

Objektive Messverfahren für die Cochlear-Implant-Versorgung: intraoperative und postoperative Messungen

Müller-Deile, Joachim

Cochlear Implant Centrum Schleswig-Kiel, Klinik für Hals-, -Nasen-, Ohrenheilkunde, Kopf- und Halschirurgie der Christian-Albrechts-Universität zu Kiel

Die Ergebnisse der objektiven Messungen im Rahmen der Cochlear-Implant-Versorgung hochgradig hörgeschädigter und tauber Patienten dienen der Funktionskontrolle des Systems und unterstützen die Anpassung der Sprachprozessoren an die Bedürfnisse der Patienten.

Bereits bei meinem Referat anlässlich der 1. Jahrestagung der DGA 1998 in Oldenburg zum Thema „Möglichkeiten der Einstellung und Überprüfung von Cochlear Implantaten bei Kindern mit objektiven Verfahren“ konnte der große Nutzen von objektiven Messmethoden wie der Telemetrie, der Registrierung von Potentialen von der Kopfoberfläche, die durch den elektrischen Reiz bedingt sind, der Messung des elektrisch über das Cochlear Implantat (CI) ausgelösten Stapedius-Reflexes und der Registrierung der elektrisch evozierten Potentiale des auditorischen Systems für die Funktionskontrolle der Cochlear Implantate beschrieben werden.

Auch als Anpasshilfe wurden bereits damals die E-BERA und die Schwelle des elektrisch ausgelösten Stapedius-Reflexes (ESRT) erfolgreich in der klinischen Routine eingesetzt. Einzelne Berichte lagen auch damals bereits über den Nutzen von späten Potentialen und der Mismatch Negativity vor, aber hinter der telemetrischen Registrierung der Summenaktionspotentiale des Hörnerven als Hilfe zur Sprachprozessor-Anpassung musste 1998 noch ein Fragezeichen gesetzt werden.

Hier hat die Forschung und Technologie zu einer grundlegenden Änderung geführt.

Alle modernen Implantate der auf dem deutschen Markt vertretenen Cochlear-Implantat-Firmen Advanced Bionics, Cochlear und MedEl bieten telemetrische Möglichkeiten zur Untersuchung technischer und biologischer Signale von dem Implantat in situ bei geschlossener Haut. So wird in der intra- und postoperativen klinischen Routine die Integrität des Cochlear-Implant-Systems mittels dessen telemetrischer Funktionen bestimmt. Darüber hinaus werden für jede einzelne Elektrode die Impedanzen und der Bereich der Compliance gemessen.

Wenn wir immer jüngere Kinder mit einem Cochlear-Implantat sehr erfolgreich versorgen, ist es selbstverständlich, dass wir von ihnen subjektive Antworten, wie wir sie bei der Feinanpassung der Sprachprozessoren bei Erwachsenen erwarten, nicht erhalten können. Bei von Geburt an tauben Kindern kommt erschwerend hinzu, dass diese kleinen Patienten mit einem Stimulus völlig neuer Qualität konfrontiert werden. Die jüngsten implantierten Kinder waren zum Zeitpunkt der Erstanpassung deutlich jünger als ein Jahr, so dass wir uns in diesen

Fällen bei der Sprachprozessorprogrammierung, wie in der Pädaudiometrie allgemein, gerne neben den subjektiven kinderaudiometrischen Methoden, wie Reaktions- und Spielaudiometrie, auf so genannte objektive Verfahren stützen. Untersuchungen wie die Registrierung von Stapedius-Reflexen und evozierten Potentialen können direkt nach der Implantation des Elektrodenarrays noch im Operationssaal ebenso wie postoperativ durchgeführt werden.

Direkt nach der Implantation des Elektrodenträgers wird die Stapedius-Reflex-Schwelle visuell durch Beobachtung der Muskelkontraktion über das Operationsmikroskop bestimmt.

Das Programmiersystem der Firma Advanced Bionics bietet neben der Stimulation einzelner Elektroden auch die sequentielle Aktivierung von vier auf dem Elektrodenträger benachbarten Elektroden mit einem so genannten „speech burst“. Bei 13 Patienten verglichen wir die intraoperativ gemessenen Stapedius-Reflex-Schwellen für Stimulationen einzelner Elektroden (1') und vier benachbarter Elektroden (4') bei gleicher Stimulationsrate (Abb. 1). Der Mittelwert der Stapedius-Reflex-Schwellen bei einzelner Stimulation liegt um etwa 20 % höher als bei sequentieller Stimulation der gleichen Elektroden $MW((MW_{1'} - 4') / 4') = 0,19 \pm 0,25$. Auch wenn man von den jeweils vier einzeln gereizten Elektroden die niedrigste Schwelle zum Vergleich heranzieht, sind zur Auslösung des Stapedius-Reflexes mit dem „speech burst“ niedrigere Stimulationsstärken notwendig $(MW((\min_{1'} - 4') / 4') = 0,10 \pm 0,26)$. Dieses Verhalten lässt sich im Sinne einer räumlichen Integration interpretieren.

intraoperative Stapedius Reflex Schwelle

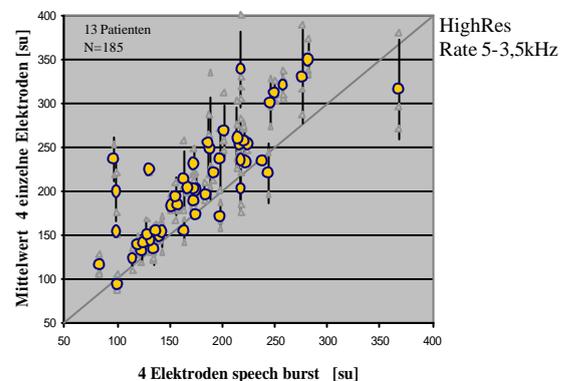


Abbildung 1 Vergleich der ESRT bei hochratiger Stimulation einzelner Elektroden versus vier sequentiell mit gleicher Rate stimulierter Elektroden. Grau Einzelwerte, gelb Mittelwert der vier einzelnen ESRT.

Für die postoperative Messung der Stapedius-Reflex-Schwelle nutzen wir ein klinisches Impedanzaudiometer (Interacoustics AT235). Die Stimulation erfolgt bei den Nucleus Implantaten über den Sprint Sprachprozessor der über ein Interface (PPS) aus einem PC kontrolliert wird. Ein mit der elektrischen Stimulation synchroner Triggerimpuls aus dem Interface wird über den AD-Eingang der Sound-Karte des Rechners registriert und gestattet so die Bestimmung der Latenzen des Stapedius-Reflexes. Mittels eines berührungsempfindlichen Bildschirms wird die vom Patienten empfundene Lautheit an Hand der für die Lautheitsskalierung routinemäßig eingesetzten Skala registriert (Abb2.). Die „Kieler Investigation des Stapedius-Reflexes Software“ (KISS) unterstützt die Registrierung, Auswertung und Dokumentation des elektrisch über das Cochlear Implant ausgelösten Reflexes. Sie wird zur Kontrolle der elektrischen Stimulation, zur Registrierung der evozierten Änderung der akustischen Impedanz und der subjektiven Lautheitsempfindung genutzt. Für die Einstellung der Stimulationsparameter wird innerhalb der KISS der Nucleus Implant Communicator (NIC) genutzt. Auch die Evaluation und Dokumentation der Messergebnisse wird durch KISS unterstützt. So lassen sich z.B. zur Dokumentation die Reflexmessungen an 22 Elektroden gemeinsam mit dem Tympanogramm auf einer DIN A4 Seite ausdrucken (Abb 3).

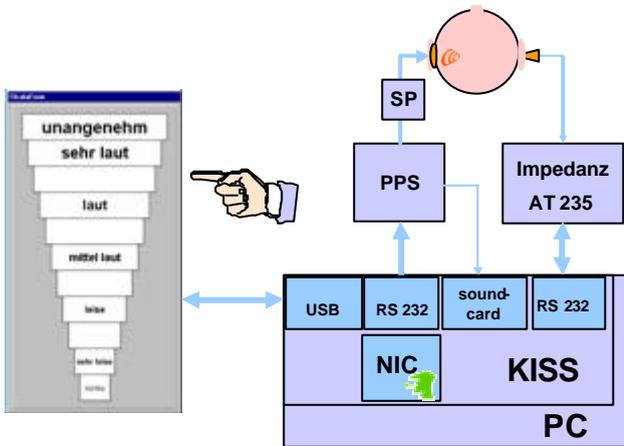


Abbildung 2 Postoperative Stapedius-Reflex Messung. SP Sprachprozessor, PPS portable programming system, NIC Nucleus Implant Communicator, KISS Kieler Investigations Software für Stapedius-Reflexe

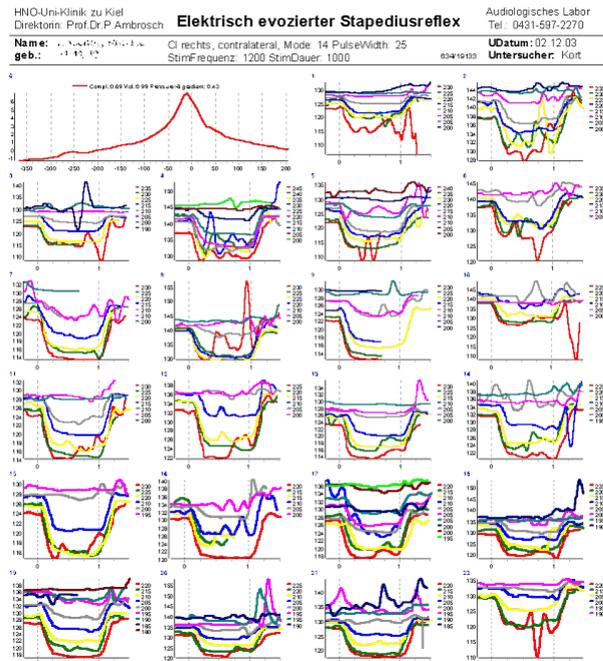


Abbildung 3 Dokumentation der elektrisch über das auditorische System evozierten Stapedius-Reflexe

Die Reflexamplituden zeigen oberhalb der Schwelle bis zu einem Pegel, der von den Patienten als gerade noch erträglich laut angegeben wird, einen linearen Verlauf mit der Reizintensität. Damit lässt sich ein Wert für die ESRT durch lineare Regression der Reflexamplituden-Wachstumsfunktion bestimmen.

Die Stapedius-Reflex-Schwellen liegen bei erwachsenen, erfahrenen Nutzern des Cochlear Implantates im Bereich angenehmer Lautheit und können als Schätzwerte für die zur Sprachprozessorprogrammierung benötigten C-Werte dienen. Dabei wird der psychoakustisch bestimmte Wert der maximalen angenehmen Lautheit im Mittel um 5 % des Dynamikbereiches unterschätzt. Es treten jedoch Abweichungen bis zu 50 % auf.

Zieht man diese Schätzwerte im Rahmen der Erstanpassung zur Bestimmung von für die maximale angenehme Lautheit notwendigen Intensitäten heran, ist zu bedenken, dass die vorgestellten Daten bei erwachsenen, erfahrenen Cochlear Implant Patienten gewonnen wurden. In der Regel beobachtet man einen Anstieg der C-Werte mit der Nutzungsdauer des Implantates. Deshalb sollten bei Kindern in den ersten Programmen C-Werte genutzt werden, die die Stapedius-Reflex-Schwelle nicht überschreiten. Die auf die beschriebene Weise geschätzten C-Werte müssen in jedem Fall mit psychoakustischen Verfahren überprüft werden.

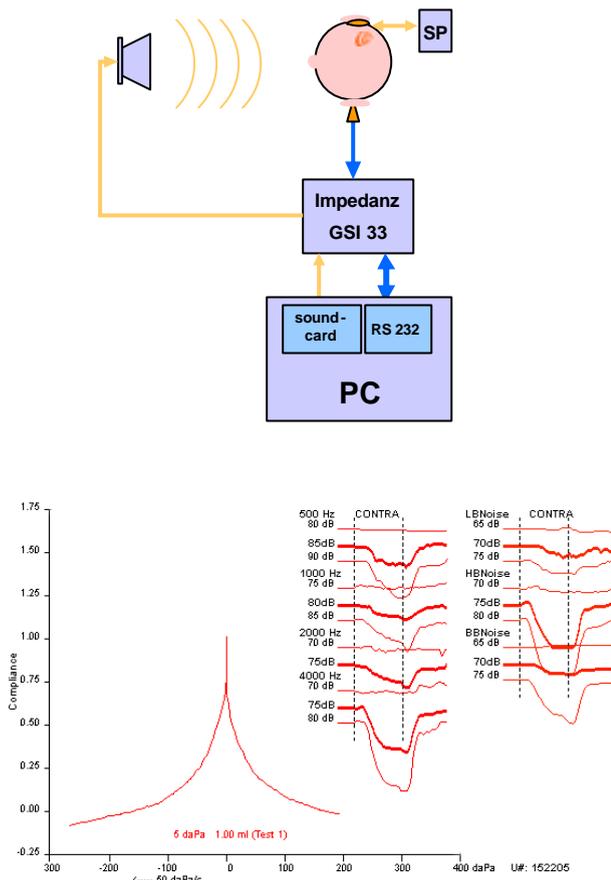


Abbildung 4 Stapedius-Reflex Messungen im Freifeld unter Nutzung des gesamten Cochlear Implant Systems

Auch die erstellten Sprachprozessorprogramme lassen sich mit Hilfe der Stapedius-Reflex Messung untersuchen. Dabei wird im Freifeld über das Cochlear Implantssystem mit Schmalband-Rausch-Bursts unterschiedlicher Intensität die Reflexschwelle aufgesucht (Abb. 4). Anders als bei der oben beschriebenen Reizung einzelner Elektroden, wird hier das gesamte System, auch der akustische Teil und die Vorverstärkung des Signals, mit einbezogen. Mängel in der Wahl der C-Werte bilden sich im Verlauf der Reflexschwellen in Abhängigkeit von der Mittenfrequenz der akustischen Stimuli ab.

Die telemetrische Registrierung der elektrisch evozierten Summenaktionspotentiale (TECAP) hat in unserer klinischen Routine die Messung der elektrisch evozierten Hirnstammantworten (E-BERA) zur Bestimmung von Parametern, die die Sprachprozessor-Anpassung unterstützen, vollständig verdrängt. Die je nach Hersteller NRT, NRI oder ART genannten Methoden sind durch die Nutzung der intracochleären Elektroden zur Stimulation und Registrierung der evozierten Erregungen sehr viel weniger aufwändig und weniger stör anfällig als die Messung der evozierten Potentiale von der Kopfoberfläche. So verlängern die intraoperativen NRT- Messungen die Narkosedauer nicht, da sie durchgeführt werden können, während der Operateur die Wunde schließt. Eine Messserie, bei der an 22 Elektroden jeweils mit 5 unterschiedli-

chen Stimulusintensitäten evozierte ECAPs gemessen werden, dauert etwa 10 Minuten.

Aufgrund eines i.W. linearen Amplitudenanstiegs lassen sich aus diesen Amplituden-Wachstumsfunktionen per linearer Regression NRT-Schwellen (T-NRT) bestimmen (Abb.5).

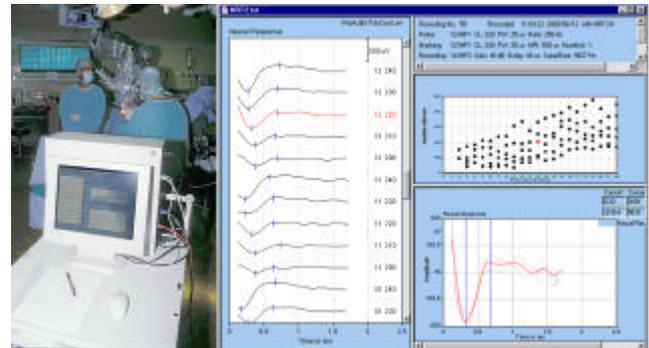


Abbildung 5 Intraoperative ECAP Messung

Die intra- und postoperativen Schwellenmessungen sind vergleichbar. Um diese Aussage zu untersuchen, verglichen wir bei 1069 Elektroden die Unterschiede in den intraoperativ und während der Erstanpassung einen Monat nach der Operation registrierten T-NRT ($MW(T-NRT_{op} - T-NRT_{fit}) = 2 \pm 12 \text{ su}$) mit den Änderungen, die wir bei den T-NRT zwischen dem letzten, mindestens ein Jahr nach Erstanpassung erfolgten und dem vorletzten Besuch der Patienten fanden ($MW(T-NRT_{last} - T-NRT_{last-1}) = -1 \pm 9 \text{ su}$). Zwar ist der Streubereich der Differenzen der intraoperativ bestimmten NRT-Schwellen deutlich größer als bei den Wiederholungs-messungen mit erfahrenen CI-Patienten. Aber bei einer Kurzzeit Test-Retest-Abweichung der T-NRT von $2,7 \pm 2,1 \text{ su}$ können die intraoperativ gewonnene Schwellen durchaus bei postoperativen Parameterschätzungen im Rahmen der Erstanpassung herangezogen werden.

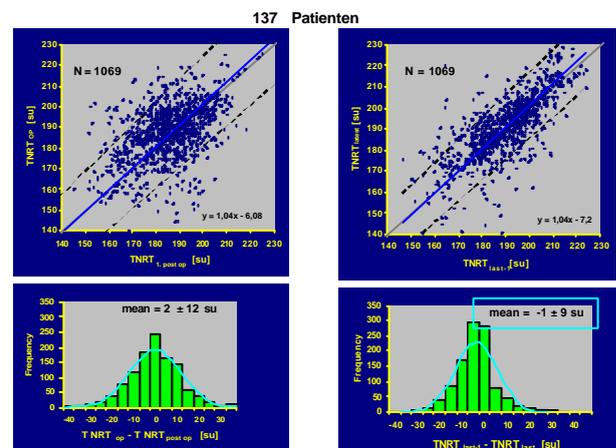


Abbildung 6 Intraoperative versus postoperative T-NRT

Die für die TECAP-Messung notwendige Software befindet sich in Abhängigkeit vom Hersteller des CI-Systems auf sehr unterschiedlichem Stand. So hat die Firma MedEl für Ende diesen Jahres eine klinisch ein-

setzbare Version zur Messung der ART angekündigt, bei Advanced Bionics stehen handhabbare Tools zur Verfügung, wohingegen bei Cochlear eine durch Erfahrungen seit 1996 stetig verbesserte Softwareunterstützung jetzt neben vielem anderen auch die Möglichkeit einer automatischen Schwellenbestimmung bietet.

Wir konnten in einer Pilot-Studie mit acht Patienten und 42 gemessenen Elektroden zeigen, dass dieses erste automatische Verfahren zur TECAP-Schwellen-Messung sowohl intraoperativ als auch postoperativ sinnvoll einsetzbar ist. Postoperativ klagten die Patienten bei 5 % der gemessenen Elektroden, dass ein Teil der Stimuli zu laut sei. Wir hatten eine Erfolgsrate von 96 %. Die automatisch bestimmten NRT-Schwellen liegen im Mittel $5,3 \pm 9,2$ su niedriger als die durch lineare Extrapolation bei den Expertenmessungen erhaltenen Werte. Verschiebt man die beiden Profile aufeinander, so bleibt liegt der Median der absoluten Differenzen bei 4 su und bei 75 % der gemessenen Elektroden war diese Differenz der mit den beiden Verfahren bestimmten Schwellen kleiner als 8 su. Damit bieten diese ersten Ergebnisse den Hinweis, dass sich das Auto-NRT als einfaches und nützliches Werkzeug in der Sprachprozessor Anpassung etablieren kann.

Wir verwenden bei der Erstanpassung der Sprachprozessoren von kleinen Kindern eine Modifikation des von Smoorenburg vorgeschlagenen Verfahrens. Die mittels

NRT für alle Elektroden registrierten Schwellen des Summenaktionspotentials, das sogenannte T-NRT-Profil, bildet dabei den Ausgangspunkt. Wir erzeugen ein Sprachprozessorprogramm (Map) indem wir die T-Werte entsprechend dem T-NRT-Profil wählen und die C-Werte jeweils eine Stimulationseinheit oberhalb der T-Werte einstellen. Mit dieser minimalen Dynamik reduzieren wir die Werte soweit, dass die Stimulation über diese Map für die Kinder sicherlich unhörbar ist. Nun benutzen wir dieses Programm und stimulieren breitbandig mit lauter Sprache. Mittels Verhaltensbeobachtung können wir nun bei globaler Erhöhung der T- und C-Werte die Reaktionsschwelle bestimmen. Dann wird der Dynamikbereich durch Absenken der T-Werte auf 50 Stimulationseinheiten erhöht. Damit wird für das Kind das Sprachsignal sehr leise, vielleicht auch unhörbar, so dass wir nochmals alle T- und C-Werte schrittweise erhöhen, bis das Kind erneut reagiert. Dabei achten wir darauf, dass für diese erste MAP die Werte der Stapedius-Reflex-Schwellen nicht überschritten werden. Auf diese Weise sind wir sehr schnell in der Lage, auch für kleine Kinder Maps zu erstellen, von denen wir sicher sind, dass sie zu auditiven Sensationen führen und ihnen den Weg in die hörende Welt eröffnen können. Durch die Nutzung der objektiven Verfahren konnte die Zeit, die wir für die Erstellung der ersten Programme mit kleinen Kindern aufwenden müssen, um mehr als die Hälfte reduziert werden, ohne dass wir Veränderungen in der Hör-Sprachentwicklung der Patienten beobachten.