse des SV ergeben. Somit kann nach 12 Monaten eine weitgehende Adaptation an den individuellen FV angenommen werden [20], [29], [30]. Im Rahmen des Vergleichs der Elektrodenträger wurde erstmals Otoplan auch für Elektroden des Herstellers COCHLEAR verwendet. Das Hauptziel dieser Forschungsarbeit besteht darin, einen potentiellen Zusammenhang zwischen dem AID, dem damit in Verbindung stehenden FV und dem EV festzustellen. Zusätzlich werden die anderen genannten Parameter miteinander korreliert, um mögliche Zusammenhänge zu beschreiben und somit die Qualität der CI-Versorgung weiter zu verbessern.

2 Material und Methoden

2.1 Patientenkohorte

Eine Abfrage der internen CI-Datenbank der Universitäts-HNO-Klinik Frankfurt ergab im Zeitraum von 2017 bis 2021 N=236 im Erwachsenenalter mit CI versorgte Ohren. Durch Anwendung der Einschlusskriterien „Deutsch als Muttersprache“ und vorhandene post-operative CT-Bilddaten verblieben N=229. Fälle ohne FBE-Testergebnisse (N=6) sowie Fälle mit Hörnervdefekt (N=2) wurden ausgeschlossen. Nach dem Ausschluss von nicht auswertbaren CT-Datensätzen (N=8) und Versorgung mit elektrisch-akustischer oder hybrider Stimulation (N=4) verblieben N=190 CI-versorgte Ohren. Aufgrund zeitlicher Rahmenbedingungen wurde eine Stichprobe von N=101

Fällen ausgewählt. Die Auswahl erfolgte randomisiert durch einen nicht an der Studie beteiligten Mitarbeiter der audiologischen Abteilung der Universitätsklinik Frankfurt. Die gewählte Stichprobengröße wurde näherungsweise als hinreichend erachtet, um eine repräsentative Analyse zu ermöglichen. Es verblieben somit N=101 CI-versorgte Ohren (N=55 weiblich und N=46 männlich; Altersdurchschnitt 57 ± 15 Jahre). Die Ursache der Hörminderung blieb in N=67 Fällen unbekannt. Als bekannte Ursachen zeigten sich ein idiopathischer Hörsturz (N=13), gefolgt von chronisch progredienter Verschlechterung des Hörvermögens (N=6) und kongenitalen Gründen (N=5). Mit jeweils N=3 sind Infektionen und Meningitis ursächlich. Otosklerose, genetische Gründe, Mukopolysaccharidose Typ II und Morbus Menière sind mit jeweils N=1 in der Kohorte vertreten. Die Auswahl der Elektroden wurde nur bei speziellen anatomischen oder pathologischen Voraussetzungen vom Operateur vorgenommen. In allen anderen Fällen lag diese Entscheidung in den Händen des Patienten, der diese im Rahmen eines ausführlichen Beratungsgesprächs getroffen hatte. Die untersuchten Elektrodentyp-Gruppen waren sich hinsichtlich der Faktoren Alter, Geschlecht und Ätiologie homogen.

2.2 Implantate und Elektrodenträger

Insgesamt wurden N=43 Synchrony-Implantate mit den Elektrodenträgern FLEX26, FLEX28 (MED-EL, Innsbruck, Österreich) sowie N=58 Nucleus-Implantate mit den Elektrodenträgern PRECURVED (CI512, CI612), STRAIGHT (CI522, CI622) oder CONTOUR SLIM (CI532, CI632) des Herstellers COCHLEAR (Macquarie, Australien) eingesetzt (Tabelle 1). Deaktivierte Elektrodenkontakte und unvollständig inserierte Elektrodenträger sind in Tabelle 1 nach Elektrodentyp aufgelistet. Elektrodenträger mit vollständiger Insertion wiesen deaktivierte Elektroden wie folgt auf: 5x1, 6x2, 4x3, 1x4 und 1x6 deaktivierte Elektroden. Bei unvollständig inserierten Elektrodenträgern wurden folgende Varianten beobachtet: 2x2, 2x3 und 1x6 deaktivierte Elektroden. Fälle mit unvollständig inserierten Elektrodenträgern (STRAIGHT N=4, PRECURVED N=1) wurden bei den Auswertungen zu AID und FV ausgenommen, um eine Verzerrung der Ergebnisse zu vermeiden.

2.3 CI-Prozessoren und CI-Rehabilitation

Bei MED-EL Nutzern wurden folgende Sprachprozessoren verwendet: SONNET, SONNET 2, SONNET EAS, RONDO 2, RONDO 3. Bei Nutzern von COCHLEAR-Implantaten wurden CP1000, CP950, CP920, CP910, CP810 und KANSO 2 Sprachprozessoren genutzt. Nach der CI-Versorgung wurde allen Patienten eine systematische Rehabilitation verordnet, entweder im Rahmen eines dreibis fünfwöchigen stationären Aufenthalts in einer spezialisierten Rehabilitationseinrichtung oder durch das Absolvieren von 20 ambulanten Rehabilitationseinheiten, die in der Regel innerhalb von 12 Monaten durchgeführt wurden. Die Patienten erhielten nach 3, 6, und 12 Mona-

ten und im Anschluss jährlich Termine zur medizinischen und audiologischen Kontrolle des CI-Systems.

2.4 Analyse der Bilddaten

Die CT-Datensätze wurden aus dem PACS (Picture Archiving and Communication System, GE Healthcare, Frankfurt) des Universitätsklinikums Frankfurt extrahiert und anschließend in das Bilddaten-Rekonstruktionsprogramm Otoplan V3.0 importiert (CASCINATION AG, Bern, Schweiz). Zur Bestimmung der CDL wurden die Schnittbilddaten in allen drei Raumebenen ausgerichtet, um dessen Grenzen sowie die Position des runden Fensters festzulegen. Für die Berechnung kam die elliptisch-zirkuläre Approximationsmethode (engl.: *elliptic-circular approximation* (ECA)) zum Einsatz (Anhang 1, Appendix 1). Die Methode nutzte folgende Gleichung:

$CDL_{LW}(\theta) = p_{BTL}(\theta) * [1,18 * A + 2,69 * B - \sqrt{0,72 * A * B}]$
mit:

θ : Winkel bezogen auf das runde Fenster und das Zentrum (Modiolus) der Cochlea

$CDL_{LW}(\theta)$: Ort an der der lateralen Wand (LW) der Cochlea in Abhängigkeit von θ

A: Durchmesser der Cochlea, gemessen linear von der Mitte des runden Fensters bis zum äußersten Punkt der gegenüberliegenden Seitenwand (nach Escudé et al. [12])

B: Breite der Cochlea, gemessen senkrecht zu A, durch die Modiolus-Achse

p_{BTL} : Konstanten, die für jeden Winkel θ entlang der Cochlea festgelegt wurden

2.5 Bestimmung des Einführwinkels

Die Detektion der Position der Elektroden erfolgte im ersten Ansatz mittels Otoplan V3.0, welche im Anschluss überprüft, und bei Bedarf manuell korrigiert wurden. Zur Bestimmung der AID der einzelnen Elektroden musste die Cochlea gemäß der Beschreibung im vorherigen Abschnitt ausgerichtet werden. Zusätzlich wurde ein Null-Referenzwinkel bestimmt, eine Bezugslinie, die sich vom Mittelpunkt des runden Fensters bis zum Modiolus, dem Zentrum der Cochlea, erstreckt. Die Bestimmung der angularen Position der Elektroden wurde mit dieser Bezugslinie als Referenz im Anschluss aus Otoplan ausgelesen.

2.6 Bestimmung der Elektrodenposition und tonotope Zuordnung

Die tonotope Zuordnung der apikalsten Elektrodenposition (Elektrode 22 bei Nucleus-Implantaten, Elektrode 1 bei Synchrony-Implantaten) wurde für zwei Bezugsebenen innerhalb der Cochlea vorgenommen: Ebene des Corti-Organ (OC) und Ebene des Spiralganglions (SG). Die entsprechenden Angaben zur tonotopen Zuordnung wurden aus der tabellarischen Auflistung in Otoplan übernommen.

Tabelle 1: Verwendete Elektroden mit Häufigkeiten, Elektrodenlänge in mm, Anzahl der Elektrodenträger mit unvollständiger Insertion und Anzahl der Elektrodenträger mit deaktivierten Elektrodenkontakten

Elektrodentyp	Anzahl	Elektrodenlänge [mm] *	Unvollständige Insertion	Deaktivierte Elektroden
PRECURVED	35	15,0	1	10
STRAIGHT	13	19,0	4	8
CONTOUR SLIM	10	14,0	0	0
FLEX26	10	20,9	0	0
FLEX28	33	23,1	0	4
Gesamt	101		5	22

* Elektrodenlänge bezogen auf die Strecke, auf die sich die Elektrodenkontakte verteilen

2.7 Ermittlung der Frequenz-Zuordnung

Für die meisten Patienten der Kohorte lag eine Standard-Frequenz-Zuordnung vor. Die individuelle Frequenz-Zuteilung wurde bei Synchrony-Implantaten durch Betrachtung der zum Zeitpunkt des Sprachtests genutzten Einstellung des CI-Prozessors mithilfe der klinischen Software des Herstellers ermittelt (MAESTRO 9.0, MED-EL, Innsbruck). Der Übertragungs-Frequenzbereich erstreckt sich bei der Standard-Frequenz-Zuordnung von 70 bis 8.500 Hz, welcher sich logarithmisch auf die aktiven 12 Elektroden verteilt [10]. Für die apikalste Elektrode liegt dann eine Mittenfrequenzen von $f_m = 120$ Hz vor. Bei Nucleus-Implantaten erstreckte sich der Standard-Übertragungs-Frequenzbereich von 170 bis 7.200 Hz. Die Standard-Mittenfrequenz liegt an der apikalsten Elektrode bei 242,6 Hz. Bei einigen Patienten wurde eine vom Standard abweichende Frequenz-Zuteilung vorgenommen. Hierbei wurde die Mittenfrequenz der apikalsten Elektrode zu höheren Frequenzen verschoben. Dies betraf bevorzugt FLEX26 und STRAIGHT Elektrodenträger. Unabhängig vom Implantat-Typ wurden extracochleär gelegene Elektrodenkontakte deaktiviert und die Frequenzfilter entsprechend auf die verbliebenen Elektrodenkontakte umverteilt.

2.8 Bestimmung des Frequenzversatzes

Der FV berechnet sich aus der Differenz der über die Einstellung des CI-Prozessors festgelegten Mittenfrequenz des einer Elektrode zugeordneten Frequenzbands und der durch die Lage der Elektrode bestimmten tonotopen Zuordnung. Diese Diskrepanz entsteht, wenn die Zuordnung der Frequenzbänder im Sprachprozessor nicht mit der natürlichen tonotopen Organisation der Cochlea übereinstimmt.

2.9 Postoperatives Sprachverstehen

Die Ergebnisse des Freiburger Einsilbertests in Ruhe wurden für alle Probanden bei einem Freifeld-Präsentationspegel von 65 dB SPL ermittelt. Es wurden überwiegend Daten der Kontrolle 12 Monate nach Erstanpassung für die Auswertung herangezogen. Da in Einzelfällen dieser Kontrolltermin verschoben werden musste (z.B. nach

verzögertem Beginn der Rehabilitation), lag der durchschnittliche Zeitpunkt dieser Kontrolle bei $12,2 \pm 5,9$ Monaten. Alle audiometrischen Messungen wurden in schallisolierten Räumen von IAC Acoustics (Winchester, UK) durchgeführt, die mit klinischen Audiometern Equinox 2.0 (Interacoustics, Middelfart, Dänemark) und Lautsprechern CD 220.3 (Canton Elektronik GmbH, Weilrod) für die Freifeldpräsentation ausgestattet waren. Die Kalibrierung wurde regelmäßig gemäß Herstellerangaben durch einen Kalibrierdienst überprüft. Die Patienten nutzten bei der sprachaudiometrischen Überprüfung die gewohnte Alltagseinstellung ihrer CI-Prozessoren.

2.10 Statistik

Die statistische Analyse wurde mit SPSS Statistics 28.0 (IBM Corporation, Endicott, NY, U.S.A.) durchgeführt. Zur Darstellung der Daten wurden deskriptive Statistiken und Boxplots verwendet. Die Ergebnisse werden als Median $\pm$ Standardabweichung (SD) angegeben. Für Daten, die nicht der Normalverteilung unterliegen, wurde die Spearman-Rangkorrelation angewendet. Paarweise Vergleiche bei unabhängigen Stichproben wurden mit dem Kruskal-Wallis-Test berechnet. Ein p-Wert von $p < 0,05$ wurde als statistisch signifikant angesehen.

3 Ergebnisse

3.1 Cochlea-Parameter

Die ECA-Methode ergab im Mittelwert eine CDL von 35,8 mm ($Md = 36,0$ mm, $N = 101$, $SD = 3,1$) mit einer Spanne von 25,8 bis 46,2 mm. Der mittlere Durchmesser der Cochlea betrug $A = 9,2$ mm ($SD = 0,7$), die Breite $B = 6,8$ mm ($SD = 0,7$) und die Höhe $H = 3,8$ mm ($SD = 0,5$). Eine Korrelation zwischen CDL und der Anzahl deaktivierter Elektroden zeigte sich nicht signifikant ($r = 0,082$, $p = 0,414$).

3.2 Einführwinkel (AID)

Die Auflistung der AID für die apikalste Elektrode, unterteilt nach Elektrodentyp, ist in Tabelle 2 dargestellt. Es zeigte sich ein signifikanter Zusammenhang zwischen

Tabelle 2: Auflistung der Einführwinkel (in Winkelgrad, °) für die apikalste Elektrode, unterteilt nach Elektrodentyp; unvollständig inserierte Elektroden (N=5) ausgenommen; Standardabweichung (SD)

Elektrodentyp	Einführwinkel apikalste Elektrode			
	Mittelwert	Median	SD	N
PRECURVED	329,4	332,3	39,7	34
STRAIGHT	344,2	346,6	34,4	9
CONTOUR SLIM	394,3	398,2	37,3	10
FLEX26	496,3	493,7	45,0	10
FLEX28	554,8	571,9	49,3	33

CDL und AID der apikalsten Elektrode für FLEX28-Nutzer ($r=-0,396$, $p=0,023$) und PRECURVED-Elektroden ($r=-0,481$, $p=0,003$). FLEX26 ($r=-0,576$, $p=0,082$), STRAIGHT ($r=-0,418$, $p=0,156$) und CONTOUR SLIM-Elektroden ($r=-0,539$, $p=0,108$) zeigten keinen signifikanten Zusammenhang.

3.3 Tonotope Zuordnung

Die tonotope Zuordnung abhängig vom Elektrodeninsertionswinkel erfolgte sowohl auf der Ebene des Spiralganglions (SG) als auch auf der Ebene des Corti-Organ (OC) (Abbildung 1).

3.4 Frequenzversatz

Der ermittelte FV in Halbtonschritten ist in Tabelle 3 für die untersuchten Elektroden aufgeführt. Der FV ist für jeden Elektrodentyp am OC größer als am SG.

Ein Kruskal-Wallis-Test zeigt, dass der FV in Halbtonschritten (d.h. Frequenzverhältnis zwei hoch ein Zwölftel pro Halbtonschritt) durch die Art des Elektrodenträgers beeinflusst wird (SG-FV $H=64,060$, $p<0,001$, $df=4$; OC-FV $H=63,991$, $p<0,001$, $df=4$). Anschließend durchgeführte Post-hoc-Tests (Dunn-Bonferroni-Tests) zeigen, dass sich die Elektrodenträger FLEX28 und STRAIGHT ($H=29,470$, $SE=10,367$, $p=0,045$), FLEX28 und PRECURVED ($H=51,348$, $SE=6,787$, $p<0,001$) und FLEX26- und PRECURVED-Elektroden ($H=48,795$, $SE=9,951$, $p<0,001$) signifikant am SG der apikalsten Elektrode unterscheiden. Die Ergebnisse der Varianzanalyse sind in Tab. 5 in Anhang 1, Appendix 2, dargestellt. Die restlichen Vergleiche zeigten keine Signifikanz.

3.5 Einsilberverstehen

Zwischen den verschiedenen Elektrodenträgertypen zeigte sich in Bezug auf das Einsilberverstehen kein signifikanter Unterschied ($H=6,609$, $p=0,158$, $df=4$). Für eine Elektrodentyp-unabhängige Betrachtung wurde der AID der apikalsten Elektrode in 50°-Schritte unterteilt und die Ergebnisse des Freiburger-Einsilbertests mit den entsprechenden AID-Kategorien aufgeschlüsselt (Abbildung 2).

3.6 Korrelationen

Die Ergebnisse des Freiburger-Einsilbertests wurden mit dem FV (bezogen auf OC- und SG-Ebene) der apikalsten Elektrode korreliert. Die Ergebnisse der Rangkorrelation nach Spearman zeigten sich nicht signifikant (SG-FV $r=0,017$, $p=0,867$; OC-FV $r=0,018$, $p=0,859$). Die Korrelation zwischen den Ergebnissen des Freiburger-Einsilbertests und dem Alter der Patienten bei der CI-Versorgung ($r=-0,022$, $p=0,826$), zeigte ebenso wie die zwischen EV und AID der apikalsten Elektrode ($r=-0,048$, $p=0,645$) keine Signifikanz. Ein Vergleich zwischen Patienten mit und ohne deaktivierte Elektrodenkontakte zeigte sich bezüglich EV nicht signifikant ($p=0,351$, $df=1$). Die vorliegende Arbeit hatte zum Ziel, den Einfluss des AID der Elektrodenspitze sowie den Einfluss des FV bei fünf verschiedenen Elektrodenträgern auf das SV an einem großen Patientenkollektiv zu untersuchen. Die Ergebnisse der statistischen Auswertungen legen nahe, dass der FV möglicherweise nicht so entscheidend für das SV von einsilbigen Prüfwörtern ist wie bisher angenommen.

4 Diskussion

4.1 Cochlea-Ductus-Länge (CDL)

Die Bestimmung des Parameters CDL erfolgte mittels des Systems Otoplan Version 3.0 und ergab einen Gesamtmittelwert von 35,8 mm ($N=101$, $SD=3,1$). Die erzielten Ergebnisse zeigen eine gute Übereinstimmung mit den Resultaten einer Meta-Analyse von Koch et al. [17], welche einen vergleichbaren Wert von 35,04 mm (29,7–38,9 mm Spanne) ermittelten. In einer Studie von Dutrieux et al. [11] wurden ausschließlich Patienten mit einer FLEX28-Elektrodenträger-Versorgung untersucht ($N=106$). Die Ermittlung der CDL erfolgte mittels OTOPLAN Version 1.2 und der Alexiades-Formel [1]. Dabei wurde eine CDL von 34,5 mm ermittelt. Die Resultate der hier präsentierten Studie zeigen eine weitgehende Übereinstimmung mit jenen aus der Literatur. Die Analyse von CT-Datensätzen unter Verwendung der in der Software Otoplan implementierten Rekonstruktionsalgorithmen erwies sich somit als geeignete Methode zur Bestimmung der CDL. In Anbetracht der signifikanten Variabilität der CDL erscheint die Auswahl anhand einer zuvor bestimm-

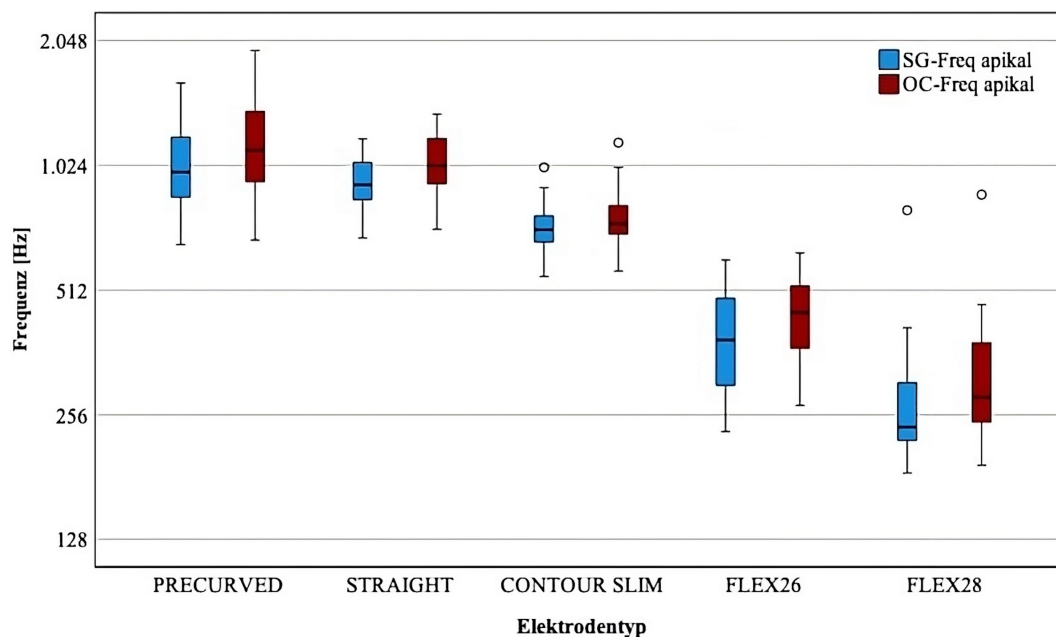


Abbildung 1: Boxplot, tonotopie Zuordnung (in Hz), bestimmt aus dem Elektrodeninsertionswinkel der apikalsten Elektrode für verschiedene Elektrodenträger. SG-Freq (blau): Spiralganglion Ebene, OC-Freq (rot): Organ of Corti Ebene. N-Werte siehe Tabelle 1, unvollständig inserierte Elektroden (N=5) ausgenommen, (Zahlenwerte siehe Tab. 4 in Anhang 1, Appendix 2).

Tabelle 3: Frequenzversatz gemessen in Halbtonschritten für die apikalste Elektrode, differenziert nach SG, OC und Elektrodentyp, FV: Frequenzversatz. Unvollständig inserierte Elektroden (N=5) ausgenommen.

Elektrodentyp	SG FV			OC FV			N
	Mittelwert	Median	SD	Mittelwert	Median	SD	
PRECURVED	24,3	24,3	5,1	26,2	26,1	5,5	25
STRAIGHT	18,8	21,3	9,8	20,5	22,8	10,3	5
CONTOUR SLIM	17,4	18,5	5,8	18,4	19,1	6,1	10
FLEX26	10,9	10,7	12,3	13,3	13,7	11,8	10
FLEX28	12,5	11,9	3,3	15,2	14,8	3,9	29

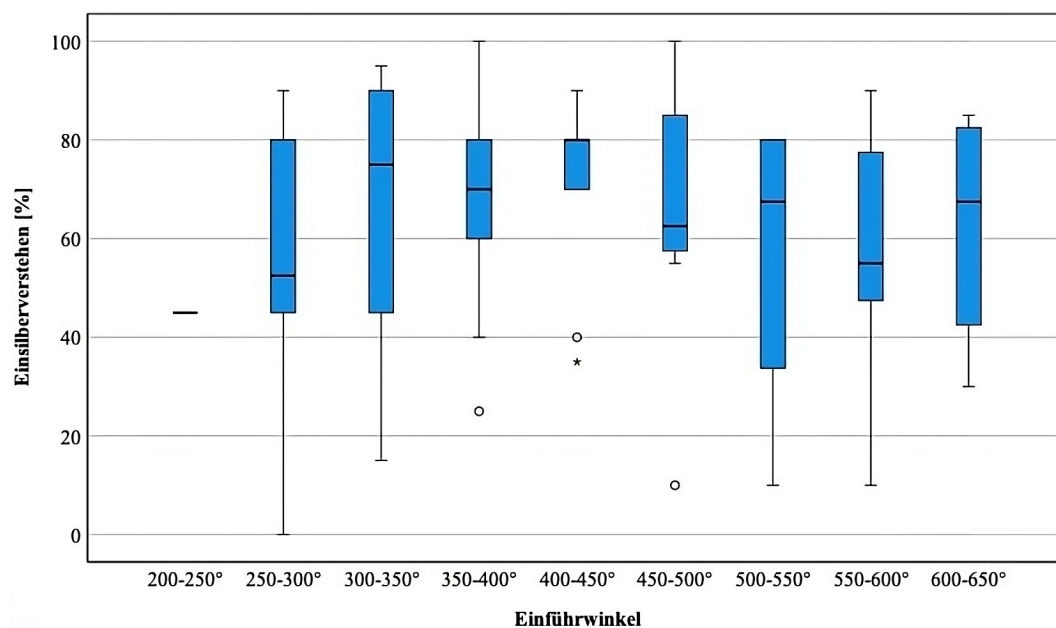


Abbildung 2: Boxplot, Übersicht über gruppierte Einführwinkel der apikalsten Elektrode, Hersteller-unabhängig, Ergebnisse des Freiburger Einsilbertests (%), hier entsprechend der Werte aus Tab. 6 in Anhang 1, Appendix 2, unvollständig inserierte Elektroden (N=5) ausgenommen.

ten individuellen CDL für die Elektrodenträger-Bauform grundsätzlich sinnvoll.

4.2 Beeinflusst eine unvollständige Insertion das Sprachverstehen?

Basal gelegene Elektroden können entweder aufgrund unvollständiger Insertion oder im Rahmen der postoperativen Anpassung des CI-Prozessors aufgrund von unangenehmen Hörempfindungen deaktiviert werden. Es ist zu erwarten, dass eine geringere Größe der Cochlea eine höhere Wahrscheinlichkeit für eine unvollständige Elektrodeninsertion bedingt. Bei der anteilmäßigen Auswertung zeigten sich bei Patienten mit der eher kürzeren STRAIGHT-Elektrode häufiger deaktivierte und unvollständig inserierte Elektroden (Tabelle 1). Als Ursache hierfür könnte das Design dieses Elektrodenträgers mit relativ naher Lage der basalen Elektroden zum runden Fenster diskutiert werden. Heutink et al. [15] untersuchten die Auswirkung von unvollständig inserierten Elektroden auf das SV. Dabei zeigten sich bei 13 Patienten mit unvollständig inserierten PRECURVED- oder STRAIGHT-Elektrodenträgern der Studie keine statistisch signifikanten Unterschiede des SV im Vergleich zu vollständig inserierten Elektroden. Diese Beobachtungen konnten mit den in der hier vorliegenden Studie ermittelten Daten bestätigt werden. Eine unvollständige CI-Implantation sowie die Deaktivierung der Elektroden wiesen in der hier untersuchten Kohorte keine signifikante Auswirkung auf das SV auf und bestätigen die Beobachtungen von Heutink et al. [15].

4.3 Einführwinkel (AID)

Die variierenden AID der einzelnen Elektrodentypen resultieren aus ihren unterschiedlichen Längen und Konturformen. Darüber hinaus sind die individuellen anatomischen Merkmale der Cochlea und die Verteilung der Elektroden entlang der Elektrodenträger zu berücksichtigen. Die PRECURVED-Elektroden (CI512, CI612) weisen eine vorgegebene Krümmung auf. Der AID der apikalsten Elektrode erreicht $332,3^\circ$ ($N=34$, $SD=39,7$) und zeigt damit im Gruppenvergleich den niedrigsten Wert. In einer Studie von Peters et al. [27] wurde ein AID von $307,3^\circ$ für CI512-Elektrodenträger bei einer Patientenzahl von $N=6$ festgestellt. In einer Studie von Canfarotta et al. [6] ergaben $N=7$ PRECURVED-Elektroden einen AID von 364° . Die STRAIGHT-Elektrode (CI522, CI622) resultiert aufgrund der Nähe zur lateralen Wand in einem AID [22] von $346,6^\circ$ ($N=9$, $SD=34,4$). In einer systematischen Literaturübersicht ermittelten Breitsprecher et al. [3] einen etwas größeren AID von 370° für STRAIGHT-Elektroden. Die CONTOUR SLIM-Elektrode ist mit 14 mm (Tabelle 1) die kürzeste unter den untersuchten Elektrodentypen. Das Design dieses Elektrodenträgers ermöglicht durch die enge Anschmiegung an den Modiolus bei gleichzeitig geringer Länge einen großen AID, wodurch ein Wert von $398,2^\circ$ ($N=10$, $SD=37,3$) erzielt wird. Diese Ergebnisse

sind in guter Übereinstimmung mit dem von McJunkin et al. [24] ermittelten durchschnittlichen AID von 406° (Implantatmodell CI532). Die FLEX26-Elektrode zeigte in einer Untersuchung von Ketterer et al. [16] einen durchschnittlichen AID von 517° ($N=15$), der zwar etwas über dem in dieser Studie ermittelten Wert lag ($AID=493,7^\circ$, $N=10$, $SD=45,0$), jedoch aufgrund der großen Streuung der Daten durchaus in den Rahmen der Ergebnisse fällt. Die FLEX28-Elektrode ist die längste unter den hier untersuchten Elektrodenträgern. Der mittlere AID für diese Elektrode lag mit $571,9^\circ$ ($N=33$, $SD=49,3$) etwas über dem von Canfarotta et al. [5] berichteten Wert (558°). Die in früheren Studien von Canfarotta et al. [5], [6], Ketterer et al. [16] und Venail et al. [32] getroffenen Aussagen, wonach längere FLEX28-Elektrodenträger im Vergleich zu FLEX26-Elektroden einen größeren AID aufweisen, konnten durch unsere Untersuchungsergebnisse bestätigt werden. Die von Heutink et al. [15] getroffene Feststellung, dass PRECURVED-Elektroden tiefer in der Cochlea liegen als STRAIGHT-Elektroden, konnte hier nicht bestätigt werden. Ursache hierfür könnte das relativ kleine Patientenkollektiv mit STRAIGHT-Elektroden-Versorgung ($N=9$) sein (PRECURVED-Elektroden $N=34$). Der Einsatz von Otoplan Version 3.0 erwies sich somit auch für Elektroden des Herstellers COCHLEAR als ein geeignetes Werkzeug, um den Parameter AID präzise zu bestimmen.

4.4 Zusammenhang zwischen CDL und AID

Der Zusammenhang zwischen CDL und AID an der apikalsten Elektrode zeigte sich bei FLEX28- und PRECURVED-Elektroden signifikant. Bei FLEX26, STRAIGHT- und CONTOUR SLIM-Elektroden konnte kein signifikanter Zusammenhang nachgewiesen werden. Canfarotta et al. [5] untersuchten den Zusammenhang zwischen CDL und AID bei FLEX-Elektrodenträgern. Dabei zeigte sich ein signifikanter Zusammenhang bei vollständig inserierten Elektrodenträgern ($p<0,05$). Dutrieux et al. [11] konnte bei FLEX28-Elektroden ($N=106$) ebenfalls einen signifikanten Zusammenhang zwischen CDL und AID feststellen. Die stärkste Korrelation fand die Autorin an der apikalsten Elektrode ($p<0,0001$). Die Ergebnisse früherer Studien konnten somit mit den hier vorgestellten Daten zumindest für FLEX-Elektrodenträger bestätigt werden. Das negative Vorzeichen der Korrelation bestätigt, dass größere CDL-Werte wie erwartet eine geringere AID zur Folge haben. Soll eine bestimmte Einführtiefe – gemessen am AID – erreicht werden, ist eine Bestimmung der individuellen CDL empfehlenswert. Allerdings können nach Pietsch et al. [28] sowohl an der lateralen als auch bevorzugt an der modiolaren Wand anatomisch bedingte Variationen der Cochlea auftreten, die dem Erreichen eines den präoperativen Planungen entsprechenden Insertionswinkels entgegenwirken. Auch Breitsprecher et al. [2] stellten bei präoperativen Planungen mittels CT Abweichungen des

AID von 5% fest, was möglicherweise die Verwendung eines Korrekturfaktors erfordert.

4.5 Frequenzversatz

Im Rahmen der vorliegenden Studie wurde für die untersuchten Elektrodenträger ein durchschnittlicher FV in Halbtönen ermittelt. Bei größerer AID wird der FV geringer. Die Korrelationsanalyse zwischen AID und FV zeigte einen stark negativen, hochsignifikanten Zusammenhang ($r=-0,905$, $p<0,001$). Dies erlaubt den Rückschluss, dass der FV bei größerer AID geringer wird. Die mittlere Orts-Frequenz für die apikalste FLEX28-Elektrode liegt etwa 12 Halbtöne über der SG-Frequenz. Diese Abweichungen liegen bei der FLEX26-Elektrode bei etwa 11 Halbtönen, während die CONTOUR SLIM-Elektrode Abweichungen von 18 Halbtönen aufwies. Die Gruppe der STRAIGHT-Elektroden zeigte einen FV von 21 Halbtönen. Dieser sank um etwa 3 Halbtöne, wenn alle Fälle in der Auswertung berücksichtigt wurden. Die PRECURVED-Elektrode zeigt mit 24 Halbtönen den größten FV. Neumayer et al. [26] beobachteten bei FLEX28-Elektroden einen ähnlichen apikalsten FV, während Mertens et al. [25] sogar einen FV von über 17 Halbtönen beschrieben. In Übereinstimmung mit dem in dieser Studie ermittelten Wert berichteten Canfarotta et al. [5] für FLEX28-Elektroden an der apikalsten Elektrode einen ähnlichen FV. Dutrieux et al. [11] beschrieben für FLEX28-Elektroden, bezogen auf die Greenwood Map [13], ebenfalls einen FV von 10–16 Halbtönen an der apikalsten Elektrode. Landsberger et al. [19] ermittelten für kürzere Elektrodenträger (HiFocus 1J und Contour Advance) apikal (unterhalb 650 Hz) einen größeren FV als für längere Elektrodenträger (FLEX28), während sich weiter basalwärts (oberhalb 650 Hz) keine signifikanten Unterschiede im FV zwischen den Elektrodenträgern ergaben. Dieser größere FV für kürzere Elektrodenträger entspricht den Ergebnissen der PRECURVED- und CONTOUR SLIM-Elektroden in dieser Studie. Die Ergebnisse des FV an den apikalsten Elektroden bestätigen die Ergebnisse früherer Studien und lassen den Schluss zu, dass die Länge des Elektrodenträgers den FV beeinflusst und kürzere Elektroden erwartungsgemäß zu einem höheren FV der apikalsten Elektrode führen. Etwas unerwartet zeigte sich eine geringere Abweichung im FV bei der kürzeren FLEX26-Elektrode im Vergleich zu der FLEX28-Elektrode. Dies ist durch Anhebung der tiefsten Übertragungsfrequenz bei Patienten mit residuellen Tieftongehör erklärbar. Bei 6/10 Patienten wurde eine von der Default-Frequenz abweichende Einstellung zu höheren Frequenzen gewählt. Es konnte ein signifikanter Unterschied im FV zwischen den FLEX28- und CONTOUR SLIM-Elektroden nachgewiesen werden. Nach Durchführung der Bonferroni-Korrektur für Mehrfachvergleiche zeigt sich ein Trend zur Signifikanz ($p=0,055$, siehe Tab. 5 in Anhang 1, Appendix 2). Es sei darauf hingewiesen, dass das Patientenkollektiv für die CONTOUR SLIM-Elektroden ($N=10$) kleiner ist als das der FLEX28-Elektroden ($N=33$).

4.6 Zusammenhang zwischen Sprachverstehen und Frequenzversatz

Das Rehabilitationsergebnis der Patienten der vorliegenden Studie wurde mittels der Ergebnisse des Freiburger Einsilbertests nach 12 (± 6) Monaten ermittelt. Die vorliegenden Daten wiesen keinen signifikanten Zusammenhang zwischen FV und EV nach. Es ist denkbar, dass die Adaptation des jeweiligen Probanden an den individuellen FV nach 12 Monaten zum Ausbleiben eines signifikanten Einflusses auf das EV führt. Canfarotta et al. [5], [6] untersuchten den Einfluss des FV bei 1.500 Hz auf das CVC Testergebnis bei FLEXSOFT, FLEX28 und FLEX24 CI-Trägern, die eine rein elektrische Stimulation nutzen ($N=48$). Ein geringerer FV sagte bessere CNC-Ergebnisse nach einem Monat ($r=-0,367$, $p=0,010$), drei Monaten ($r=-0,334$, $p=0,021$) und sechs Monaten ($r=-0,401$, $p=0,005$) voraus. Videhult et al. [33] verglichen das mit CONTOUR SLIM- und PRECURVED-Elektroden erreichte SV und konnten 1 Jahr postoperativ keine signifikanten Unterschiede im SV zwischen den beiden Gruppen feststellen. In einer systematischen Literaturübersicht von Breitsprecher et al. [3] konnte bei sieben Studien kein signifikanter Zusammenhang zwischen AID und Sprachwahrnehmung festgestellt werden. In fünfzehn Studien konnte hingegen eine signifikante Korrelation oder ein positiver Effekt nachgewiesen werden. Eine Studie zeigte zudem einen signifikant negativen Zusammenhang. Chakravorti et al. [7] führten Untersuchungen zu Modellen von MED-EL ($N=50$) sowie zu Modellen von COCHLEAR ($N=120$) durch, wobei sich kein Zusammenhang zwischen dem Parameter AID und dem SV (CNC Words und BKB-SIN) feststellen ließ. Bisher wurden überwiegend längere Elektrodenträger in Bezug auf den Zusammenhang FV und EV untersucht. Lediglich eine Arbeit mit kürzeren Elektrodenträgern (Advanced Bionics) liegt vor [18]. Diese zeigte einen gegenteiligen Effekt, nämlich dass eine Verringerung des FV zu einer Verschlechterung des SV führt. Das Ergebnis des SV nach 12 Monaten zeigt in der hier untersuchten Patientenkohorte in Übereinstimmung mit zahlreichen publizierten Studien keinen statistisch gesicherten Zusammenhang mit dem FV. Schlussfolgernd daraus ergibt sich, dass auch der Parameter AID nicht als entscheidendes Kriterium für das SV betrachtet werden kann.

4.7 Limitationen der Studie

Es ist anzunehmen, dass für die apikalste Elektrode bei vorgeformten Elektrodenträgern eher die „SG“ Lage und bei geraden Elektroden die „OC“ Lage vorherrscht. Eine definierte Lagebestimmung konnte aufgrund der eingeschränkten Auflösung des CT-Scans (Schichtdicke 0,4–1 mm) nicht erfolgen, weshalb beide Angaben aufgeführt werden. Die Beurteilung von Skalenwechseln ist auch wegen des Aufhärtungsartefakts der Platin-Elektroden in der Bildgebung nur sehr eingeschränkt und mit großer Unsicherheit belegt und wurde daher nicht

durchgeführt. Die geringen Fallzahlen der FLEX26- und CONTOUR SLIM-Elektrodenträger könnten die Aussagekraft der Ergebnisse beeinträchtigen. Die unterschiedlichen Abstände zwischen den einzelnen Elektroden bei verschiedenen Elektrodenträgern bergen das Potenzial für Ungenauigkeiten bei der Bestimmung des FV durch Otoplan. Hier könnte bei SSD-Patienten die Durchführung eines individuellen Tönhöhenvergleichs mit dem akustisch hörenden Gegenohr eingesetzt werden, um eine genauere Zuordnung der Filtermittelfrequenz zu erzielen. Weitere durch die Elektroden-Bauform möglicherweise beeinflusste Aspekte wie Klangqualität oder Höranstrengung sowie der Einfluss individueller kognitiver Fähigkeiten auf das SV mit CI und SV im Störgeräusch waren nicht Gegenstand dieser Studie. Psychoakustische Effekte wurden nicht berücksichtigt.

5 Fazit

Die in der vorliegenden Studie erhobenen Daten konnten die in der Literatur berichtigten Werte für CDL und AID für die hier untersuchten Elektrodenträger weitgehend bestätigen. Es konnte ein signifikanter Zusammenhang zwischen CDL und AID für FLEX28- und PRECURVED-Elektroden festgestellt werden. Zudem konnte bestätigt werden, dass längere Elektrodenträger zu größeren AID und geringerem FV an der apikalsten Elektrode führen. Aufgrund der Variationen der Größe der Cochlea könnte eine präoperative Bestimmung der CDL sinnvoll sein, um einen möglichen Einfluss der anatomiebasierten Auswahl des Elektrodenträgers auf den Zeitraum der Akklimatisation an das CI-vermittelte Hören, die Hörqualität für Sprache und Musik, sowie das Sprachverstehen im Störgeräusch zu untersuchen. Es konnten keine signifikanten Zusammenhänge zwischen FV und EV festgestellt werden, ebenso wenig wie zwischen AID und EV. Weiterhin konnte in der untersuchten Patientenkohorte kein signifikanter Unterschied hinsichtlich des SV in Ruhe zwischen Fällen mit unvollständiger Elektrodeninsertion und deaktivierten Elektroden auf der einen Seite und vollständig inserierten Fällen auf der anderen Seite festgestellt werden. Die Ergebnisse legen nahe, dass der FV möglicherweise nicht so entscheidend für das SV von einsilbigen Prüfwörtern ist, wie bisher angenommen.

5.1 Fazit für die Praxis

- Um eine spezifische Insertionstiefe bezüglich des Einführwinkels der apikalsten Elektrode zu erreichen, wird die Bestimmung der individuellen Länge des Ductus cochlearis empfohlen.
- Die Ergebnisse des Freiburger Einsilbertests in Ruhe nach einem Jahr Cochlea-Implantat Rehabilitation weisen keinen statistisch gesicherten Zusammenhang zum Frequenzversatz des apikalsten Elektrodenkanals auf.

5.2 Ausblick

Die Resultate dieser sowie vorangegangener Studien lassen den Schluss zu, dass Unterschiede im SV patientenspezifische Ursachen haben und nicht maßgeblich auf den FV zurückzuführen sind. In künftigen Forschungsarbeiten sollte der Einfluss des FV auf den Zeitraum bis zum Erreichen eines bestmöglichen Ergebnisses im SV untersucht werden. Es ist hierbei zu prüfen, ob die anatomiebasierte Auswahl des Elektrodenträgers schneller zu guten Hörergebnissen führt. Ein kürzlich erschienener Beitrag der Arbeitsgruppe von Dessard et al. [8] zeigte einen direkten Zusammenhang zwischen der Größe des FV und der Adaptationsgeschwindigkeit der Patienten.

Anmerkungen

Ethikvotum

Für die Durchführung der Studie lag ein positives Votum der Ethikkommission des Fachbereichs Medizin der J. W. Goethe-Universität Frankfurt am Main vor (Geschäftsnummer 2022-642).

Interessenkonflikte

Die Autorin und der Autor erklären, dass sie keine Interessenkonflikte im Zusammenhang mit diesem Artikel haben.

Anhänge

Verfügbar unter <https://doi.org/10.3205/zaud000069>

1. zaud000069_Anhang1.pdf (206 KB)
Appendix 1 und 2

Literatur

1. Alexiades G, Dhanasingh A, Jolly C. Method to estimate the complete and two-turn cochlear duct length. *Otol Neurotol*. 2015 Jun;36(5):904-7. DOI: 10.1097/MAO.0000000000000620
2. Breitsprecher T, Mlynski R, Völter C, Van de Heyning P, Van Rompaey V, Dazert S, Weiss NM. Accuracy of Preoperative Cochlear Duct Length Estimation and Angular Insertion Depth Prediction. *Otol Neurotol*. 2023 Sep;44(8):e566-e571. DOI: 10.1097/MAO.0000000000003956
3. Breitsprecher TM, Baumgartner WD, Brown K, Dazert S, Doyle U, Dhanasingh A, Großmann W, Hagen R, Van de Heyning P, Mlynski R, Neudert M, Rajan G, Rak K, Van Rompaey V, Schmutzhard J, Volkenstein S, Völter C, Wimmer W, Zernotti M, Weiss NM. Effect of Cochlear Implant Electrode Insertion Depth on Speech Perception Outcomes: A Systematic Review. *Otol Neurotol Open*. 2023 Dec;3(4):e045. DOI: 10.1097/ONO.0000000000000045
4. Bruns L, Mürbe D, Hahne A. Understanding music with cochlear implants. *Sci Rep*. 2016 Aug;6:32026. DOI: 10.1038/srep32026

5. Canfarotta MW, Dillon MT, Buss E, Pillsbury HC, Brown KD, O'Connell BP. Frequency-to-Place Mismatch: Characterizing Variability and the Influence on Speech Perception Outcomes in Cochlear Implant Recipients. *Ear Hear.* 2020;41(5):1349-61. DOI: 10.1097/AUD.0000000000000864
6. Canfarotta MW, O'Connell BP, Giardina CK, Buss E, Brown KD, Dillon MT, Rooth MA, Pillsbury HC, Buchman CA, Adunka OF, Fitzpatrick DC. Relationship Between Electrocochleography, Angular Insertion Depth, and Cochlear Implant Speech Perception Outcomes. *Ear Hear.* 2021;42(4):941-8. DOI: 10.1097/AUD.0000000000000985
7. Chakravorti S, Noble JH, Gifford RH, Dawant BM, O'Connell BP, Wang J, Labadie RF. Further Evidence of the Relationship Between Cochlear Implant Electrode Positioning and Hearing Outcomes. *Otol Neurotol.* 2019 Jun;40(5):617-24. DOI: 10.1097/MAO.0000000000002204
8. Dessard L, Gersdorff G, Ivanovik N, Zoca-Assadi M, Nopp P, Camby S, Lefebvre PP. Cochlear Implant: Analysis of the Frequency-to-Place Mismatch with the Table-Based Software OTOPLAN® and Its Influence on Hearing Performance. *Audiol Neurotol.* 2024;29(3):239-45. DOI: 10.1159/000535693
9. Dhanasingh A, Hochmair I. Signal processing & audio processors. *Acta Otolaryngol.* 2021 Mar;141(sup1):106-34. DOI: 10.1080/00016489.2021.1888504
10. Drennan WR, Svirsky MA, Fitzgerald MB, Rubinstein JT. Mimicking normal auditory functions with cochlear implant sound processing: past, present and future. In: Waltzman SB, Roland JT, editors. *Cochlear Implants.* New York: Thieme; 2014.
11. Dutrieux N, Quatre R, Péan V, Schmerber S. Correlation Between Cochlear Length, Insertion Angle, and Tonotopic Mismatch for MED-EL FLEX28 Electrode Arrays. *Otol Neurotol.* 2022 Jan;43(1):48-55. DOI: 10.1097/MAO.0000000000003337
12. Escudé B, James C, Deguine O, Cochard N, Eter E, Fraysse B. The size of the cochlea and predictions of insertion depth angles for cochlear implant electrodes. *Audiol Neurotol.* 2006;11 Suppl 1:27-33. DOI: 10.1159/000095611
13. Greenwood DD. Critical bandwidth and consonance: their operational definitions in relation to cochlear nonlinearity and combination tones. *Hear Res.* 1991 Aug;54(2):209-46. DOI: 10.1016/0378-5955(91)90118-s
14. Greenwood DD. Critical bandwidth and the frequency coordinates of the basilar membrane. *J Acoust Soc Am.* 1961;33:1344-56. DOI: 10.1121/1.1908437
15. Heutink F, Verbist BM, van der Woude WJ, Meulman TJ, Briare JJ, Frijns JHM, Vart P, Mylanus EAM, Huinck WJ. Factors Influencing Speech Perception in Adults With a Cochlear Implant. *Ear Hear.* 2021;42(4):949-60. DOI: 10.1097/AUD.0000000000000988
16. Ketterer MC, Aschendorff A, Arndt S, Speck I, Rauch AK, Beck R, Hassepass F. Radiological evaluation of a new straight electrode array compared to its precursors. *Eur Arch Otorhinolaryngol.* 2021 Oct;278(10):3707-14. DOI: 10.1007/s00405-020-06434-5
17. Koch RW, Ladak HM, Elfarnawany M, Agrawal SK. Measuring Cochlear Duct Length - a historical analysis of methods and results. *J Otolaryngol Head Neck Surg.* 2017 Mar;46(1):19. DOI: 10.1186/s40463-017-0194-2
18. Lambriks L, van Hoof M, Debruyne J, Janssen M, Chalupper J, van der Heijden K, Hof J, Hellingman K, Devocht E, George E. Imaging-based frequency mapping for cochlear implants - Evaluated using a daily randomized controlled trial. *Front Neurosci.* 2023;17:1119933. DOI: 10.3389/fnins.2023.1119933
19. Landsberger DM, Svrakic M, Roland JT Jr, Svirsky M. The Relationship Between Insertion Angles, Default Frequency Allocations, and Spiral Ganglion Place Pitch in Cochlear Implants. *Ear Hear.* 2015;36(5):e207-13. DOI: 10.1097/AUD.0000000000000163
20. Lenarz M, Sönmez H, Joseph G, Büchner A, Lenarz T. Long-term performance of cochlear implants in postlingually deafened adults. *Otolaryngol Head Neck Surg.* 2012 Jul;147(1):112-8. DOI: 10.1177/0194599812438041
21. Li H, Helpard L, Ekeroot J, Rohani SA, Zhu N, Rask-Andersen H. Three-dimensional tonotopic mapping of the human cochlea based on synchrotron radiation phase-contrast imaging. *Sci Rep.* 2021;11:4437. DOI: 10.1038/s41598-021-83225-w
22. MacPhail ME, Connell NT, Totten DJ, Gray MT, Pisoni D, Yates CW, Nelson RF. Speech Recognition Outcomes in Adults With Slim Straight and Slim Modiolar Cochlear Implant Electrode Arrays. *Otolaryngol Head Neck Surg.* 2022 May;166(5):943-50. DOI: 10.1177/01945998211036339
23. McCormack A, Fortnum H. Why do people fitted with hearing aids not wear them? *Int J Audiol.* 2013 May;52(5):360-8. DOI: 10.3109/14992027.2013.769066
24. McJunkin JL, Durakovic N, Herzog J, Buchman CA. Early Outcomes With a Slim, Modiolar Cochlear Implant Electrode Array. *Otol Neurotol.* 2018 Jan;39(1):e28-e33. DOI: 10.1097/MAO.0000000000001652
25. Mertens G, Van de Heyning P, Vanderveken O, Topsakal V, Van Rompaey V. The smaller the frequency-to-place mismatch the better the hearing outcomes in cochlear implant recipients? *Eur Arch Otorhinolaryngol.* 2022 Apr;279(4):1875-83. DOI: 10.1007/s00405-021-06899-y
26. Neumayer HL, Adel Y, Baumann U. Radiologische Bestimmung der Position von Cochlea-Implantat-Elektroden und deren Frequenz-Zuordnung nach unterschiedlichen Modellen [Radiological determination of the position of cochlear implant electrodes and their frequency assignment according to different models]. *GMS Z Audiol Audiol Acoust.* 2020;2:Doc02. DOI: 10.3205/zaud000006
27. Peters JPM, Bennink E, van Zanten GA. Comparison of Place-versus-Pitch Mismatch between a Perimodiolar and Lateral Wall Cochlear Implant Electrode Array in Patients with Single-Sided Deafness and a Cochlear Implant. *Audiol Neurotol.* 2019;24(1):38-48. DOI: 10.1159/000499154
28. Pietsch M, Schurzig D, Salcher R, Warnecke A, Erfurt P, Lenarz T, Kral A. Variations in microanatomy of the human modiolus require individualized cochlear implantation. *Sci Rep.* 2022 Mar;12(1):5047. DOI: 10.1038/s41598-022-08731-x
29. Schindela E. Die Cochlea-Implantatversorgung Erwachsener der HNO-Abteilung im Klinikum Großhadern - Retrospektive Auswertung der Ergebnisse [PhD thesis]. Munich: Ludwig-Maximilians-Universität; 2006. DOI: 10.5282/edoc.5706
30. Schroeder A. Bilaterale Cochlea Implantat-Versorgung- Einflussfaktoren und deren Auswirkung auf das postoperative Hörergebnis: eine retrospektive Studie [PhD thesis]. Frankfurt am Main: Johann Wolfgang Goethe-Universität; 2016.
31. Stakhovskaya O, Sridhar D, Bonham BH, Leake PA. Frequency map for the human cochlear spiral ganglion: implications for cochlear implants. *J Assoc Res Otolaryngol.* 2007 Jun;8(2):220-33. DOI: 10.1007/s10162-007-0076-9
32. Venail F, Mathiolon C, Menjot de Champfleury S, Piron JP, Sicard M, Villemus F, Vessigaud MA, Sterkers-Artieres F, Mondain M, Uziel A. Effects of electrode array length on frequency-place mismatch and speech perception with cochlear implants. *Audiol Neurotol.* 2015;20(2):102-11. DOI: 10.1159/000369333

33. Videhult Pierre P, Eklöf M, Smeds H, Asp F. Cochlear Implantation with the CI512 and CI532 Precurved Electrode Arrays: One-Year Speech Recognition and Intraoperative Thresholds of Electrically Evoked Compound Action Potentials. *Audiol Neurotol.* 2019;24(6):299-308. DOI: 10.1159/000504592
34. Zwolan TA, Basura G. Determining Cochlear Implant Candidacy in Adults: Limitations, Expansions, and Opportunities for Improvement. *Semin Hear.* 2021 Nov;42(4):331-41. DOI: 10.1055/s-0041-1739283

Bitte zitieren als

Gooss E, Baumann U. Faktoren, die das Ergebnis der Cochlea-Implantat-Versorgung beeinflussen: Besteht ein Zusammenhang zwischen Elektroden-Einführwinkel/Frequenzversatz und Einsilberverstehen? *GMS Z Audiol (Audiol Acoust).* 2025;7:Doc06. DOI: 10.3205/zaud000069, URN: urn:nbn:de:0183-zaud0000692

Artikel online frei zugänglich unter

<https://doi.org/10.3205/zaud000069>

Veröffentlicht: 14.08.2025

Korrespondenzadresse:

Emily Gooss
Klinik für HNO-Heilkunde, Goethe-Universität Frankfurt,
Universitätsklinikum Frankfurt a.M., Theodor-Stern-Kai 7,
60596 Frankfurt am Main, Deutschland
audiologie@unimedizin-ffm.de

Copyright

©2025 Gooss et al. Dieser Artikel ist ein Open-Access-Artikel und steht unter den Lizenzbedingungen der Creative Commons Attribution 4.0 License (Namensnennung). Lizenz-Angaben siehe <http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>.

Factors that influence the outcome of cochlear implant fitting: Is there a relationship between electrode insertion angle/frequency mismatch and monosyllabic intelligibility?

Abstract

Objective: The objective of this study is to examine the efficacy of cochlear implants (CIs) in restoring hearing in individuals with hearing impairment. Cochlear implants (CI) are medical devices that are used to restore the hearing of patients who are deaf or hard of hearing. Nevertheless, achieving optimal hearing outcomes remains challenging. The existing literature has addressed the potential factors that may influence these outcomes; however, these factors have not been fully elucidated. The present study aims to address this knowledge gap by analyzing the effects of Angular Insertion Depth (AID) and Frequency Mismatch (FMM) on Speech Understanding (SU) in a large cohort of patients with five different electrode arrays.

Methodology: N=101 implant cases were included in the study. Electrode insertions of the following implants were examined: N=43 Synchrony implants (MED-EL, Innsbruck, Austria) with FLEX26 and FLEX28 electrodes, and N=58 Nucleus implants (COCHLEAR, Macquarie, Australia) with PRECURVED, STRAIGHT and CONTOUR SLIM electrodes. Postoperative CT data sets were analyzed using the Otoplan V3.0 analysis program (CASCINATION, Bern, Switzerland) to determine the electrode positions. The tonotopic frequency allocation and the FMM were then evaluated. Postoperative speech comprehension was determined for all subjects using the Freiburg monosyllable test in quiet (FMT) after an average of 12.2±5.9 months.

Results: The mean CDL (cochlear duct length) was 35.8±3.1 mm (N=101). The AID values showed the following results: PRECURVED 329.4±39.7° (N=34), STRAIGHT 344.2±34.4° (N=9), CONTOUR SLIM 394.3±37.3° (N=10), FLEX26 496.3±45.0° (N=10) and FLEX28 554.8±49.3° (N=33). The largest FMM was found at the most apical electrode. Independent of the manufacturer, the cohort with AID 400–450° (N=9) achieved the best speech discrimination with 80%.

Conclusion: The use of Otoplan V3.0 in clinical practice for the determination of CDL and AID was found to be practicable. No significant correlation was found between FMM and FMT, nor between AID and FMT. The results suggest that FMM may not be as crucial for speech comprehension of monosyllabic test words as previously assumed.

Keywords: cochlear implant, frequency-to-place mismatch, speech perception, angular insertion depth, tonotopy

Emily Gooss¹

Uwe Baumann¹

¹ Clinic for ENT Medicine,
Goethe University Frankfurt,
University Hospital Frankfurt
a.M., Germany

1 Introduction

Multi-channel cochlear implants (CI) have been commercially available since the 1980s and enable hearing to be restored in deaf and hard of hearing patients [34]. Current CI systems consist of an internal stimulator with an electrode array and an external audio processor, which

inductively transmits sound waves converted into electrical signals to a receiver coil. The stimulator uses the electrode array inserted into the cochlea to generate electrical stimuli for direct stimulation of the auditory nerve, resulting in an auditory perception in implanted patients [9]. Notwithstanding the extensive success of cochlear implant rehabilitation, satisfactory hearing results are not always achievable, especially in unfavourable acoustic conditions, where a significant proportion of

cochlear implant patients do not achieve satisfactory speech understanding (SU) [23]. Despite long-term adaptation to cochlear implant hearing, music appraisal is frequently reported as inadequate [4]. An essential component of contemporary research in the domain of CI pertains to the relationship between speech intelligibility, subjective hearing quality, and the insertion depth or the insertion angle of the CI electrode array, or the apical section of the electrode array. Another research question investigates whether a smaller frequency *mismatch/frequency shift* (FMM) between the tonotopy of the basilar membrane and the “pseudo-tonotopy” specified by the electrode position and fitting setting (frequency assignment) leads to better SU. The basilar membrane as the central structure in the cochlea separates the cochlear duct (scala media) from the scala tympani, and serves as the basis for the *organ of Corti* (OC), which contains the sensory hair cells. The membrane shows a gradual change in width along its length: it is narrow at the base of the cochlea and becomes wider towards the apex. This anatomical variation correlates with the function of the membrane, as low-pitched sounds are represented in the wider apical region, while high-pitched sounds are mapped to the narrower basal part of the cochlea. Using a formula developed by Greenwood in 1961 [14], the spatial frequency can be described as a function of the distance to the round window. The frequency range is distributed logarithmically along the OC. The FMM, which results from the difference between the assigned center frequency of a specific electrode frequency band and the actual spatial frequency, may be a critical determinant of hearing outcomes in CI patients. The model developed by Stakhovskaya et al. [31] is often used to describe the assignment of the electrode position to the stimulated frequency range more precisely. This involves differentiating between stimulation near the spiral ganglion (SG) and stimulation near the hair cells of the organ of Corti. Recent studies have shown that the length of the human cochlear duct (cochlear duct length, CDL) [5], [11], [12], the insertion angle of the most apical electrode (angular insertion depth, AID) [5], [16], [19] and both the shape and length of the electrode array [19] can affect the FMM. Canfarotta et al. [5] examined two electrode arrays of different lengths from the manufacturer MED-EL (Innsbruck, Austria) and determined an average AID of 428° for 24 mm long electrodes (FLEX24) and 558° for 28 mm long electrodes (FLEX28). The SU was measured after 1, 3 and 6 months. After excluding data that deviated significantly from the mean (“outliers”), no significant correlation between FMM and SU was found. Mertens et al. [25] determined an FMM of 17 semitones in the mean value at higher frequencies for the most apical electrode of the FLEX28 carrier. As with Canfarotta et al. [5], no correlation between FMM and SU could be determined. Landsberger et al. [19] found that longer electrode arrays (FLEX28) showed a lower FMM in the stimulation range for frequencies below 650 Hz than shorter arrays (HiFocus 1J and Contour Advance), while there were no significant differences in FMM between the electrode

arrays for frequencies above 650 Hz. Dutrieux et al. [11] studied 99 patients supported with 106 FLEX28 electrode arrays and described significant correlations between CDL, AID and FMM. The largest FMM was found at the most apical electrode. In a study by Chakravorti et al. [7], the SU was investigated in MED-EL and COCHLEAR electrode arrays, taking into account influencing factors such as AID, gender and CI usage time. However, the FMM was not included as a possible influencing factor and contemporary research does not demonstrate a definitive association between FMM and SU. The significance of the parameters CDL and AID on the outcome of CI rehabilitation does not appear to be fully clarified. In particular, there is a lack of comprehensive comparative studies that systematically examine the electrode arrays of different manufacturers, which represents a significant limitation in the current state of knowledge. In the present retrospective study, the parameters CDL, diameter, width and height of the cochlea, AID, frequency assignment, FMM and individual monosyllabic intelligibility after 12 months (FMT) were therefore recorded in a group of patients supported with five different types of electrodes (manufacturers: MED-EL and COCHLEAR) and examined for correlations. The test interval 12 months after the initial fitting of the CI processor was chosen because studies show that there is only a slight increase in SU at the test interval after 24 months. Thus, after 12 months, an extensive adaptation to the individual FMM can be assumed [20], [29], [30]. As part of the comparison of the electrode supports, Otoplan was also used for the first time for electrodes from the manufacturer COCHLEAR. The main objective of this research work is to determine a potential correlation between the AID, the associated FMM and the FMT. In addition, the aforementioned parameters are analyzed for intercorrelations to describe possible associations, with the goal of enhancing the quality of CI fitting.

2 Material and methods

2.1 Patient cohort

A query of the internal CI database of the University ENT Clinic Frankfurt revealed N=236 ears supported with CI in adulthood in the period from 2017 to 2021. By applying the inclusion criteria “German as mother tongue” and available post-operative CT image data, N=229 remained. Cases without FBE test results (N=6) and cases with auditory nerve deficiencies (N=2) were excluded. After the exclusion of non-evaluable CT data sets (N=8) and cases supported with electrical-acoustic or hybrid stimulation (N=4), N=190 CI-supplied ears remained. Due to time constraints, a sample of N=101 cases was selected. The selection was randomized by an employee of the audiology department of the University Hospital Frankfurt who was not involved in the study. The selected sample size was considered approximately sufficient to enable a representative analysis. This left N=101 CI-supported

ears (N=55 female and N=46 male; average age 57 ± 15 years). The cause of hearing loss remained unknown in N=67 cases. Known causes were idiopathic sudden deafness (N=13), followed by chronic progressive hearing loss (N=6) and congenital causes (N=5). With N=3 each, infections and meningitis are the causes. Otosclerosis, genetic causes, mucopolysaccharidosis type II and Meniere's disease are represented in the cohort with N=1 each. The choice of electrodes was only made by the surgeon in the case of special anatomical or pathological conditions. In all other cases, this decision was made by the patient during a detailed consultation. The electrode type groups investigated were homogeneous in terms of age, gender and aetiology.

2.2 Implants and electrode arrays

A total of N=43 Synchrony implants with the electrode arrays FLEX26, FLEX28 (MED-EL, Innsbruck, Austria) and N=58 Nucleus implants with the electrode arrays PRECURVED (CI512, CI612), STRAIGHT (CI522, CI622) or CONTOUR SLIM (CI532, CI632) from the manufacturer COCHLEAR (Macquarie, Australia) were used (Table 1). Deactivated electrode contacts and incompletely inserted electrode arrays are listed in Table 1 according to electrode type. Electrode arrays with complete insertion had deactivated electrodes as follows: 5x1, 6x2, 4x3, x4 and 1x6 deactivated electrodes. For incompletely inserted electrode arrays, the following variants were observed: 2x2, 2x3 and 1x6 deactivated electrodes. Cases with incompletely inserted electrode arrays (STRAIGHT N=4, PRECURVED N=1) were excluded from the evaluations of AID and FMM in order to avoid distortion of the results.

2.3 CI processors and CI rehabilitation

The following speech processors were used by MED-EL users: SONNET, SONNET 2, SONNET EAS, RONDO 2, RONDO 3. For users of COCHLEAR implants, CP1000, CP950, CP920, CP910, CP810 and KANSO 2 speech processors were used. After CI fitting, all patients were prescribed systematic rehabilitation, either as part of a three- to five-week inpatient stay at a specialized rehabilitation facility or by completing 20 outpatient rehabilitation sessions, usually within 12 months. The patients received appointments for medical and audiological checks of the CI system after 3, 6 and 12 months and annually thereafter.

2.4 Analysis of the image data

The CT data sets were extracted from the PACS (Picture Archiving and Communication System, GE Healthcare, Frankfurt) of the University Hospital Frankfurt and then imported into the image data reconstruction program Otoplan V3.0 (CAscination AG, Bern, Switzerland). To determine the CDL, the sectional image data was aligned in all three spatial planes to define its boundaries and the position of the round window. The elliptic-circular

approximation (ECA) method was used for the calculation (Attachment 1, Appendix 1). The method used the following equation:

$CDL_{LW}(\theta) = p_{BTL}(\theta) * [1.18 * A + 2.69 * B - \sqrt{0.72 * A * B}]$
with:

θ : Angle in relation to the round window and the center (modiolus) of the cochlea

$CDL_{LW}(\theta)$: Location on the lateral wall (LW) of the cochlea as a function of θ

A: Diameter of the cochlea, measured linearly from the center of the round window to the outermost point of the opposite side wall (according to Escudé et al. [12])

B: Width of the cochlea, measured perpendicular to A, through the modiolus axis

p_{BTL} : Constants defined for each angle θ along the cochlea

2.5 Determination of the insertion angle

In the first approach, the position of the electrodes was detected using Otoplan V3.0, which was then checked and corrected manually if necessary. To determine the AID of the individual electrodes, the cochlea had to be aligned as described in the previous section. In addition, a zero reference angle was determined, a reference line extending from the center of the round window to the modiolus, the center of the cochlea. The determination of the angular position of the electrodes was then read out from Otoplan using this reference line as a reference.

2.6 Determination of the electrode position and tonotopic assignment

The tonotopic assignment of the most apical electrode position (electrode 22 for nucleus implants, electrode 1 for synchrony implants) was performed for two reference planes within the cochlea: Plane of Corti's organ (OC) and plane of the spiral ganglion (SG). The corresponding information on the tonotopic assignment was taken from the tabular listing in Otoplan.

2.7 Determining the frequency assignment

A standard frequency assignment was available for most patients in the cohort. The individual frequency assignment was determined for Synchrony implants by looking at the CI processor setting used at the time of the speech test using the manufacturer's clinical software (MAESTRO 9.0, MED-EL, Innsbruck). The transmission frequency range extends from 70 to 8,500 Hz for the standard frequency assignment, which is distributed logarithmically over the 12 active electrodes [10]. The apical electrode then has a center frequency of $f_m = 120$ Hz. For MED-EL implants, the standard transmission frequency range extends from 170 to 7,200 Hz. The standard center frequency at the most apical electrode is 242.6 Hz. In some

Table 1: Electrode arrays with frequencies, electrode length in mm, number of electrode arrays with incomplete insertion and number of electrode arrays with deactivated electrode contacts

Electrode type	N	Electrode length [mm]*	Incomplete insertion	Deactivated electrodes
PRECURVED	35	15.0	1	10
STRAIGHT	13	19.0	4	8
CONTOUR SLIM	10	14.0	0	0
FLEX26	10	20.9	0	0
FLEX28	33	23.1	0	4
Total	101		5	22

* Electrode length in relation to the distance over which the electrode contacts are distributed

patients, a frequency allocation deviating from the standard was made. The center frequency of the most apical electrode was shifted to higher frequencies. This preferentially affected FLEX26 and STRAIGHT electrode arrays. Regardless of the implant type, extracochlear electrode contacts were deactivated and the frequency filters were redistributed accordingly to the remaining electrode contacts.

2.8 Determination of the frequency mismatch

The FMM is calculated from the difference between the center frequency of the frequency band assigned to an electrode as determined by the CI processor setting and the tonotopic assignment determined by the position of the electrode. This discrepancy occurs when the assignment of the frequency bands in the speech processor does not match the natural tonotopic organization of the cochlea.

2.9 Postoperative speech intelligibility

The results of the Freiburg monosyllabic test in quiet were determined for all subjects at a free-field presentation level of 65 dB SPL. Data from the control 12 months after initial fitting was mainly used for the evaluation. As this control date had to be postponed in individual cases (e.g. after delayed start of rehabilitation), the average time of this control was 12.2 ± 5.9 months. All audiometric measurements were performed in sound-isolated rooms from IAC Acoustics (Winchester, UK) equipped with Equinox 2.0 clinical audiometers (Interacoustics, Middelfart, Denmark) and CD 220.3 loudspeakers (Canton Elektronik GmbH, Weilrod, Germany) for free-field presentation. Calibration was checked regularly by a calibration service in accordance with the manufacturer's instructions. The patients used the usual everyday settings of their CI processors for the speech audiometry test.

2.10 Statistics

The statistical analysis was performed with SPSS Statistics 28.0 (IBM Corporation, Endicott, NY, U.S.A.). Descriptive statistics and boxplots were used to present the data.

Results are presented as median $\pm$ standard deviation (SD). Spearman rank correlation was used for data not subject to normal distribution. Pairwise comparisons for independent samples were calculated using the Kruskal-Wallis test. A p-value of $p < 0.05$ was considered statistically significant.

3 Results

3.1 Cochlear parameters

The ECA method resulted in a mean CDL of 35.8 mm ($Md = 36.0$ mm, $N = 101$, $SD = 3.1$) with a range of 25.8 to 46.2 mm. The mean diameter of the cochlea was $A = 9.2$ mm ($SD = 0.7$), the width $B = 6.8$ mm ($SD = 0.7$) and the height $H = 3.8$ mm ($SD = 0.5$). There was no significant correlation between CDL and the number of deactivated electrodes ($r = 0.082$, $p = 0.414$).

3.2 Insertion angle (AID)

The list of AID for the most apical electrode, divided by electrode type, is shown in Table 2. There was a significant correlation between CDL and AID of the most apical electrode for FLEX28 users ($r = -0.396$, $p = 0.023$) and PRECURVED electrodes ($r = -0.481$, $p = 0.003$). FLEX26 ($r = -0.576$, $p = 0.082$), STRAIGHT ($r = -0.418$, $p = 0.156$) and CONTOUR SLIM electrodes ($r = -0.539$, $p = 0.108$) showed no significant correlation.

3.3 Tonotopic assignment

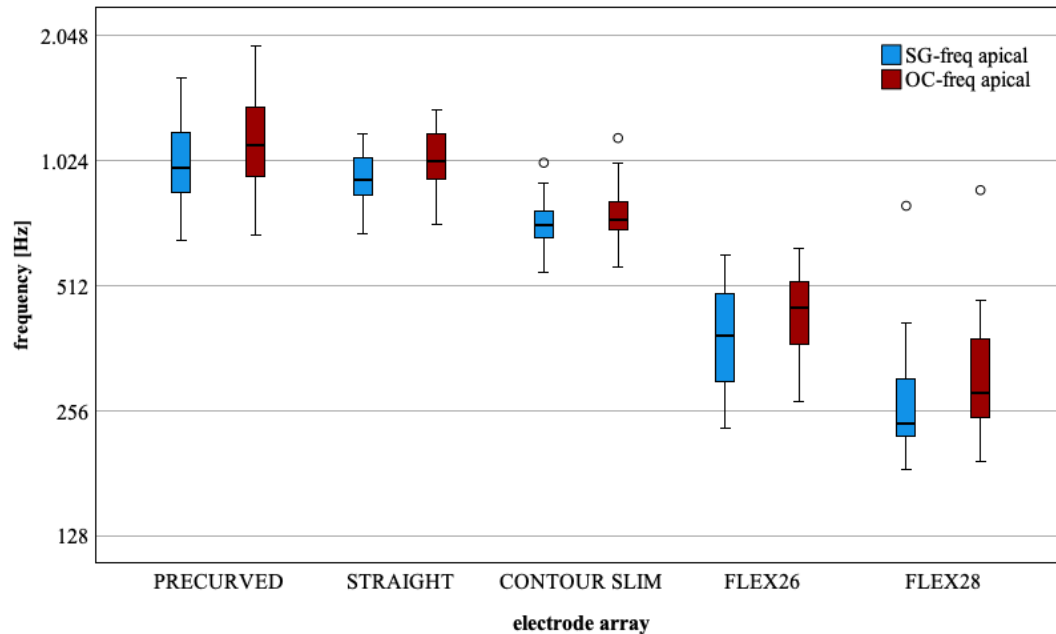
The tonotopic assignment depending on the electrode insertion angle was carried out both at the level of the spiral ganglion (SG) and at the level of the organ of Corti (OC) (Figure 1).

3.4 Frequency mismatch

The FMM determined in semitone steps is listed in Table 3 for the electrodes tested. The FMM is greater at the OC than at the SG for each electrode type. A Kruskal-Wallis test shows that the FMM in semitone steps (i.e. frequency ratio two to the power of one twelfth per semitone step) is influenced by the type of electrode

Table 2: List of insertion angles (in angular degrees, °) for the most apical electrode, subdivided by electrode type; incompletely inserted electrodes (N=5) excluded; standard deviation (SD)

Electrode type	Insertion angle most apical electrode			
	Mean value	Median	SD	N
PRECURVED	329.4	332.3	39.7	34
STRAIGHT	344.2	346.6	34.4	9
CONTOUR SLIM	394.3	398.2	37.3	10
FLEX26	496.3	493.7	45.0	10
FLEX28	554.8	571.9	49.3	33

**Figure 1: Boxplot, tonotopic assignment (in Hz), determined from the electrode insertion angle of the most apical electrode for different electrode supports. SG-Freq (blue): Spiral ganglion plane, OC-Freq (red): Organ of Corti plane. N-values see Table 1, excluding incompletely inserted electrodes (N=5), (numerical values see Tab. 4 in Attachment 1, Appendix 2)****Table 3: Frequency mismatch measured in semitone steps for the most apical electrode, differentiated by SG, OC and electrode type, FMM: frequency mismatch. Incompletely inserted electrodes (N=5) excluded**

Electrode type	SG FMM			OC FMM			
	Mean value	Median	SD	Mean value	Median	SD	N
PRECURVED	24.3	24.3	5.1	26.2	26.1	5.5	25
STRAIGHT	18.8	21.3	9.8	20.5	22.8	10.3	5
CONTOUR SLIM	17.4	18.5	5.8	18.4	19.1	6.1	10
FLEX26	10.9	10.7	12.3	13.3	13.7	11.8	10
FLEX28	12.5	11.9	3.3	15.2	14.8	3.9	29

(SG-FMM $H=64.060$, $p<0.001$, $df=4$; OC-FMM $H=63.991$, $p<0.001$, $df=4$). Subsequent post-hoc tests (Dunn-Bonferroni tests) show that the electrode arrays FLEX28 and STRAIGHT ($H=29.470$, $SE=10.367$, $p=0.045$), FLEX28 and PRECURVED ($H=51.348$, $SE=6.787$, $p<0.001$) and FLEX26 and PRECURVED electrodes ($H=48.795$, $SE=9.951$, $p<0.001$) differed significantly at the SG of the most apical electrode. The results of the analysis of variance are shown in Tab. 5 in Attachment 1, Appendix 2. The remaining comparisons showed no significance.

3.5 Intelligibility of monosyllabic test words

There was no significant difference between the different electrode array types with regard to intelligibility of monosyllabic test words ($H=6.609$, $p=0.158$, $df=4$). In order to perform an analysis that was independent of electrode type, the AID of the most apical electrode was divided into 50° steps, and the results of the FMT were divided into the corresponding AID categories (Figure 2).

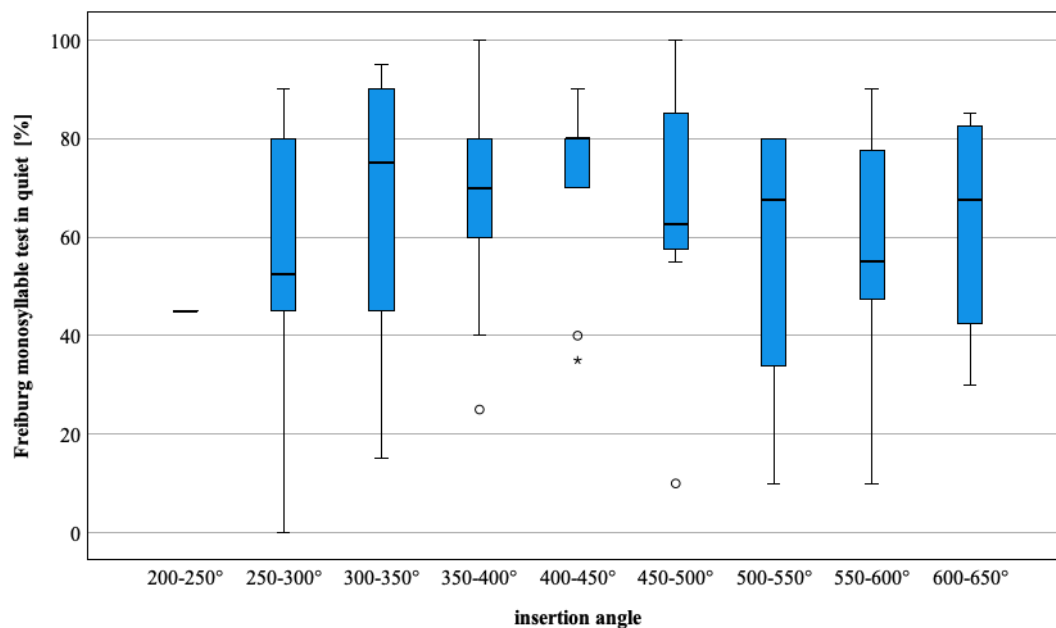


Figure 2: Boxplot, overview of grouped insertion angles of the most apical electrode, manufacturer-independent, results of the Freiburger monosyllabic intelligibility test (%), here corresponding to the values from Tab. 6 in Attachment 1, Appendix 2, excluding incompletely inserted electrodes (N=5)

3.6 Correlations

The results of the Freiburger monosyllabic intelligibility test were correlated with the FMM (related to OC and SG level) of the most apical electrode. The results of the rank correlation according to Spearman were not significant (SG-FMM $r=0.017$, $p=0.867$; OC-FMM $r=0.018$, $p=0.859$). The correlation between the results of the FMT and the age of the patients with CI fitting ($r=-0.022$, $p=0.826$), as well as that between FMT and AID of the most apical electrode ($r=-0.048$, $p=0.645$), showed no significance. A comparison between patients with and without deactivated electrode contacts was not significant with regard to FMT ($p=0.351$, $df=1$). The aim of the present study was to investigate the influence of the AID of the electrode tip and the influence of the FMM with five different electrode arrays on the SU in a large group of patients. The results of the statistical analyses suggest that the FMM may not be as decisive for the SU of monosyllabic test words as previously assumed.

4 Discussion

4.1 Cochlear duct length (CDL)

The CDL parameter was determined using the Otoplan Version 3.0 system and resulted in an overall mean value of 35.8 mm (N=101, SD=3.1). The results obtained show good agreement with the results of a meta-analysis by Koch et al. [17], which determined a comparable value of 35.04 mm (29.7–38.9 mm range). In a study by Dutrieux et al. [11], only patients with a FLEX28 electrode array fitting were examined (N=106). The CDL was determined using OTOPLAN version 1.2 and the Alexiades

formula [1]. A CDL of 34.5 mm was determined. The results of the study presented here show broad agreement with those from the literature. The analysis of CT data sets using the reconstruction algorithms implemented in the Otoplan software thus proved to be a suitable method for determining the CDL. In view of the significant variability of the CDL, the selection based on a previously determined individual CDL for the electrode array design appears to make sense in principle.

4.2 Does incomplete insertion affect speech intelligibility?

Basally located electrodes can be deactivated either due to incomplete insertion or as part of the postoperative fitting of the CI processor due to unpleasant hearing sensations. It is to be expected that a smaller cochlea size results in a higher probability of incomplete electrode insertion. Proportional evaluation revealed that patients with the shorter STRAIGHT electrode were more likely to have deactivated and incompletely inserted electrodes (Table 1). This could be due to the design of this electrode array with the basal electrodes relatively close to the round window. Heutink et al. [15] investigated the effect of incompletely inserted electrodes on the SU. In 13 patients with incompletely inserted PRECURVED or STRAIGHT electrode arrays in the study, there were no statistically significant differences in SU compared to fully inserted electrodes. These observations could be confirmed with the data obtained in the present study. Incomplete CI implantation and deactivation of the electrodes had no significant effect on the SU in the cohort examined here and confirm the observations of Heutink et al. [15].

4.3 Insertion angle (AID)

The varying AIDs of the individual electrode types result from their different lengths and contour shapes. In addition, the individual anatomical features of the cochlea and the distribution of the electrodes along the electrode array must be taken into account. The PRECURVED electrodes (CI512, CI612) have a predetermined curvature. The AID of the most apical electrode reaches 332.3° ($N=34$, $SD=39.7$) and thus shows the lowest value in the group comparison. In a study by Peters et al. [27], an AID of 307.3° was determined for CI512 electrode carriers in a patient number of $N=6$. In a study by Canfarotta et al. [6], $N=7$ PRECURVED electrodes resulted in an AID of 364° . The STRAIGHT electrode (CI522, CI622) resulted in an AID [22] of 346.6° ($N=9$, $SD=34.4$) due to its proximity to the lateral wall. In a systematic literature review, Breitsprecher et al. [3] determined a slightly larger AID of 370° for STRAIGHT electrodes. The CONTOUR SLIM electrode is the shortest of the electrodes investigated, measuring 14 mm (see Table 1). The design of this electrode support enables a large AID due to the close fit to the modiolus with a short length, resulting in a value of 398.2° ($N=10$, $SD=37.3$). These results are in good agreement with the average AID of 406° determined by McJunkin et al. [24] (implant model CI532). In a study by Ketterer et al. [16], the FLEX26 electrode showed an average AID of 517° ($N=15$), which was slightly higher than the value determined in this study ($AID=493.7^\circ$, $N=10$, $SD=45.0$), but due to the large scatter of the data, it falls within the scope of the results. The FLEX28 electrode is the longest of the electrode supports examined here. The mean AID for this electrode was 571.9° ($N=33$, $SD=49.3$), slightly higher than the value reported by Canfarotta et al. [5] (558°). The statements made in earlier studies by Canfarotta et al. [5], [6], Ketterer et al. [16] and Venail et al. [32], according to which longer FLEX28 electrode arrays have a larger AID compared to FLEX26 electrodes, were confirmed by our study results. The observation made by Heutink et al. [15] that PRECURVED electrodes achieve greater insertion depth within the cochlea compared to STRAIGHT electrodes could not be confirmed in the present study. This could be due to the relatively small number of patients with STRAIGHT electrodes ($N=9$, PRECURVED electrodes $N=34$). The use of Otoplan Version 3.0 therefore also proved to be a suitable tool for precisely determining the AID parameter for electrodes from the manufacturer COCHLEAR.

4.4 Correlation between CDL and AID

The correlation between CDL and AID at the most apical electrode was significant for FLEX28 and PRECURVED electrodes. No significant correlation could be demonstrated for FLEX26, STRAIGHT and CONTOUR SLIM electrodes. Canfarotta et al. [5] investigated the relationship between CDL and AID in FLEX electrode arrays. A significant correlation was found with fully inserted electrode arrays ($p<0.05$). Dutrieux et al. [11] also found a signifi-

cant correlation between CDL and AID in FLEX28 electrodes ($N=106$). The author found the strongest correlation at the most apical electrode ($p<0.0001$). The results of previous studies could therefore be confirmed with the data presented here, at least for FLEX electrode arrays. The negative sign of the correlation confirms that larger CDL values result in a lower AID, as expected. If a certain insertion depth—measured by the AID—is to be achieved, it is advisable to determine the individual CDL. However, according to Pietsch et al. [28], anatomically determined variations of the cochlea can occur both on the lateral and preferably on the modiolar wall, which counteract the achievement of an insertion angle corresponding to the preoperative planning. Breitsprecher et al. [2] also found deviations in the AID of 5% in preoperative planning using CT, which may require the use of a correction factor.

4.5 Frequency mismatch

In this study, an average FMM was determined in semitone steps for the electrode supports examined. The FMM decreases with a larger AID. The correlation analysis between AID and FMM showed a strongly negative, highly significant correlation ($r=-0.905$, $p<0.001$). This allows the conclusion that the FMM decreases with greater AID. The mean spatial frequency for the most apical FLEX28 electrode is about 12 semitones above the SG frequency. This deviation is about 11 semitones for the FLEX26 electrode, while the CONTOUR SLIM electrode showed deviations of 18 semitones. The group of STRAIGHT electrodes showed an FMM of 21 semitones. This decreased by about 3 semitones when all cases were considered in the evaluation. The PRECURVED electrode showed the largest FMM of 24 semitones. Neumayer et al. [26] observed a similar apical FMM for FLEX28 electrodes, while Mertens et al. [25] even described an FMM of over 17 semitones. In agreement with the value determined in this study, Canfarotta et al. [5] reported a similar FMM for FLEX28 electrodes at the most apical electrode. Dutrieux et al. [11] also described a FMM of 10–16 semitones at the most apical electrode for FLEX28 electrodes, based on the Greenwood Map [13]. Landsberger et al. [19] determined a larger FMM for shorter electrode arrays (HiFocus 1J and Contour Advance) apically (below 650 Hz) than for longer electrode arrays (FLEX28), while there were no significant differences in the FMM between the electrode arrays further basally (above 650 Hz). This larger FMM for shorter electrode arrays is consistent with the results of the PRECURVED and CONTOUR SLIM electrodes in this study. The results of the FMM at the most apical electrodes confirm the results of previous studies and suggest that the length of the electrode array influences the FMM and, as expected, shorter electrodes lead to a higher FMM of the most apical electrode. Somewhat unexpectedly, the shorter FLEX26 electrode showed a smaller deviation in FMM compared to the FLEX28 electrode. This can be explained by an increase in the lowest transmission frequency in patients with residual low-frequency hearing. In 6/10

patients, a setting deviating from the default frequency map was applied for higher frequencies.

A significant difference in the FMM between the FLEX28 and CONTOUR SLIM electrodes could be demonstrated. After performing the Bonferroni correction for multiple comparisons, there is a trend towards significance ($p=0.055$, see Tab. 5 in Attachment 1, Appendix 2). It should be noted that the patient population for the CONTOUR SLIM electrodes ($N=10$) is smaller than that for the FLEX28 electrodes ($N=33$).

4.6 Relationship between speech intelligibility and frequency mismatch

The rehabilitation outcome of the patients in the present study was determined using the results of the Freiburg monosyllabic test after 12 (± 6) months. The available data showed no significant correlation between FMM and FMT. It is conceivable that the adaptation of the respective subject to the individual FMM after 12 months leads to the absence of a significant influence on the FMT. Canfarotta et al. [5], [6] investigated the influence of the FMM at 1,500 Hz on the CVC test result in FLEXSOFT, FLEX28 and FLEX24 CI arrays using electrical stimulation only ($N=48$). Lower FMM predicted better CNC results at one month ($r=-0.367$, $p=0.010$), three months ($r=-0.334$, $p=0.021$) and six months ($r=-0.401$, $p=0.005$). Videhult et al. [33] compared the SU achieved with CONTOUR SLIM and PRECURVED electrodes and found no significant differences in SU between the two groups 1 year postoperatively. In a systematic literature review by Breitsprecher et al. [3], no significant correlation between AID and speech perception was found in seven studies. In contrast, a significant correlation or a positive effect was found in fifteen studies. One study also showed a significant negative correlation. Chakravorti et al. [7] conducted studies on MED-EL models ($N=50$) and COCHLEAR models ($N=120$), where no correlation was found between the AID parameter and the SU (CNC Words and BKB-SIN). So far, mainly longer electrode arrays have been investigated with regard to the relationship between FMM and FMT. Only one study with shorter electrode arrays (Advanced Bionics) is available [18]. This showed the opposite effect, namely that a reduction in FMM leads to a deterioration in SU. In agreement with numerous published studies, the result of the SU after 12 months in the patient cohort examined here shows no statistically verified correlation with the FMM. This leads to the conclusion that the AID parameter cannot be regarded as a decisive criterion for the SU either.

4.7 Limitations of the study

It can be assumed that for the most apical electrode, the “SG” position tends to predominate for preformed electrode arrays and the “OC” position for straight electrodes. Due to the limited resolution of the CT scan (layer thickness 0.4–1 mm), it was not possible to determine the position in a defined manner, which is why both positions

are listed. Due to the hardening artifact of the platinum electrodes in the imaging, the assessment of scale changes is only possible to a very limited extent and with great uncertainty and was therefore not performed. The low number of cases of the FLEX26 and CONTOUR SLIM electrode arrays could affect the validity of the results. The different distances between the individual electrodes in different electrode arrays harbor the potential for inaccuracies in the determination of the FMM by Otoplan. In SSD patients, an individual pitch comparison with the acoustically hearing opposite ear could be used to achieve a more accurate assignment of the filter center frequency. Other aspects possibly influenced by the electrode design such as sound quality or listening effort as well as the influence of individual cognitive abilities on SU with CI and SU in noise were not the subject of this study. Psychoacoustic effects were not considered.

5 Conclusion

The data collected in the present study largely confirmed the values for CDL and AID reported in the literature for the electrode arrays investigated here. A significant correlation between CDL and AID was found for FLEX28 and PRECURVED electrodes. In addition, it was confirmed that longer electrode arrays lead to larger AID and lower FMM at the most apical electrode. Due to the variations in the size of the cochlea, a preoperative determination of the CDL could be useful to investigate a possible influence of the anatomy-based selection of the electrode array on the period of acclimatization to CI-mediated hearing, the hearing quality for speech and music, as well as speech comprehension in noise. No significant correlations were found between FMM and FMT, nor between AID and FMT. Furthermore, in the cohort of patients studied, no significant difference in SU in quiet was found between cases with incomplete electrode insertion and deactivated electrodes on the one hand and fully inserted cases on the other. The results suggest that the FMM may not be as crucial for the SU of monosyllabic test words as previously thought.

5.1 Conclusions for practical application

- In order to achieve a specific insertion depth with regard to the insertion angle of the most apical electrode, it is recommended to determine the individual length of the cochlear duct.
- The results of the Freiburg monosyllabic test in quiet after one year of cochlear implant rehabilitation show no statistically reliable correlation with the frequency mismatch of the apical electrode channel.

5.2 Outlook

The findings of this study, in conjunction with those of previous investigations, indicate that variations in SU are attributable to patient-specific factors and are not pre-

dominantly attributed to the FMM. Future research should investigate the impact of FMM on the duration needed to attain optimal SU. Recently, Dessard et al. [8] demonstrated a direct correlation between the size of the FMM and the adaptation speed of the patients. It should be examined whether the anatomy-based selection of the electrode array contributes to a shorter time to achieve optimal auditory outcomes.

Notes

Ethics statement

The ethics committee of the Faculty of Medicine at J. W. Goethe University Frankfurt am Main gave a positive vote in favor of conducting the study (case number 2022-642).

Competing interests

The authors declare that they have no competing interests.

Attachments

Available from <https://doi.org/10.3205/zaud000069>

1. [zaud000069_Attachment1.pdf](#) (223 KB)
Appendix 1 and 2

References

1. Alexiades G, Dhanasingh A, Jolly C. Method to estimate the complete and two-turn cochlear duct length. *Otol Neurotol*. 2015 Jun;36(5):904-7. DOI: 10.1097/MAO.0000000000000620
2. Breitsprecher T, Mlynski R, Völter C, Van de Heyning P, Van Rompaey V, Dazert S, Weiss NM. Accuracy of Preoperative Cochlear Duct Length Estimation and Angular Insertion Depth Prediction. *Otol Neurotol*. 2023 Sep;44(8):e566-e571. DOI: 10.1097/MAO.0000000000003956
3. Breitsprecher TM, Baumgartner WD, Brown K, Dazert S, Doyle U, Dhanasingh A, Großmann W, Hagen R, Van de Heyning P, Mlynski R, Neudert M, Rajan G, Rak K, Van Rompaey V, Schmutzhard J, Volkenstein S, Völter C, Wimmer W, Zernotti M, Weiss NM. Effect of Cochlear Implant Electrode Insertion Depth on Speech Perception Outcomes: A Systematic Review. *Otol Neurotol Open*. 2023 Dec;3(4):e045. DOI: 10.1097/ONO.0000000000000045
4. Bruns L, Mürbe D, Hahne A. Understanding music with cochlear implants. *Sci Rep*. 2016 Aug;6:32026. DOI: 10.1038/srep32026
5. Canfarotta MW, Dillon MT, Buss E, Pillsbury HC, Brown KD, O'Connell BP. Frequency-to-Place Mismatch: Characterizing Variability and the Influence on Speech Perception Outcomes in Cochlear Implant Recipients. *Ear Hear*. 2020;41(5):1349-61. DOI: 10.1097/AUD.0000000000000864
6. Canfarotta MW, O'Connell BP, Giardina CK, Buss E, Brown KD, Dillon MT, Rooth MA, Pillsbury HC, Buchman CA, Adunka OF, Fitzpatrick DC. Relationship Between Electrocochleography, Angular Insertion Depth, and Cochlear Implant Speech Perception Outcomes. *Ear Hear*. 2021;42(4):941-8. DOI: 10.1097/AUD.0000000000000985
7. Chakravorti S, Noble JH, Gifford RH, Dawant BM, O'Connell BP, Wang J, Labadie RF. Further Evidence of the Relationship Between Cochlear Implant Electrode Positioning and Hearing Outcomes. *Otol Neurotol*. 2019 Jun;40(5):617-24. DOI: 10.1097/MAO.0000000000002204
8. Dessard L, Gersdorff G, Ivanovik N, Zoca-Assadi M, Nopp P, Camby S, Lefebvre PP. Cochlear Implant: Analysis of the Frequency-to-Place Mismatch with the Table-Based Software OTOPLAN® and Its Influence on Hearing Performance. *Audiol Neurotol*. 2024;29(3):239-45. DOI: 10.1159/000535693
9. Dhanasingh A, Hochmair I. Signal processing & audio processors. *Acta Otolaryngol*. 2021 Mar;141(sup1):106-34. DOI: 10.1080/00016489.2021.1888504
10. Drennan WR, Svirsky MA, Fitzgerald MB, Rubinstein JT. Mimicking normal auditory functions with cochlear implant sound processing: past, present and future. In: Waltzman SB, Roland JT, editors. *Cochlear Implants*. New York: Thieme; 2014.
11. Dutrieux N, Quatre R, Péan V, Schmerber S. Correlation Between Cochlear Length, Insertion Angle, and Tonotopic Mismatch for MED-EL FLEX28 Electrode Arrays. *Otol Neurotol*. 2022 Jan;43(1):48-55. DOI: 10.1097/MAO.0000000000003337
12. Escudé B, James C, Deguine O, Cochard N, Eter E, Fraysse B. The size of the cochlea and predictions of insertion depth angles for cochlear implant electrodes. *Audiol Neurotol*. 2006;11 Suppl 1:27-33. DOI: 10.1159/000095611
13. Greenwood DD. Critical bandwidth and consonance: their operational definitions in relation to cochlear nonlinearity and combination tones. *Hear Res*. 1991 Aug;54(2):209-46. DOI: 10.1016/0378-5955(91)90118-s
14. Greenwood DD. Critical bandwidth and the frequency coordinates of the basilar membrane. *J Acoust Soc Am*. 1961;33:1344-56. DOI: 10.1121/1.1908437
15. Heutink F, Verbist BM, van der Woude WJ, Meulman TJ, Briare JJ, Frijns JHM, Vart P, Mylanus EAM, Huinck WJ. Factors Influencing Speech Perception in Adults With a Cochlear Implant. *Ear Hear*. 2021;42(4):949-60. DOI: 10.1097/AUD.0000000000000988
16. Ketterer MC, Aschendorff A, Arndt S, Speck I, Rauch AK, Beck R, Hassepass F. Radiological evaluation of a new straight electrode array compared to its precursors. *Eur Arch Otorhinolaryngol*. 2021 Oct;278(10):3707-14. DOI: 10.1007/s00405-020-06434-5
17. Koch RW, Ladak HM, Elfarnawany M, Agrawal SK. Measuring Cochlear Duct Length - a historical analysis of methods and results. *J Otolaryngol Head Neck Surg*. 2017 Mar;46(1):19. DOI: 10.1186/s40463-017-0194-2
18. Lambriks L, van Hoof M, Debruyne J, Janssen M, Chalupper J, van der Heijden K, Hof J, Hellingman K, Devocht E, George E. Imaging-based frequency mapping for cochlear implants - Evaluated using a daily randomized controlled trial. *Front Neurosci*. 2023;17:1119933. DOI: 10.3389/fnins.2023.1119933
19. Landsberger DM, Svrakic M, Roland JT Jr, Svirsky M. The Relationship Between Insertion Angles, Default Frequency Allocations, and Spiral Ganglion Place Pitch in Cochlear Implants. *Ear Hear*. 2015;36(5):e207-13. DOI: 10.1097/AUD.0000000000000163
20. Lenarz M, Sönmez H, Joseph G, Büchner A, Lenarz T. Long-term performance of cochlear implants in postlingually deafened adults. *Otolaryngol Head Neck Surg*. 2012 Jul;147(1):112-8. DOI: 10.1177/0194599812438041
21. Li H, Helpard L, Ekeroot J, Rohani SA, Zhu N, Rask-Andersen H. Three-dimensional tonotopic mapping of the human cochlea based on synchrotron radiation phase-contrast imaging. *Sci Rep*. 2021;11:4437. DOI: 10.1038/s41598-021-83225-w

22. MacPhail ME, Connell NT, Totten DJ, Gray MT, Pisoni D, Yates CW, Nelson RF. Speech Recognition Outcomes in Adults With Slim Straight and Slim Modiolar Cochlear Implant Electrode Arrays. *Otolaryngol Head Neck Surg.* 2022 May;166(5):943-50. DOI: 10.1177/01945998211036339
23. McCormack A, Fortnum H. Why do people fitted with hearing aids not wear them? *Int J Audiol.* 2013 May;52(5):360-8. DOI: 10.3109/14992027.2013.769066
24. McJunkin JL, Durakovic N, Herzog J, Buchman CA. Early Outcomes With a Slim, Modiolar Cochlear Implant Electrode Array. *Otol Neurotol.* 2018 Jan;39(1):e28-e33. DOI: 10.1097/MAO.0000000000001652
25. Mertens G, Van de Heyning P, Vanderveken O, Topsakal V, Van Rompaey V. The smaller the frequency-to-place mismatch the better the hearing outcomes in cochlear implant recipients? *Eur Arch Otorhinolaryngol.* 2022 Apr;279(4):1875-83. DOI: 10.1007/s00405-021-06899-y
26. Neumayer HL, Adel Y, Baumann U. Radiologische Bestimmung der Position von Cochlea-Implantat-Elektroden und deren Frequenz-Zuordnung nach unterschiedlichen Modellen [Radiological determination of the position of cochlear implant electrodes and their frequency assignment according to different models]. *GMS Z Audiol Audiol Acoust.* 2020;2:Doc02. DOI: 10.3205/zaud000006
27. Peters JPM, Bennink E, van Zanten GA. Comparison of Place-versus-Pitch Mismatch between a Perimodiolar and Lateral Wall Cochlear Implant Electrode Array in Patients with Single-Sided Deafness and a Cochlear Implant. *Audiol Neurotol.* 2019;24(1):38-48. DOI: 10.1159/000499154
28. Pietsch M, Schurzig D, Salcher R, Warnecke A, Erfurt P, Lenarz T, Kral A. Variations in microanatomy of the human modiolus require individualized cochlear implantation. *Sci Rep.* 2022 Mar;12(1):5047. DOI: 10.1038/s41598-022-08731-x
29. Schindela E. Die Cochlea-Implantatversorgung Erwachsener der HNO-Abteilung im Klinikum Großhadern - Retrospektive Auswertung der Ergebnisse [PhD thesis]. Munich: Ludwig-Maximilians-Universität; 2006. DOI: 10.5282/edoc.5706
30. Schroeder A. Bilaterale Cochlea Implantat-Versorgung- Einflussfaktoren und deren Auswirkung auf das postoperative Hörergebnis: eine retrospektive Studie [PhD thesis]. Frankfurt am Main: Johann Wolfgang Goethe-Universität; 2016.
31. Stakhovskaya O, Sridhar D, Bonham BH, Leake PA. Frequency map for the human cochlear spiral ganglion: implications for cochlear implants. *J Assoc Res Otolaryngol.* 2007 Jun;8(2):220-33. DOI: 10.1007/s10162-007-0076-9
32. Venail F, Mathiolon C, Menjot de Champfleury S, Piron JP, Sicard M, Villemus F, Vessigaud MA, Sterkers-Artieres F, Mondain M, Uziel A. Effects of electrode array length on frequency-place mismatch and speech perception with cochlear implants. *Audiol Neurotol.* 2015;20(2):102-11. DOI: 10.1159/000369333
33. Videhult Pierre P, Eklöf M, Smeds H, Asp F. Cochlear Implantation with the CI512 and CI532 Precurved Electrode Arrays: One-Year Speech Recognition and Intraoperative Thresholds of Electrically Evoked Compound Action Potentials. *Audiol Neurotol.* 2019;24(6):299-308. DOI: 10.1159/000504592
34. Zwolan TA, Basura G. Determining Cochlear Implant Candidacy in Adults: Limitations, Expansions, and Opportunities for Improvement. *Semin Hear.* 2021 Nov;42(4):331-41. DOI: 10.1055/s-0041-1739283

Corresponding author:

Emily Gooss
Clinic for ENT Medicine, Goethe University Frankfurt,
University Hospital Frankfurt a.M., Theodor-Stern-Kai 7,
60596 Frankfurt am Main, Germany
audiologie@unimedizin-ffm.de

Please cite as

Gooss E, Baumann U. Faktoren, die das Ergebnis der Cochlea-Implantat-Versorgung beeinflussen: Besteht ein Zusammenhang zwischen Elektroden-Einführwinkel/Frequenzversatz und Einsilberverstehen? *GMS Z Audiol (Audiol Acoust).* 2025;7:Doc06. DOI: 10.3205/zaud000069, URN: urn:nbn:de:0183-zaud0000692

This article is freely available from

<https://doi.org/10.3205/zaud000069>

Published: 2025-08-14

Copyright

©2025 Gooss et al. This is an Open Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution 4.0 License. See license information at <http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>.