

# Ustawianie procesora dźwięku implantu ślimakowego

## Cochlear implant sound processor fitting

Andrzej Molisz<sup>1</sup>,  
Andrzej Żarowski<sup>3</sup>,  
Tomasz Przewoźny<sup>2</sup>,  
Janusz Siebert<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Katedra Medycyny Rodzinnej, Gdański Uniwersytet Medyczny

<sup>2</sup>European Institute for ENT-HNS, Sint-Augustinus Hospital, Antwerp, Belgium

<sup>3</sup>Klinika Otolaryngologii, Gdański Uniwersytet Medyczny

### STRESZCZENIE

Implanty ślimakowe stanowią od lat uznaną metodę leczenia głuchoty oraz znacznego i głębokiego niedosłuchu odbiorczego zarówno u dzieci, jak i u dorosłych. Każdy z chorych przechodzi wieloetapową kwalifikację, której celem jest weryfikacja potencjalnych korzyści z planowanego wszczepu ślimakowego, a także ocena przystosowania, motywacji i wsparcia dla chorego po operacji. Kilka tygodni po implantacji rozpoczyna się proces rehabilitacji oraz dopasowania procesora dźwięku do aktualnych potrzeb chorego, kontynuowany do końca życia pacjenta. Prawidłowa kwalifikacja chorego (w tym również dyskwalifikacja chorych, którzy nie odniosą korzyści z implantu) oraz poprawne ustawienie procesora dźwięku jest kluczowe dla optymalnego wykorzystania wszczepu ślimakowego. Rehabilitacja chorego po implantacji jest procesem długotrwałym i wymagającym zaangażowania wielu osób. Prowadzone próby usprawnienia tego procesu mogą przyczynić się do zwiększenia jego efektywności i obniżenia kosztów.

Forum Medycyny Rodzinnej 2018, tom 12, nr 5, 189–196

Słowa kluczowe: implant ślimakowy

### ABSTRACT

Cochlear implants are a globally recognized method of treatment of deafness and severe to profound sensorineural hearing loss both in adults and in children for many years now. Each candidate undergoes multistep selection which aim is verification of possible benefits from cochlear implant as well as evaluation of adaptation, motivation and support from relatives after the surgery. A few weeks after implantation rehabilitation and sound processor fittings begin which are then continued throughout the patient's life. Proper patient selection (also disqualification of those who would not benefit from implantation) and correct sound processor fitting are crucial in optimal use of cochlear implant. Rehabilitation after implantation is labour-intensive and requires involvement of many people. Attempts to improve this process can lead to its increased effectiveness and reduced costs.

Forum Medycyny Rodzinnej 2018, vol 12, no 5, 189–196

Key words: Cochlear implant

### Adres do korespondencji:

Andrzej Molisz  
Katedra Medycyny Rodzinnej Gdańskiego  
Uniwersytetu Medycznego  
ul. Dębinki 2, 80–211 Gdańsk  
tel. 58 349 15 75  
e-mail: amol@gumed.edu.pl

## WSTĘP

Implanty ślimakowe od lat stanowią uznaną metodę leczenia głuchoty oraz znacznego i głębokiego niedosłuchu odbiorczego zarówno u dzieci, jak i u dorosłych. Każdy z chorych przechodzi wieloetapową kwalifikację, której celem jest zweryfikowanie potencjalnych korzyści z planowanego wszczepu ślimakowego, a także ocena przystosowania, motywacji i wsparcia dla chorego po operacji [1, 2]. Do implantacji ślimakowej kwalifikowani są chorzy z obustronnym odbiorczym ubytkiem słuchu, którego średni poziom jest równy lub większy niż 70 dBHL dla ucha lepiej słyszącego [2]. Poza diagnostyką lekarską (laryngologiczno-audiologiczną, radiologiczną) kwalifikacja obejmuje również ocenę innych specjalistów (psychologiczną, surdologopedyczną). Istotnym celem postępowania przedoperacyjnego jest uświadomienie potrzeby wieloletniej rehabilitacji po wszczepie ślimakowym.

Do prowadzenia rehabilitacji po implantacji ślimakowej niezbędny jest również wielodyscyplinarny zespół złożony z otolaryngologa, audiologa, inżyniera klinicznego, surdologopedę i psychologa [3]. Zazwyczaj rozpoczyna się ona po pierwszym podłączeniu procesora implantu ślimakowego, około miesiąca po operacji. Jest to początek okresu adaptacji do nowych warunków, który z reguły jest trudny dla chorego. Dzięki plastyczności ośrodkowego układu nerwowego chory jest w stanie połączyć znane wzorce słuchowe z doznaniem słuchowymi odbieranymi przez implant ślimakowy (niedosłuch postlingwalny) lub stworzyć nowe wzorce (niedosłuch prelingwalny) [4, 5]. Efektem prawidłowo prowadzonej rehabilitacji i dobrej odpowiedzi chorego jest wysoki stopień rozumienia mowy [3, 6].

Implant ślimakowy składa się z dwóch części — wewnętrznego wszczepu oraz zewnętrznego procesora dźwięku (mowy). Część wszczepialna, czyli właściwy implant ślimakowy wraz z elektrodą znajdującą się w ślimaku, pozostaje w ciele chorego przez wiele lat (czasem do końca życia). Użycie procesora dźwięku

jest zależne od pacjenta. Może on w dowolnym momencie zakładać go lub zdejmować. Procesor dźwięku utrzymuje się na głowie przy pomocy magnesu, a z implantem komunikuje się przez skórę drogą radiową. Ze względu na narażenie na warunki zewnętrzne i uszkodzenia mechaniczne wymaga wymiany co kilka lat.

Kryteria współczesnej kwalifikacji przedstawiono w pracy Przewoźnego i wsp. [2]. Celem niniejszej jest przedstawienie technik programowania procesora mowy u chorych po wszczepie ślimakowym.

## ZASADY PROGRAMOWANIA PROCESORA MOWY IMPLANTU ŚLIMAKOWEGO

Do ustawiania procesorów dźwięku implantów ślimakowych wykorzystywane są parametry elektrofizjologiczne (obiektywne) oraz behawioralne (subiektywne). Do parametrów elektrofizjologicznych należą impedancja elektrodowa, elektrycznie wywołane złożone potencjały czynnościowe nerwu słuchowego (ECAP, *electrically-evoked compound action potentials*), elektrycznie wywołane słuchowe odpowiedzi pniowe (EABR, *electrically-evoked auditory brainstem responses*) oraz elektrycznie wywołane odruchy mięśnia strzemiączkowego (ESRT, *electrically-evoked stapedius reflex thresholds*). Optymalny dobór tych parametrów oraz ich wpływ na parametry behawioralne pozostaje przedmiotem badań.

### Parametry elektrofizjologiczne

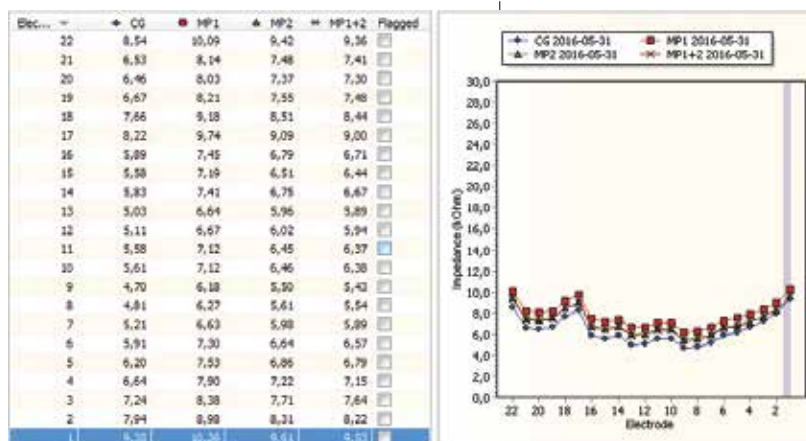
Podstawową wielkością badaną zarówno śród-, jak i pooperacyjnie jest impedancja elektrodowa (ryc. 1). Zwykle jest ona mierzona automatycznie dla wszystkich zakończeń elektrodowych implantu (ich liczba różni się w zależności od producenta — z reguły jest to ok. 20). Impedancja elektrodowa niesie dużo informacji na temat otoczenia elektrody. Lokalne procesy włóknienia, zagięcie czy uszkodzenie elektrody mają istotny wpływ na wartość impedancji [7, 8]. Nieobliczalna wartość impedancji, znaczna tendencja wzrostowa lub duże różnice między wartościami impedancji dla poszczególnych

zakończeń elektrodowych mogą być wskazaniem do wykonania badań obrazowych kości skroniowej, a w skrajnej sytuacji — pierwszą przesłanką do ewentualnej eksplantacji. Impedancja elektrodowa rzadko jest bezpośrednio wykorzystywana do ustawiania procesorów mowy. Ostatnie badania pokazują jednak, że koreluje z parametrami behawioralnymi dwukrotnie lepiej niż najczęściej wykorzystywany ECAP [Zarowski et al. — w druku].

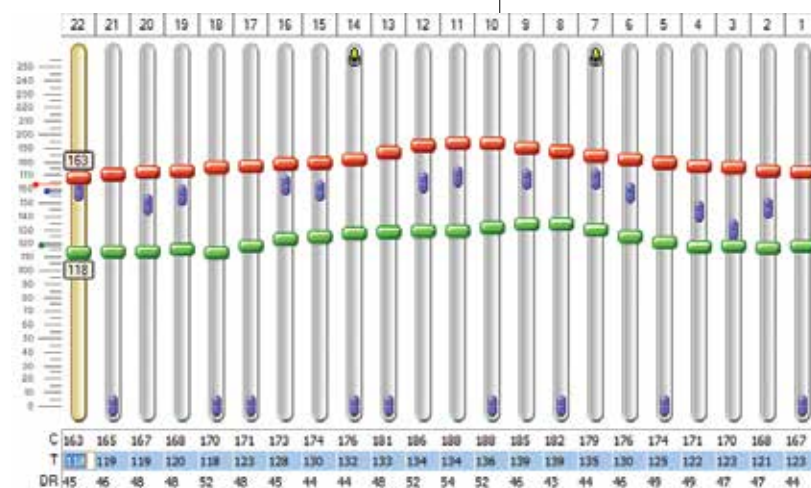
ECAP jest potencjałem wywołanym z nerwu słuchowego (ryc. 2). Producenci implantów ślimakowych stosują różne nazwy handlowe tego parametru. W przypadku popularnych implantów firmy Cochlear jest to telemetria odpowiedzi neuronalnych (NRT, *neural response telemetry*). ECAP może być odczytywany na podstawie analizy wykresów lub mierzony automatycznie przez program. Jest on definiowany jako najniższy poziom stymulacji elektrycznej wywołujący odpowiedź nerwu ślimakowego. Jego jednostką jest poziom prądowy określany różnie w zależności od firmy (np. CL, *current level* lub CI, *current index*). Pomimo stosunkowo słabej korelacji ECAP z parametrami behawioralnymi dla poszczególnych elektrod jest on najczęściej wykorzystywany do ustawiania progów parametrów behawioralnych, które determinują to, co chory słyszy w implantacie. Wymaga to jednak behawioralnego dopasowania mapy utworzonej na podstawie ECAP [6, 9, 10]

Parametrem rzadziej wykorzystywanym w ustawianiu procesora dźwięku jest EABR. Badanie to ma większe zastosowanie w kwalifikacji chorego do zabiegu [2] jako jedno z podstawowych badań obiektywnych. Niektóre ośrodki wykorzystują EABR do oceny prawidłowego funkcjonowania implantu, a także posługują się zakresem dynamicznym EABR do dopasowania procesora dźwięku u niewspółpracujących chorych [11–13].

Pomiar ESRT polega na obserwacji odruchu mięśnia strzemiączkowego w odpowiedzi na elektryczną stymulację poprzez implant ślimakowy. Fizjologiczny skurcz mięśnia



**Rycina 1.** Przebieg impedancji elektrodowej dla wszystkich 22 zakończeń elektrodowych implantu Nucleus CI512 firmy Cochlear. Badanie wykonano podczas trzeciego dopasowania procesora (ok. sześć tygodni po implantacji) u dziecka operowanego w wieku 18 miesięcy



**Rycina 2.** Mapa ustawień procesora dźwięku dla tego samego pacjenta co na rycinie 1. Badanie wykonano w czasie trzeciego dopasowania. Progi T zaznaczone są na zielono, a progi C — na czerwono. Kolorem fioletowym zaznaczono zmierzone poziomy ECAP. Wartości zakresu dynamicznego (różnicy pomiędzy poziomami C i T) można odczytać z tabeli (DR)

strzemiączkowego chroni narząd słuchu przed hałasem. U osób zaimplantowanych może być mierzony kontralateralnie poprzez obserwację zmian wartości audiometrii impedancyjnej lub ipsilateralnie poprzez bezpośrednią obserwację mięśnia strzemiączkowego na bloku operacyjnym. ESRT jest definiowany jako najniższy poziom stymulacji elektrycznej wywołujący skurcz mięśnia strzemiączkowego. Może on być wykorzystywany w dopasowaniu procesorów dźwięku ze względu na istotną korelację z parametrami behawioralnymi [14, 15].

### ■ Parametry behawioralne

Parametry behawioralne, w przeciwieństwie do elektrofizjologicznych, są zależne od subiektywnej oceny pacjenta. Należą do nich próg słyszenia (T, *threshold level*) oraz próg komfortu (C, *comfort level*). Służą one głównie do tworzenia mapy (MAP) implantu słuchowego pacjenta (ryc. 2). Poziom T to najcichszy dźwięk, jaki pacjent jest w stanie usłyszeć dla danego zakończenia elektrodowego, a poziom C — najgłośniejszy, jaki nie wywołuje dyskomfortu. Obie te wielkości mogą być określane przy wykorzystaniu parametrów elektrofizjologicznych oraz przez badanie reakcji pacjenta na podawane dźwięki dla każdego z zakończeń elektrodowych. Zakres słyszenia chorego w implancie zawiera się pomiędzy progami T i C. Jednostką progów T i C jest poziom prądowy. Ta sama jednostka znajduje zastosowanie dla poziomów ECAP, co ułatwia bezpośrednio ustawianie parametrów behawioralnych na podstawie wartości tychże.

### ■ Badania śródoperacyjne

Bezpośrednio po umieszczeniu elektrody implantu ślimakowego wewnątrz błędniaka błoniastego możliwy jest pomiar parametrów elektrofizjologicznych. Głównym celem tych badań jest pośrednia ocena poprawnego położenia i funkcjonowania elektrody. Wartości śródoperacyjne ECAP są również często wykorzystywane do późniejszego ustawiania parametrów behawioralnych. W okresie śródoperacyjnym nie jest możliwy pomiar parametrów behawioralnych, które wymagają interakcji z pacjentem.

### ■ Badania pooperacyjne

W okresie pooperacyjnym możliwe są pomiary wszystkich parametrów. Pomiary ECAP wykonywane są z reguły z użyciem innych parametrów prądu (częstotliwości stymulacji) niż w badaniach śródoperacyjnych, co może budzić wątpliwości dotyczące porównywalności tych badań [Molisz et al. — w druku]. Badania ECAP z reguły są prowadzone tylko

dla wybranych elektrod, a pozostałe są aproksymowane do wartości zmierzonych (*streamlined fitting*).

### ■ Sposoby ustawiania procesorów mowy

Sposób ustawiania procesora mowy zależy od chorego. Podstawowym kryterium różnicującym dobór metody jest wiek. U małych dzieci (do ok. piątego roku życia) procesor najczęściej jest ustawiany na podstawie pomiarów śródoperacyjnych. W jednej z metod progi T początkowo ustawiane są o 60 CL poniżej zmierzonych wartości ECAP, a C o 10 CL powyżej T. Następnie progi T są badane dla kilku elektrod i cały profil jest odpowiednio przesuwany, z reguły w dół. Ostatecznie progi T z reguły znajdują się ok. 30 CL poniżej wartości zmierzonych początkowo. Na podstawie tak przygotowanych profili progów T i C przygotowywane są cztery mapy determinujące ustawienie procesora. Główną różnicą pomiędzy nimi jest wartość zakresu dynamicznego (*dynamic range*), czyli różnicy pomiędzy wartościami T i C. Początkowo wartości te są niskie (z reguły 10 Cl). Ulegają zwiększeniu w miarę postępu rehabilitacji i adaptacji drogi słuchowej do implantu ślimakowego, co przekłada się na lepszą jakość słyszenia.

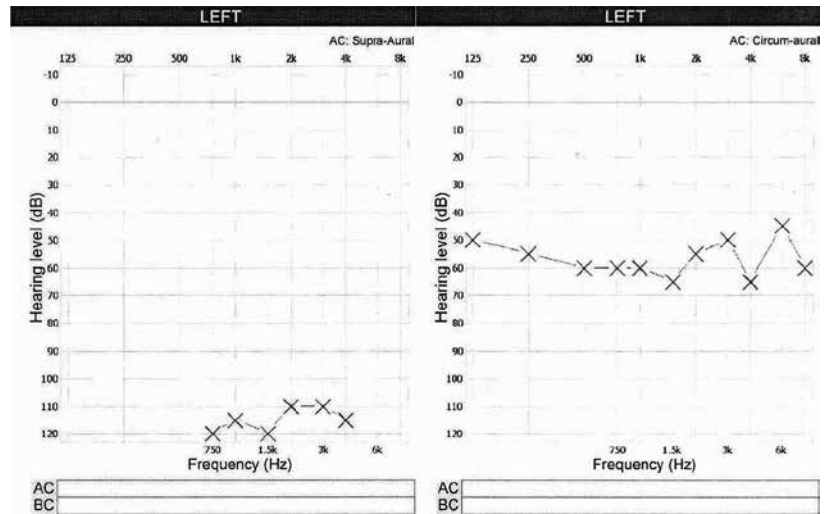
W początkowym okresie rehabilitacji z reguły ustawiane są mapy progresywne. Mają one taki sam profil, ale różnią się wartościami zakresu dynamicznego. W prezentowanej metodzie dla kolejnych map wartości te wynoszą 10, 15, 20 i 25 CL. W miarę postępu rehabilitacji chory może wybierać kolejne mapy z większym zakresem dynamicznym. Początkowo zmiany te są częste (nowa mapa jest ustawiana co 1–2 tygodnie), a później coraz rzadsze aż do stabilizacji z reguły w okresie 5–6 dopasowania (kilka miesięcy po implantacji). U zaimplantowanych osób dorosłych wartości progów T i C są ustawiane na podstawie odpowiedzi behawioralnych (reakcji pacjenta), a poziomy ECAP służą tylko do ich przybliżonej oceny.

### ■ Ocena efektów słuchowych

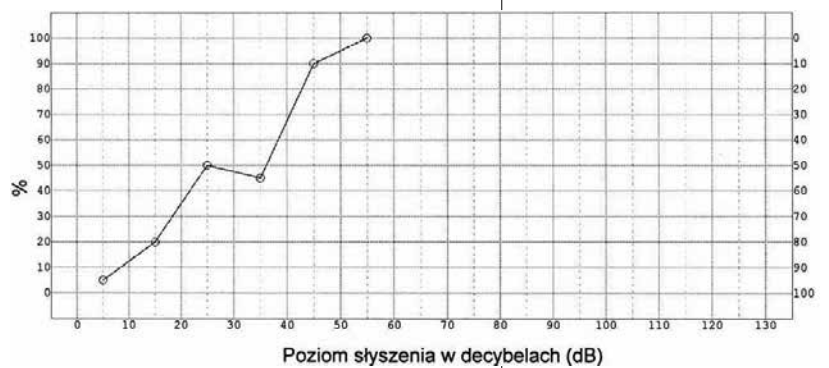
Po dopasowaniu procesora mowy istotna jest ocena efektywności implantu. Aby ocenić zysk z implantu ślimakowego wykonuje się audiometrię w wolnym polu słuchowym (FFA, *free field audiometry*) bez oraz z procesorem (ryc. 3). Pozwala ona ocenić progi słyszenia dla chorego korzystającego z procesora oraz poprawę w stosunku do słyszenia bez procesora. Badaniem umożliwiającym ocenę korzyści w codziennym funkcjonowaniu jest audiometria słowna. Umożliwia ona ocenę stopnia rozumienia mowy oraz zysku słuchowego z zastosowanego procesora dźwięku (ryc. 4).

### ■ Problemy w ustawianiu

Pomimo prób optymalnego dopasowania procesorów mowy dla każdego chorego u niektórych nie udaje się osiągnąć zadowalającego efektu słuchowego. Zysk słuchowy zależy od wielu czynników [16–22]. Istotnym parametrem wpływającym na efekt kooperacyjny oraz dalszą rehabilitację jest to, czy pacjent utracił słuch w okresie pre- czy postlingwalnym. W pierwszym przypadku chory nie zdążył wykształcić mowy, a jego droga słuchowa jest niedojrzała. Tego typu niedosłuch dotyczy niemowląt i małych dzieci (do ok. piątego roku życia). W takim przypadku istotna jest wczesna implantacja, która zapewnia prawidłowy rozwój słuchu i mowy we wczesnym dzieciństwie. W praktyce możliwe jest założenie wszczepu ślimakowego w wieku 18 miesięcy, gdyż od tego czasu ucho wewnętrzne nie zmienia istotnie swoich wymiarów i elektroda ślimakowa może w nim pozostać wiele lat. Inaczej jest w przypadku osób z niedosłuchem postlingwalnym. Dotyczy on dorosłych oraz starszych dzieci. Osoby te utraciły słuch po pełnym wykształceniu słuchu i mowy. W tym przypadku celem jest utrzymanie aktywności drogi słuchowej przez zastosowanie implantu, a nie jej wykształcenie. Wskutek zjawiska deprywacji słuchowej po utracie słuchu dochodzi do stopniowej



**Rycina 3.** Audiometria tonalna w wolnym polu słuchowym chorego bez (po lewej stronie) oraz z (po prawej stronie) procesorem dźwięku cztery miesiące po implantacji.



**Rycina 4.** Audiometria słowna chorego sześć miesięcy po implantacji. Zwraca uwagę 100% rozumienie mowy na poziomie 55dB.

degeneracji drogi słuchowej. W efekcie osoba zaimplantowana lub zaaparatowana po długim okresie niedosłuchu ma problemy z rozumieniem mowy pomimo prawidłowego słyszenia. Aby temu zapobiec, wskazana jest minimalizacja okresu niedosłuchu przed odpowiednio wczesne zaaparatowanie lub zaimplantowanie chorego. Kierunek zmian zachodzących wskutek niedosłyszenia może być różny i zależy od plastyczności ośrodkowego układu nerwowego. Są doniesienia o możliwości przewidywania efektu implantacji ślimakowej zależnej od plastyczności mózgu na podstawie pomiarów ekspresji neurotrofin, które odgrywają istotną rolę w funkcjonowaniu synaps [5].

### ■ **Poszukiwanie optymalnej metody dopasowania procesorów mowy**

Dopasowanie procesorów mowy jest żmudne i czasochłonne, wymaga zaangażowania specjalisty oraz wizyty pacjenta w ośrodku, który często znajduje się w miejscu odległym od miejsca jego zamieszkania. Od dawna poszukiwane są sposoby zwiększenia efektywności ustawiania procesorów i zmniejszenia związanych z tym kosztów. Jest kilka różnych podejść do rozwiązania tego problemu, wśród których wymienić można:

- *streamlined fitting*,
- *automated fitting*,
- *tele-fitting*.

Podejście *streamlined fitting* dąży do uproszczenia i przyspieszenia procedury tworzenia mapy pacjenta. Dopasowanie progów T i C (najczęściej na podstawie ECAP) wykonywane jest tylko dla wybranych zakończeń elektrodowych, a dla pozostałych jest interpolowane [23]. Powstająca krzywa ma kształt opływowy (wartości progów słyszenia i komfortu płynnie zmieniają się dla kolejnych zakończeń elektrodowych).

*Automated fitting* jest próbą ustalenia parametrów, które umożliwiłyby w pełni obiektywne ustawianie procesorów dźwięku. Pomimo wykazanej korelacji wartości parametrów elektrofizjologicznych z wartościami parametrów behawioralnych nie udało się znaleźć optymalnej metody przewidywania wartości progów T i C o skuteczności porównywalnej z dopasowaniem manualnym. Prowadzone są próby wykorzystania w tym celu takich badań jak EEG [24]. Być może pomocne okaże się wykorzystanie sieci neuronowych, które umożliwią jednoczesną analizę wielu parametrów.

Inne założenie wykorzystuje podejście *tele-fitting*, w którym dopasowanie jest wykonywane przez doświadczonych osoby w specjalistycznych ośrodkach, a dane z procesora dźwięku oraz odpowiedzi behawioralne przesyłane są na odległość [25]. Możliwe jest

również wykorzystanie sieci telefonicznej lub Internetu do wykonywania testów audiologicznych [26]. Dzięki temu ograniczane są koszty podróży chorego, a w dalszej perspektywie możliwe jest tworzenie wysoce wykwalifikowanych ośrodków zajmujących się wyłącznie dopasowaniem procesorów dźwięku. Wadą takich rozwiązań są zmienne warunki prowadzenia badań (mieszkanie chorego zamiast kabiny dźwiękoszczelnej w ośrodku audiologicznym) oraz związana z tym trudność ich kalibracji. Widmo dźwięku przesyłanego na odległość często różni się od słyszanego bezpośrednio. W związku z tym próbuje się stworzyć mapy dostosowane specjalnie do warunków *tele-fittingu* [26].

### **PODSUMOWANIE**

Implanty ślimakowe są coraz częściej spotykane zarówno w praktyce klinicznej, jak i w codziennym życiu. Poza początkowym okresem życia nie ma praktycznie żadnych ograniczeń wiekowych dla wszczepów ślimakowych (dzieci z niedosłuchem prelingwalnym są implantowane w wieku 18 miesięcy, a najstarsze osoby trafiają na blok operacyjny powyżej 90 roku życia). Lekarz rodzinny jest osobą najczęściej stykającą się z pacjentami oraz ich codziennymi problemami. Kontaktem z osobami zaimplantowanymi powinna towarzyszyć świadomość potrzeby regularnych dopasowań procesora dźwięku, a także problemów związanych np. z nieprawidłowym ustawieniem lub wadliwym funkcjonowaniem urządzenia. Wizyty w ośrodkach ustawiających procesory często wiążą się z absencją w pracy. Zysk słuchowy chorych zaimplantowanych jest różny (w skrajnych sytuacjach rozumienie mowy może wahać się od 0 do 100%). Potrzebna jest zarówno świadomość pewnych ograniczeń chorych z implantami ślimakowymi nawet przy optymalnym dopasowaniu, jak i konieczności konsultacji audiologicznej osób zaimplantowanych, które nie odnoszą korzyści z urządzenia.

## PIŚMIENNICTWO

- Criteria of candidacy for unilateral cochlear implantation in postlingually deafened adults I: theory and measures of effectiveness. *Ear Hear.* 2004; 25(4): 310–335, indexed in Pubmed: [15292774](#).
- Przewoźny T, Kuczkowski J, Molisz A, et al. Nowoczesne zasady kwalifikacji chorych do implantacji ślimakowych. *Forum Med Rodz.* 2013; 7(6): 342–348.
- Hemmingson C, Messersmith JJ. Cochlear implant practice patterns: the U.S. trends with pediatric patients. *J Am Acad Audiol.* 2018; 29(8): 722–733, doi: [10.3766/jaaa.17011](#), indexed in Pubmed: [30222542](#).
- McKay CM. Brain plasticity and rehabilitation with a cochlear implant. *Adv Otorhinolaryngol.* 2018; 81: 57–65, doi: [10.1159/000485586](#), indexed in Pubmed: [29794427](#).
- Alemi R, Motassadi Zarandy M, Joghataei MT, et al. Plasticity after pediatric cochlear implantation: Implication from changes in peripheral plasma level of BDNF and auditory nerve responses. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol.* 2018; 105: 103–110, doi: [10.1016/j.ijporl.2017.12.014](#), indexed in Pubmed: [29447794](#).
- Smooenburg GF, Willeboer C, van Dijk JE. Speech perception in nucleus CI24M cochlear implant users with processor settings based on electrically evoked compound action potential thresholds. *Audiol Neurootol.* 2002; 7(6): 335–347, doi: [10.1159/000066154](#), indexed in Pubmed: [12401965](#).
- Zadrożniak M, Szymański M, Siwiec H, et al. Impedance changes in cochlear implant users — Zmiany impedancji elektrod u użytkowników implantów ślimakowych. *Otolaryngologia Polska.* 2011; 65(3): 214–217, doi: [10.1016/s0030-6657\(11\)70678-3](#).
- Molisz A, Zarowski A, Vermeiren A, et al. Postimplantation changes of electrophysiological parameters in patients with cochlear implants. *Audiol Neurootol.* 2015; 20(4): 222–228, doi: [10.1159/000377615](#), indexed in Pubmed: [25969138](#).
- Mittal R, Panwar SS. Correlation between intra-operative high rate neural response telemetry measurements and behaviourally obtained threshold and comfort levels in patients using Nucleus 24 cochlear implants. *Cochlear Implants Int.* 2009; 10(2): 103–111, doi: [10.1179/cim.2009.10.2.103](#), indexed in Pubmed: [19025887](#).
- Muhaimeed HAI, Anazy FAI, Hamed O, et al. Correlation between NRT measurement level and behavioral levels in pediatric cochlear implant patients. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol.* 2010; 74(4): 356–360, doi: [10.1016/j.ijporl.2009.12.017](#), indexed in Pubmed: [20074818](#).
- Firszt JB, Wackym PA, Gaggi W, et al. Electrically evoked auditory brain stem responses for lateral and medial placement of the Clarion HiFocus electrode. *Ear Hear.* 2003; 24(2): 184–190, doi: [10.1097/01.AUD.0000061230.58992.9A](#), indexed in Pubmed: [12677114](#).
- Brown CJ, Hughes ML, Lopez SM, et al. Relationship between EABR thresholds and levels used to program the CLARION speech processor. *Ann Otol Rhinol Laryngol Suppl.* 1999; 177: 50–57, doi: [10.1177/00034894991080s411](#), indexed in Pubmed: [10214802](#).
- Brown CJ, Hughes ML, Luk B, et al. The relationship between EAP and EABR thresholds and levels used to program the nucleus 24 speech processor: data from adults. *Ear Hear.* 2000; 21(2): 151–163, indexed in Pubmed: [10777022](#).
- Pau HW, Ehrh K, Just T, et al. How reliable is visual assessment of the electrically elicited stapedius reflex threshold during cochlear implant surgery, compared with tympanometry? *J Laryngol Otol.* 2011; 125(3): 271–273, doi: [10.1017/S0022215110002392](#), indexed in Pubmed: [21054912](#).
- Van Den Abbeele T, Noël-Petroff N, Akin I, et al. Multi-centre investigation on electrically evoked compound action potential and stapedius reflex: how do these objective measures relate to implant programming parameters? *Cochlear Implants Int.* 2012; 13(1): 26–34, doi: [10.1179/1754762810Y.0000000001](#), indexed in Pubmed: [22340749](#).
- Rubinstein JT, Parkinson WS, Tyler RS, et al. Residual speech recognition and cochlear implant performance: effects of implantation criteria. *Am J Otol.* 1999; 20(4): 445–452, indexed in Pubmed: [10431885](#).
- Gomaa NA, Rubinstein JT, Lowder MW, et al. Residual speech perception and cochlear implant performance in postlingually deafened adults. *Ear Hear.* 2003; 24(6): 539–544, doi: [10.1097/01.AUD.0000100208.26628.2D](#), indexed in Pubmed: [14663353](#).
- van Dijk JE, van Olphen AF, Langereis MC, et al. Predictors of cochlear implant performance. *Audiology.* 1999; 38(2): 109–116, doi: [10.3109/00206099909073010](#), indexed in Pubmed: [10206520](#).
- Green KMJ, Bhatt YM, Mawman DJ, et al. Predictors of audiological outcome following cochlear implantation in adults. *Cochlear Implants Int.* 2007; 8(1): 1–11, doi: [10.1179/cim.2007.8.1.1](#), indexed in Pubmed: [17479968](#).
- Blamey P, Artieres F, Başkent D, et al. Factors affecting auditory performance of postlinguistically deaf adults using cochlear implants: an update with 2251 patients. *Audiol Neurootol.* 2013; 18(1): 36–47, doi: [10.1159/000343189](#), indexed in Pubmed: [23095305](#).
- Holden LK, Finley CC, Firszt JB, et al. Factors affecting open-set word recognition in adults with cochlear implants. *Ear Hear.* 2013; 34(3): 342–360, doi: [10.1097/AUD.0b013e3182741aa7](#), indexed in Pubmed: [23348845](#).
- Derinsu U, Yüksel M, Geçici CR, et al. Effects of residual speech and auditory deprivation on speech perception of adult cochlear implant recipients. *Auris Nasus Larynx.* 2018 [Epub ahead of print], doi: [10.1016/j.anl.2018.06.006](#), indexed in Pubmed: [29945747](#).
- Law MA, Whitford L, Knight M, et al. Evaluation of streamlined programming procedures for the nucleus cochlear implant with the contour electrode array. *Ear Hear.* 2005; 26(6): 651–668, doi: [10.1097/01.aud.0000188201.86799.01](#), indexed in Pubmed: [16378000](#).
- Finke M, Billinger M, Büchner A. Toward automated cochlear implant fitting procedures based on event-related potentials. *Ear Hear.* 2017; 38(2): e118–e127, doi: [10.1097/AUD.0000000000000377](#), indexed in Pubmed: [27787394](#).

25. Hughes M, Goehring J, Baudhuin J, et al. Use of telehealth for research and clinical measures in cochlear implant recipients: a validation study. *J Speech Lang Hear.* 2012; 55(4): 1112–1127, doi: [10.1044/1092-4388\(2011/11-0237\)](https://doi.org/10.1044/1092-4388(2011/11-0237)).
26. Giannantonio S, Di Nardo W, Schinaia L, et al. Adaptation of cochlear implant fitting to various telecommunication systems: a proposal for a 'telephone map'. *Acta Otolaryngol.* 2014; 134(8): 802–812, doi: [10.3109/00016489.2014.884725](https://doi.org/10.3109/00016489.2014.884725), indexed in Pubmed: 24865302.

#### **PUBLIKACJE W DRUKU**

27. Zarowski A, Molisz A, Cardinael E, Vermeiren A, Theunen T, et al. Electrode impedance as a strong predictive factor for behavioural T/C-levels in cochlear implant patients. 2018 in press.
28. Molisz A, Zarowski A, Theunen T, Vermeiren A, De Coninck L, et al. Influence of Stimulus Presentation Rate on Intraoperative ECAP thresholds in Cochlear Implant Users. 2018 in press.