

Implanty ślimakowe – kierunki rozwoju w roku 2019

Cochlear implants – development in 2019

Michał Karlik¹

Katedra i Klinika Foniatrii i Audiologii
Uniwersytetu Medycznego im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu
ul. Przybyszewskiego 49, 60-355 Poznań

STRESZCZENIE

Implanty ślimakowe stały się już powszechną metodą postępowania terapeutycznego w obustronnych głuchotach czy obustronnych głębokich niedosłuchach. W ostatnich latach duże znaczenie nabrały badania nad efektywnością połączenia pomiędzy elektrodą a zakończeniami nerwowymi pierwszego neuronu słuchowego, ponieważ wpływa ono znacząco na wyniki słuchowe. Przedstawiono i omówiono niektóre elementy wpływające na skuteczność tego połączenia. Jednym z nich jest oporność tkanek mierzona przy pomocy impedancji elektrod. Wzrost impedancji elektrod skutkuje wyższymi poziomami stymulacji elektrycznej, zaburzonym rozchodzeniem się prądu elektrycznego ślimaku, powodując spadek zrozumiałości mowy. Innym elementem wpływającym na efekt skuteczności połączenia elektroda-neurony jest rodzaj elektrody wprowadzanej do ślimaka oraz jej położenie (na bocznej ścianie ślimaka, okołowrzecionkowe). Cienka i giętka elektroda jest bardziej podatna na nieoczekiwane zagięcia podczas jej wprowadzania do ślimaka. Sposoby umożliwiające kontrolowanie tej procedury obejmują metody radiologiczne oraz złożone/prze-strzenne pomiary impedancji elektrod. W ostatnich latach obserwuje się także znaczące wykorzystanie elektrokocheografii podczas operacji założenia implantu ślimakowego w celu monitorowania zachowania resztek słuchu.

Słowa kluczowe: implanty ślimakowe, pomiary impedancji elektrod, elektrokocheografia, połączenie elektro-nerwowe, zachowanie słuchu

ABSTRACT

Cochlear implants have already become a standard therapeutic method in bilateral deafness or bilateral profound hearing loss. In recent years, we observe an increased number of studies of the effectiveness of the connection between the electrode and the nerve endings of the first auditory neuron, because it significantly affects auditory results. Some elements affecting the efficacy of this interface are presented and discussed. One of them is tissue resistance measured by the electrode impedance. The increase in electrode impedance results in higher levels of electrical stimulation, disturbed spread of electric current within the cochlea, resulting in a decrease in speech intelligibility. Another element affecting the effect of the effectiveness of the electrode-neuron interface is the type of electrode introduced into the cochlea and its location (on the lateral wall of the cochlea, perimodiolar). A thin and flexible electrode is more susceptible to unexpected bends when inserted into the scala tympani. Methods to control this procedure include radiological evaluation and more advanced electrode impedance measurements. In recent years, significant use of electrocochleography has also been observed during cochlear implant surgery to monitor the residual hearing preservation.

Keywords: cochlear implants, impedance measurements, electrocochleography, electro-neural interface, hearing preservation

Implanty ślimakowe stały się już powszechną metodą postępowania terapeutycznego w obustronnych głuchotach, czy obustronnych głębokich niedosłuchach, kiedy zastosowane aparaty słuchowe nie przynoszą u pacjenta wystarczającego zysku.

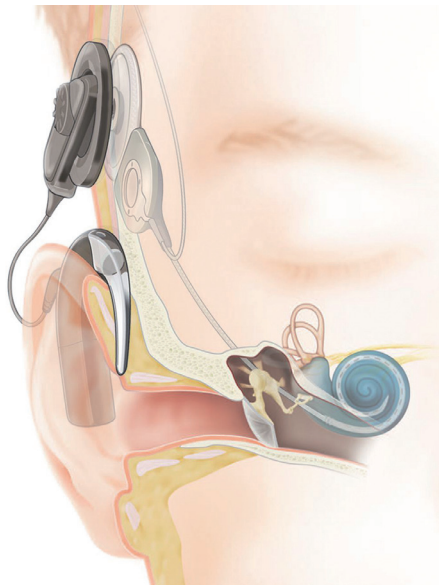
Urządzenia te składają się z dwóch części: wewnętrznej, wprowadzanej chirurgicznie, oraz zewnętrznej, tzw. procesora mowy/dźwięku (Rys. 1). Sygnał akustyczny odbierany z otoczenia dociera do mikrofonu części zewnętrznej, która umieszczona jest najczęściej za małżowiną uszną. Sygnał ten ulega dalszemu przekształceniu na odpowiednio zakodowany sygnał elektryczny, który wysyłany jest poprzez antenę zewnętrzną przez skórę do anteny wewnętrznej. Jest ona częścią odbiornika umieszczonego pod skórą i warstwą mięśni na powierzchni kości czaszki. W tej części sygnał ulega odkodowaniu, a następnie dostarczany jest do kontaktów umieszczonych na

elektrodzie wprowadzonej do ślimaka. Prąd elektryczny stymuluje włókna nerwowe drogi słuchowej, wywołując u pacjenta wrażenia dźwiękowe. Umiejętność wykorzystania tych wrażeń zależy od wielu czynników, m.in. od prowadzonej rehabilitacji słuchu.

W okresie minionych 30 lat zaobserwować możemy zmiany m.in. kryteriów kwalifikacyjnych do tego typu postępowania, budowy samych urządzeń wszczepialnych, ich elektroniki, kształtów przetwornika, elektrod wewnątrzślimakowych, rozmieszczenia kontaktów/styków, sposobów stymulacji elektrycznej, algorytmów kodowania sygnału. Każdego roku ukazuje się wiele publikacji, odbywają się liczne konferencje naukowe, których wiodącą tematyką są zagadnienia związane właśnie z implantami ślimakowymi. O czym mówiono, na co zwracano uwagę w 2019 roku? Tematów było wiele i dlatego też w niniejszym opracowaniu przedstawione zostaną jedynie niektóre z nich.

¹e-mail: mkarlik@ump.edu.pl

W ostatnich latach dużego znaczenia nabrały badania nad efektywnością połączenia pomiędzy elektrodą a zakończeniami nerwowymi pierwszego neuronu słuchowego. Stwierdzono, że właśnie to miejsce ma istotne znaczenie w osiągnięciu odpowiedniego poziomu wykorzystania stymulacji elektrycznej i wpływa znacząco na osiągnięte później wyniki słuchowe.



Rys. 1. Schemat działania implantu ślimakowego (źródło: materiały firmy Cochlear)

Jakie czynniki wpływają na poprawę tego połączenia? Jest ich wiele i obejmują m.in. opór pomiędzy elektrodą i tkanką, formującą się dodatkową tkanką po wprowadzeniu ciała obcego, odpowiedź immunologiczną ucha wewnętrznego na wprowadzenie ciała obcego, kształt elektrody, sposób jej wprowadzenia (atraumatyczność) i możliwość zachowania tym samym resztek słuchu, stosowanie środków farmakologicznych pozwalających na zachowanie resztek słuchu, nowe tryby stymulacji elektrycznej, nowe strategie kodowania sygnału.

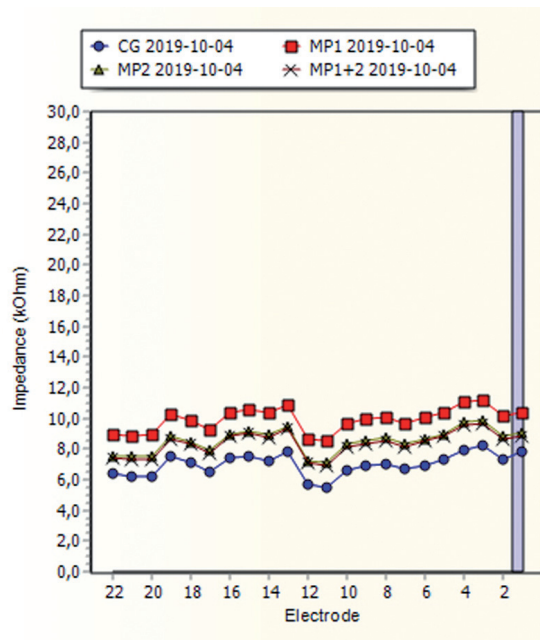
Analiza wpływu tych czynników na efektywność połączenia elektroda-neurony może poprawić wyniki osiągnięte przez grupę użytkowników implantów ślimakowych, na które zwraca się obecnie coraz więcej uwagi. Są to osoby, które nie wykorzystują w różnym stopniu możliwości stymulacji elektrycznej. Prowadzi to do poświęcenia dużej ilości czasu na długą, żmudną i mało efektywną rehabilitację słuchu, zmniejszenia czasu użytkowania urządzeń ze względu na niewielką efektywność słuchową. W wyjątkowych przypadkach skutkuje nawet zaprzestaniem korzystania z implantu ślimakowego, zwiększając grupę pacjentów określanym terminem „non-users”. Aktualnie wiele prowadzonych badań ma na celu zmniejszenia liczebności tej grupy osób.

Dotychczas jednym z elementów wpływających na skuteczność wspomnianego połączenia elektroda-neurony była oporność tkanek, mierzona przy pomocy oceny impedancji elektrod [1]. Zwiększona oporność tkanek może być związana

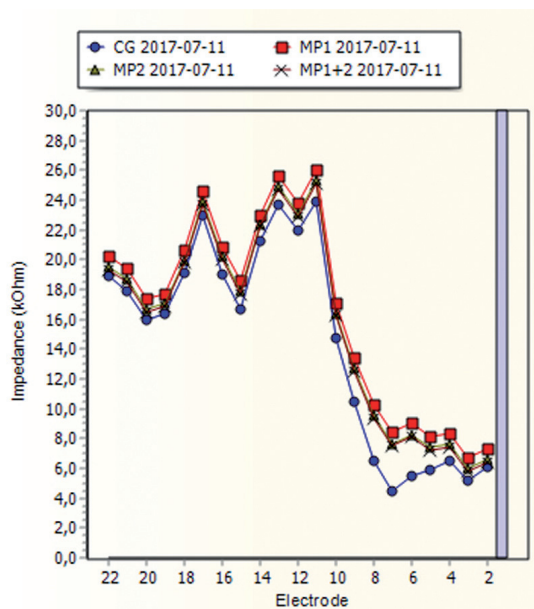
mi.in. z procesami zapalnymi w okresie pooperacyjnym, jak i tworzeniem się tkanki włóknistej wokół wprowadzonej do ślimaka elektrody [2]. Coraz częściej w badaniach eksperymentalnych stosuje się preparaty glikokortykosteroidowe, np. deksametazon, których celem jest m.in. ograniczenie tych procesów [3, 4]. Elektrody powleczone są preparatami steroidowymi, które uwalniane są z nich najczęściej w okresie 4 tygodni od implantacji. To właśnie w tym okresie najczęściej obserwuje się duże zmiany w zakresie impedancji i wszelkie działania pozwalające na ich stabilizację mogą przynieść lepszy efekt implantacji w późniejszym okresie.

Także bezpośrednie doślimakowe (poprzez okienko okrągłe) podawanie farmaceutyków, przy użyciu odpowiednio cienkich, o średnicy elektrody, silikonowych cewników, powoduje redukcję impedancji elektrod po podaniu sterydów do 24 dni po operacji [5].

Wzrost impedancji elektrod skutkuje przecież koniecznością wyższych poziomów stymulacji elektrycznej w celu wywołania wrażeń dźwiękowych. To z kolei powoduje zwiększone zużycie dostarczanej energii elektrycznej oraz zaburzone rozchodzenie się prądu elektrycznego ślimaku, co może dawać w konsekwencji zmniejszoną rozdzielczość częstotliwościową i w następstwie spadek zrozumiałości mowy. Na Rys. 2 przedstawiono przykład prawidłowej impedancji elektrod w implancie ślimakowym firmy Cochlear, natomiast na Rys. 3 zwiększoną wielkość impedancji dla elektrod nr 12-22.



Rys. 2. Przykład pomiaru prawidłowych wartości impedancji elektrod w implancie ślimakowym firmy Cochlear (materiał własny)



Rys. 3. Przykłady pomiaru zwiększonych wartości impedancji elektrod w implantacji ślimakowej firmy Cochlear dla elektrod nr 12-22 (materiał własny)

Dotychczasowe pomiary impedancji elektrod podlegają dalszemu rozwojowi i w ostatnim okresie obserwuje się duży postęp w tym zakresie. Dotyczy on tzw. macierzowych systemów rejestracji (ang. impedance-matrix tests). Wykorzystując one pomiary nie tylko w jednym, jak dotychczas, trybie stymulacji, ale w kilku trybach. Pozwala to m.in. na określenie sposobu rozkładu pola elektrycznego generowanego przez dostarczane impulsy elektryczne [6, 7]. Przestrzenny rozkład prądu elektrycznego w ślimaku pozwoli w przyszłości na dokładne określenie położenia elektrody, może wskazać niepożądane jej zagięcia, a także zasugerować najbardziej odpowiedni sposób stymulacji, być może dopasowane do danego pacjenta, zgodnie z ideą indywidualizacji implantacji ślimakowych.

Innym elementem wpływającym na efekt skuteczności połączenia elektroda-neurony jest rodzaj elektrody wprowadzanej do ślimaka oraz jej położenie [8]. Z jednej strony mamy długie, giętkie elektrody, które po wprowadzeniu lokalizują się na bocznej ścianie ślimaka (ang. lateral wall electrodes, LW). Ich celem jest jak najlepsze zachowanie resztek słuchowych i możliwość skorzystania ze stymulacji elektroakustycznej (ang. electroacoustic stimulation, EAS). Z drugiej strony mamy elektrody perimodiolarne, czyli okółwrzecionkowe (ang. perimodiolar electrodes, PM), przeznaczone do zbliżenia elektrody w kierunku elementów neuronalnych w obrębie wrzecionka. Celem ich stosowania jest poprawa rozumienia mowy poprzez zwiększenie selektywności częstotliwościowej oraz obniżenie poziomów stymulacji elektrycznej.

Elektrody okółwrzecionkowe zwiększają dokładność stymulacji elektrycznej, zmniejszają zużycie energii. Z drugiej strony zwiększa się także prawdopodobieństwo uszkodzenia delikatnych struktur wewnątrzślimakowych, co podnosi stopień ryzyka utraty resztek słuchowych. W przypadku elektrod prostych (LW) to ryzyko uszkodzenia zmniejsza się, zwiększając automatycznie prawdopodobieństwo zachowania resztek

słuchowych. Jednak w takiej sytuacji zwiększa się także odległość elektrody od neuronów słuchowych, przez co zwiększeniu ulega zapotrzebowanie na energię elektryczną oraz zmniejsza się dokładność stymulacji elektrycznej [9].

Próba kompromisu pomiędzy oboma wyżej wymienionymi rodzajami elektrod jest elektroda cienka i giętka. Jest ona jednak bardziej podatna na nieoczekiwane zagięcia podczas jej wprowadzania do ślimaka [8]. Odsetek zagięć końcówki wprowadzonej elektrody (ang. tip fold-over) waha się w piśmiennictwie od 1,8% do 13% [8, 10, 11]. Opracowywanie coraz to cieńszych elektrod w celu jak najbardziej atraumatycznego wprowadzenia elektrody oraz zachowania resztek słuchu wiąże się ze zwiększonym ryzykiem zagięcia się tego końcowego elementu. Niestety aktualne metody obrazowania śródoperacyjnego nie dają możliwości bezpośredniego endoskopowego wglądu do ślimaka i prowadzenia kontroli wprowadzanej elektrody. Dlatego też poszukuje się sposobów umożliwiających pośrednie kontrolowanie tej procedury. Do grupy tych metod należą badania z wykorzystaniem promieniowania rentgenowskiego, jak np. śródoperacyjna tomografia komputerowa [12, 13, 14] czy śródoperacyjna fluoroskopia [15], wspomniane wcześniej zaawansowane pomiary impedancji elektrod z wykorzystaniem macierzowych systemów rejestracji, czy elektrokochleografia.

Powszechność metod radiologicznych jest mocno ograniczona z kilku powodów, m.in. wysokich kosztów aparatury, wysokich kosztów wykonania pojedynczego badania, konieczności dodatkowego, określanego w piśmiennictwie co prawda jako niewielkie, napromieniowania pacjenta [12]. Z tego powodu bardzo szybko rozwijane są pomiary nie wymagające tak kosztownej aparatury oraz nie generujące tak wysokich kosztów, jak pomiary impedancji elektrod oraz elektrokochleografia.

Elektrokochleografia jest jednym z najwcześniej opisywanych słuchowych potencjałów wywołanych. W ostatnich 20-30 latach nie wzbudzała dużego zainteresowania audiologicznego z powodu jej ograniczonej przydatności klinicznej. Charakteryzuje się trzema komponentami, będącymi odpowiedziami na zjawiska zachodzące w ślimaku oraz w pierwszym neuronie drogi słuchowej: mikrofonikami ślimaka (ang. cochlear microphonics, CM), potencjałem sumacyjnym (ang. summing potential, SP) oraz potencjałem czynnościowym (ang. action potential, AP). Rejestracji tych potencjałów dokonuje się metodą bliskiego (przebębnekowo, transtympanalnie) lub odległego pola (zewnątrzbębnekowo, ekstratympanalnie). W metodzie przez bębnekowej, w której igłowa elektroda rejestrująca umieszczona jest bezpośrednio na promontorium, czyli na wypukłym elemencie przyśrodkowej ściany jamy bębnekowej pomiędzy okienkami okrągłym i owalnym, uzyskuje się najlepsze zapisy ze względu na ich dużą amplitudę. W przypadku metody zewnątrzbębnekowej uzyskiwane zapisy są zdecydowanie gorsze [16]. Ze względu na liczne trudności techniczne metody przebębnekowej w wielu ośrodkach stopniowo odstępowano od wykonywania tej rejestracji.

W ostatnich latach obserwuje się znaczący powrót tej metody audiologicznej, zwłaszcza podczas operacji założenia implantu ślimakowego w celu monitorowania zachowania resztek słuchu [17, 18]. Procedura polega na wprowadzeniu do prze-

wodu słuchowego zewnętrznego słuchawki wewnętrznej (ang. insert) oraz stymulacji akustycznej bodźcami typu tone burst lub trzask. Rejestrację odpowiedzi można prowadzić z zewnątrz- lub wewnątrzślimakowo. W przypadku metody zewnątrzślimakowej elektroda rejestrująca umieszczana jest właśnie na zewnątrz ślimaka, najczęściej w okolicy okienka okrągłego. Rejestracji dokonuje się niezależnie od systemu implantu ślimakowego z wykorzystaniem systemu do rejestracji słuchowych potencjałów wywołanych. W przypadku rejestracji wewnątrzślimakowej do pomiaru wykorzystywane są elektroda oraz system implantu. Potencjały rejestruje się ze styków/kontaktów elektrody podczas wprowadzenia jej do ślimaka. Jest to niezwykle pomocne w ocenie mikromechanicznych zmian w obrębie ślimaka. Utrata zapisu mikrofoników ślimaka stanowi istotną informację podczas operacji o możliwości uszkodzenia mikrostruktury ślimaka. Aktualne badania wskazują, iż ta procedura może dawać istotną informację zwrotną podczas operacji implantu ślimakowego przy zachowanych resztkach słuchowych.

Jednym ze znaczących elementów wpływających na efektywność implantacji ślimakowej jest zachowanie funkcjonujących neuronów zwoju spiralnego. Badania eksperymentalne wykazały, iż zastosowanie glejopochodnego czynnika neurotroficznego (ang. glial cell line-derived neurotrophic factor, GDNF) zmniejszając degenerację neuronów. Zatem w przyszłości prawdopodobne staje się zastosowanie tego czynnika w celu poprawy wyników stosowania implantów ślimakowych [19].

Kolejnym badanym zagadnieniem jest sposób rozchodzenia się prądu elektrycznego w obrębie ślimaka i czy jego zmiana może wpłynąć na poprawę rozumienia mowy, zwłaszcza w szumie. Najczęściej stosowanymi trybami stymulacji elektrycznej są tzw. tryby jednobiegunowe (ang. monopolar), gdzie prąd przepływa pomiędzy jednym z kontaktów elektrody wprowadzonej do ślimaka a elektrodą zewnątrzślimakową, umieszczoną w zależności od producenta urządzenia, w przetworniku, na elektrodzie głównej w niewielkiej odległości od przetwornika, pod mięśniami skroniowymi. Z aktualnych badań wynika, że tryby jednobiegunowe mają stosunkowo szeroki zakres pobudzenia neuronów, powodując duże interakcje pomiędzy nimi. Wystarcza to do rozumienia mowy w ciszy, ale znacznie utrudnia rozumienie mowy w szumie. Zastosowanie trybów stymulacji dwu- lub trójbiegunowych ma na celu większe zogniskowanie stymulacji elektrycznej. W trybie dwubiegunowym prąd elektryczny powraca do przylegającej (bądź innej) elektrody wewnątrzślimakowej, natomiast w trybie trójbiegunowym powraca w połowie do dwóch przylegających elektrod. Tryb trójbiegunowy oferuje najwyższą selektywność przestrzenną i zdecydowanie mniejsze interakcje niż tryb dwubiegunowy, czy jednobiegunowy. Jednak okazuje się, że poziomy stymulacji elektrycznej nie zawsze powodują pożądane wrażenia głośności. Z tego powodu, efektem kompromisu, jest tryb częściowo trójbiegunowy (ang. partial tripolar mode, pTP), w którym jedynie część prądu elektrycznego powraca do przylegających elektrod wewnątrzślimakowych, a część dociera do elektrody zewnątrzślimakowej [20].

Zagadnienia te są obecnie istotnym punktem zainteresowania badaniami naukowymi. Ich wyniki mogą wpłynąć na poprawę rozumienia mowy u pacjentów zaimplantowanych wszczepa-

mi ślimakowymi nie tylko w warunkach ciszy, ale w warunkach dodatkowego szumu, czy obecności innych bodźców akustycznych w otoczeniu. Pacjenci zaimplantowani tymi urządzeniami coraz częściej zwracają uwagę, że w znaczącym stopniu uległa poprawa komunikacja z innymi osobami właśnie w ciszy, ale w przypadku rozmowy w obecności kilku osób, nadal zgłaszają duże problemy w zakresie rozumienia.

Bibliografia

1. Wolfe J., Schafer E.C., Programming Cochlear Implants. Plural Publishing. San Diego, 2010.
2. Needham K., Stathopoulos D., Newbold C., Leavens J., Risi F., Manouchehri S., Durmo I., Cowan R., Electrode impedance changes after implantation of a dexamethasone-eluting intracochlear array. *Cochlear Implants Int* 2019; : 1-12.
3. Bas E., Bohorquez J., Goncalves S., Perez E., Dinh C.T., Garnham C., Hessler R., Eshraghi A.A., Van De Water T.R., Electrode array-eluted dexamethasone protects against electrode insertion trauma induced hearing and hair cell losses, damage to neural elements, increases in impedance and fibrosis: A dose response study. *Hear Res* 2016; 337: 12-24.
4. Chambers S., Newbold C., Stathopoulos D., Needham K., Miller C., Risi F., Enke Y.L., Timbol G., Cowan R., Protecting against electrode insertion trauma using dexamethasone. *Cochlear Implants Int* 2019; 20(1): 1-11.
5. Prenzler N.K., Salcher R., Timm M., Gaertner L., Lenarz T., Warnecke A., Intracochlear administration of steroids with a catheter during human cochlear implantation: a safety and feasibility study. *Drug Deliv Transl Res* 2018; 8(5): 1191-9.
6. Hey M., Bohnke B., Dillier N., Hoppe U., Eskilsson G., Lowgren K., Cullington H., Mauch H., Muller-Deile J., The Intra-Cochlear Impedance-Matrix (IIM) test for the Nucleus(R) cochlear implant. *Biomed Tech (Berl)* 2015; 60(2): 123-33.
7. Ramos A., De Miguel A.R., Falcon J.C., Stoeber T., Brademann G., Manrique M., Hoppe, U., Hey M., Baumann U., Huarte A., Cowan R., Neben N., Objective measures to characterize the electrical properties of the CI electrode array and the surrounding tissue. *Medical-Surgical Journal* 2019; 123(3): 48-9.
8. Gabrielpillai J., Burck I., Baumann U., Stover T., Helbig S., Incidence for tip foldover during cochlear implantation. *Otol Neurotol* 2018; 39(9): 1115-21.
9. Holder J.T., Yawn R.J., Nassiri A.M., Dwyer R.T., Rivas A., Labadie R.F., Gifford R.H., Matched cohort comparison indicates superiority of precurved electrode arrays. *Otol Neurotol* 2019; 40(9): 1160-6.

10. Grolman W., Maat A., Verdam F., Simis Y., Carelsen B., Freling N., Tange R.A., Spread of excitation measurements for the detection of electrode array foldovers: a prospective study comparing 3-dimensional rotational x-ray and intraoperative spread of excitation measurements. *Otol Neurotol* 2009; 30(1): 27-33.
11. Zuniga M.G., Rivas A., Hedley-Williams A., Gifford R.H., Dwyer R., Dawant B.M., Sunderhaus L.W., Hovis K.L., Wanna G.B., Noble J.H., Labadie R.F., Tip fold-over in cochlear implantation: case series. *Otol Neurotol* 2017; 38(2): 199-206.
12. Appachi S., Schwartz S., Ishman S., Anne S., Utility of intraoperative imaging in cochlear implantation: A systematic review. *Laryngoscope* 2018; 128(8): 1914-21.
13. Jia H., Torres R., Nguyen Y., De Seta D., Ferrary E., Wu H., Sterkers O., Bernardeschi D., Mosnier I., Intraoperative conebeam CT for assessment of intracochlear positioning of electrode arrays in adult recipients of cochlear implants. *AJNR Am J Neuroradiol* 2018; 39(4): 768-74.
14. Kim C.S., Maxfield A.Z., Foyt D., Rapoport R.J., Utility of intraoperative computed tomography for cochlear implantation in patients with difficult anatomy. *Cochlear Implants Int* 2018; 19(3): 170-9.
15. Garaycochea O., Manrique-Huarte R., Manrique M., Intra-operative radiological diagnosis of a tip roll-over electrode array displacement using fluoroscopy, when electrophysiological testing is normal: the importance of both techniques in cochlear implant surgery. *Braz J Otorhinolaryngol* 2017; doi: 10.1016/j.bjorl.2017.05.003.
16. Nolder A.R., Dornhoffer J.L., Atcherson S.R., *Electrocochleography. [W:] Auditory electrophysiology. A clinical guide.* Atcherson S.R., Stody T.M. (red.). Wyd. Thieme. New York - Stuttgart, 2012.
17. Haumann S., Imsiecke M., Bauernfeind G., Buchner A., Helmstaedter V., Lenarz T., Salcher R.B., Monitoring of the inner ear function during and after cochlear implant insertion using electrocochleography. *Trends Hear* 2019; 23: doi: 10.1177/2331216519833567.
18. Koka K., Riggs W.J., Dwyer R., Holder J.T., Noble J.H., Dawant B.M., Ortmann A., Valenzuela C.V., Mattingly J.K., Harris M.M., O'Connell B.P., Litvak L.M., Adunka O.F., Buchman C.A., Labadie R.F., Intra-cochlear electrocochleography during cochlear implant electrode insertion is predictive of final scalar location. *Otol Neurotol* 2018; 39(8): e654-e9.
19. Konerding W.S., Janssen H., Hubka P., Tornøe J., Mistrik P., Wahlberg L., Lenarz T., Kral A., Scheper V., Encapsulated cell device approach for combined electrical stimulation and neurotrophic treatment of the deaf cochlea. *Hear Res* 2017; 350: 110-21.
20. Wu C.C., Luo X., Electrode spanning with partial tripolar stimulation mode in cochlear implants. *J Assoc Res Otolaryngol* 2014; 15(6): 1023-36.