

AKUSTYCZNIE WYWOŁANE POTENCJAŁY ŚLIMAKOWE U OSÓB Z IMPLANTEM ŚLIMAKOWYM

ACOUSTICALLY EVOKED COCHLEAR POTENTIALS IN COCHLEAR IMPLANT USERS

Adam Walkowiak^{1*}, Artur Lorens¹, Anita Obrycka¹, Marek Polak²,
Tomasz Wiśniewski¹, Aleksandra Kowalczuk¹, Henryk Skarżyński¹

¹ Światowe Centrum Słuchu Instytutu Fizjologii i Patologii Słuchu,
Kajetany, 05-830 Nadarzyn, ul. Mokra 17

² MED-EL, Innsbruck, Fürstenweg 77a

*e-mail: a.walkowiak@ifps.org.pl

STRESZCZENIE

Współczesne systemy implantów ślimakowych poprzez bezpośrednią stymulację zakończeń nerwu słuchowego zapewniają uzyskanie prawidłowych reakcji akustycznych. Jednakże warunkiem ich poprawnego funkcjonowania jest dokładne zbadanie stymulowanej elektrycznie drogi słuchowej a następnie odpowiednie, optymalne dla danego pacjenta ustawienie parametrów stymulacji. W tym celu stosowane są metody psychoakustyczne jak i obiektywne. Do niedawna za pomocą metod obiektywnych u użytkowników implantów ślimakowych możliwe były pomiary funkcjonowania zakończeń nerwu słuchowego oraz kolejnych, wyższych pięter drogi słuchowych. Obecnie, dzięki rejestracji wywołanych akustycznie potencjałów z nerwu słuchowego możemy badać także aktywność zachowanych komórek słuchowych oraz lepiej poznać mechanizmy funkcjonujące w ślimaku. ochronnym.

Słowa kluczowe: implant ślimakowy, pomiary obiektywne drogi słuchowej, częściowa głuchota

ABSTRACT

Modern cochlear implant systems elicit hearing sensations via direct electrostimulation of cochlear nerve. However, to reach maximum benefit it is crucial to set properly parameters of the stimulation. It is achieved using psychoacoustic and objective measurements. In historical point of view only cochlear nerve and higher levels of auditory pathway could be diagnosed in cochlear implant users. But recently, thanks to measurement of acoustically elicited potentials from cochlear nerve it is possible to examine hearing cells behavior as well as mechanisms in cochlea.

Keywords: cochlear implant, objective measurement of auditory pathway, partial deafness

1. Wstęp

1.1 System implantu ślimakowego – zasada funkcjonowania

Implant ślimakowy, wchodzący w skład systemu implantu ślimakowego, wszczepiany jest przy niedosłuchu odbiorczym w przypadku braku wystarczających korzyści osiąganych w aparatach słuchowych. System implantu ślimakowego składa się z części wszczepianej – implantu, (p. rys. 1a) (czyli odbiornika i stymulatora elektrycznego we wspólnej obudowie wraz z wiązką elektrod wprowadzaną do ślimaka) oraz cyfrowego, wielokanałowego procesora mowy (p. rys. 1b).



Rys.1. Implanty ślimakowe (po stronie lewej) (a) i procesory mowy (po stronie prawej) (b)
[Materiały informacyjne firm: Advanced Bionics, Cochlear i Med-El]

System ten, jako całość, przetwarza dźwięki z otoczenia na bodźce elektryczne zgodnie z algorytmem zwanym strategią kodowania oraz elektrycznie stymuluje wytworzonymi bodźcami zakończenia nerwu słuchowego [1, 2].

W ten sposób możliwe jest ominięcie uszkodzonego ucha wewnętrznego oraz wykorzystanie dla potrzeb odbioru dźwięku z otoczenia pozostałego, sprawnego odcinka drogi słuchowej. Aby zasadę tę zrealizować, konieczne jest przetwarzanie przez procesor mowy sygnału akustycznego do postaci umożliwiającej stymulację nerwu ślimakowego. Osiągane wyniki po wszczępiu w dużej mierze zależą od właściwego, dostosowanego do indywidualnych potrzeb, ustawienia procesora mowy.

Aby spełnić zadanie przekazania wrażeń dźwiękowych drogą elektryczną, system implantu ślimakowego musi realizować następujące funkcje [3, 4]:

1. odbiór sygnału akustycznego z otoczenia i jego zamiana na sygnał elektryczny,
2. przetwarzanie otrzymanego sygnału elektrycznego do postaci umożliwiającej stymulację nerwu ślimakowego w taki sposób, aby powstałe na skutek tej stymulacji wrażenie słuchowe było w możliwie największym stopniu adekwatne do odebranego sygnału akustycznego,
3. przesłanie przetworzonego sygnału elektrycznego do zakończeń nerwu ślimakowego.

W istniejących obecnie systemach implantów ślimakowych powyższe bloki funkcjonalne są realizowane w następujący sposób [5, 6]:

1. blok odbioru sygnału akustycznego stanowi mikrofon wraz z przedwzmacniaczem i analogowym układem kompresji,

2. blok przetwarzania zrealizowany jest w technologii cyfrowej, w jego skład wchodzi najczęściej specjalne, dedykowane układy scalone,
3. blok przesyłania sygnału do zakończeń neuronalnych składa się z nadajnika zwanego transmi-
terem, odbiornika i stymulatora we wspólnej obudowie oraz wiązki elektrod.

Odbiornik i stymulator (tzw. część wewnętrzna systemu) operacyjnie wszczepiane są pod skórę za uchem we wgłębienie wykonywane w kości skroniowej, a wiązka elektrod wprowadzana jest chirurgicznie do ślimaka.

Warunkiem koniecznym, choć niewystarczającym do osiągnięcia dobrych korzyści słuchowych z użytkowania implantu ślimakowego, jest prawidłowy dobór parametrów stymulacji przez implant. Jednak zważywszy, że każdy współczesny system implantu ślimakowego do kodowania częstotliwości wykorzystuje zasadę tonotopii ślimaka, do optymalnego funkcjonowania słuchu elektrycznego ważne jest także uzyskanie możliwie jak najlepszej rozdzielczości częstotliwościowej. Można przyjąć, że wraz ze zwiększeniem obszaru pobudzenia neuronów powstającego przy stymulacji na poszczególnych elektrodach pogarsza się możliwość dyskryminacji elektrod, a w konsekwencji możliwość dyskryminacji częstotliwości przez użytkownika implantu. I odwrotnie – im pobudzenie jest bardziej punktowe i skoncentrowane w najbliższym otoczeniu elektrody, tym łatwiejsze jest rozróżnianie dźwięków o różnych częstotliwościach.

W codziennej praktyce klinicznej do ustawienia i weryfikacji parametrów stymulacji stosowane są dwie główne grupy pomiarów:

- badania psychofizyczne, takie jak pomiar progu słyszenia w polu swobodnym, akustyczne lub elektryczne skalowanie głośności
- pomiary obiektywne

Badania obiektywne, stosowane u użytkowników implantów ślimakowych, można podzielić na dwie podstawowe grupy:

- pomiary elektryczne
- pomiary elektrofizjologiczne

Pomiary elektryczne stosowane są najczęściej do oceny poprawności funkcjonowania części wszczepionej systemu – implantu ślimakowego. Możliwe są one we wszystkich obecnie produkowanych implantach dzięki wbudowanemu w implant systemowi pozwalającemu na bezprzewodową transmisję na zewnątrz informacji o stanie implantu i wszczepionej wiązki elektrod.

1.2 Pomiary elektrofizjologiczne

W odróżnieniu od klasycznych badań elektrofizjologicznych, gdzie bodźcem jest sygnał foniczny [7], w przypadku użytkowników implantów ślimakowych najczęściej używanym bodźcem są bodźce elektryczne [8, 9]. W zależności od tego, który fragment drogi słuchowej mierzymy i jaki mechanizm jest wykorzystywany, pomiary można podzielić na pięć głównych grup:

- pomiar elektrycznie wywołanego złożonego, czynnościowego potencjału nerwu słuchowego (ang. *Electrically Evoked Compound Action Potential* – EECAP)
- pomiar elektrycznie wywołanego odruchu mięśnia strzemiączkowego (ang. *Electrically Evoked Stapedial Reflex* – EESR) [10]
- pomiar elektrycznie wywołanych potencjałów z pnia mózgu (ang. *Electrically Evoked Auditory Brainstem Response* – EEABR)
- pomiar elektrycznie wywołanych potencjałów średniolatencyjnych (ang. *Electrically Evoked Middle Latency Response* – EEMLR)
- pomiar elektrycznie wywołanych potencjałów korowych (ang. *Auditory Evoked Potentials* – AEPs).

Wymienione powyżej pomiary pozwalają na ocenę poszczególnych pięter drogi słuchowej, stymulowanej elektrycznie, poczynając od zakończeń nerwu słuchowego (EECAP), w stronę wyższych struktur, aż do struktur korowych. Natomiast przez wiele lat nie istniały metody precyzyjnego pomiaru funkcjonowania komórek słuchowych, połączonego z uzyskaniem wiedzy o kodowaniu informacji częstotliwościowych przez ślimak jak i o rozkładzie pobudzenia powstającym wzdłuż zakończeń nerwowych w ślimaku w odpowiedzi na pobudzenie akustyczne. Jeżeli uwzględnimy historyczne kryteria kwalifikacji do wszczepienia implantu ślimakowego, wydaje się, że takie pomiary są zbędne – do tej metody kwalifikowano pacjentów z głębokim niedosłuchem i z bardzo ograniczonymi (nie funkcyj-

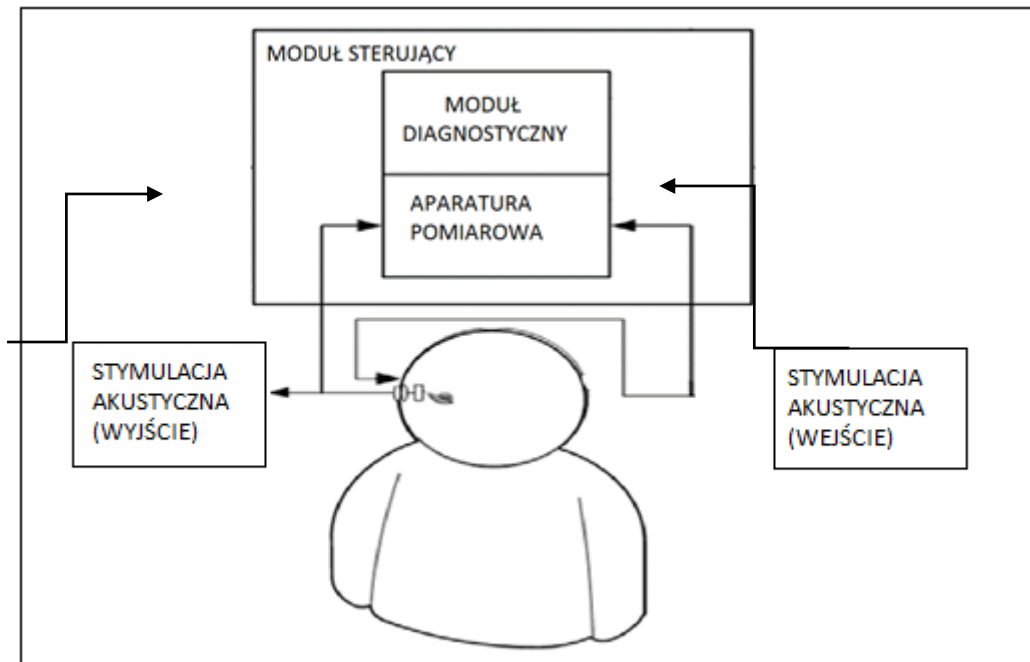
nalnymi), resztkami słuchowymi. Jednak osiągnięcia nauki, technologii i medycyny w dziedzinie implantów ślimakowych na przestrzeni ostatnich kilku lat, dzięki postępowi w projektowaniu atraumatycznych elektrod i opracowanych technik chirurgicznych spowodowały rozszerzenie kryteriów kwalifikacyjnych. Obecnie także w przypadku pacjenta z częściową głuchotą (PD) z normą słuchową do 1500 Hz i z głębokim niedosłuchem dla wysokich częstotliwości możliwe jest takie wszczępienie elektrody implantu ślimakowego, aby zachować istniejący słuch akustyczny. W związku z tym możliwe jest wykorzystanie elektrody implantu ślimakowego do wyżej wzmiankowanych pomiarów u pacjentów z zachowanym po implantacji słuchem.

2. Cel pracy

Celem pracy było wykazanie, że jest możliwa rejestracja wywołanych akustycznie potencjałów czynnościowych nerwu słuchowego za pomocą elektrody implantu ślimakowego z różnych rejonów ślimaka.

3. Materiał i metoda

Badanie wykonano u 20 użytkowników systemu implantu ślimakowego firmy Med-El w przedziale wiekowym 18–74 lat (średni wiek wynosił 46,5), korzystających z następujących typów implantów: Pulsar, Concerto, Sonata i Synchrony. 60% badanych stanowiły kobiety, a 40% mężczyźni. Pacjenci byli kwalifikowani do badania na podstawie wyników audiometrii tonalnej po operacji wszczępienia implantu. Kryterium kwalifikacyjnym było zachowanie słuchu po wszczępieniu implantu ślimakowego oraz mierzalny próg słyszenia w zakresie od 250 Hz do 4000 Hz. Stymulacja akustyczna odbywała się za pomocą komputera z systemem Synergy. Standardowy czas rejestracji wynosił 5,5 ms, w niektórych przypadkach pomiar został wydłużony do 10 ms ze względu na obecność odpowiedzi pojawiających się powyżej 5 ms. Bodziec akustyczny podawany był bezpośrednio do ucha implantowanego poprzez słuchawkę wewnątrzuszną (tzw. insert). Zapis potencjałów z poszczególnych rejonów ślimaka możliwy był dzięki rejestracji odpowiedzi z wielokanałowej elektrody wewnątrzślimakowej przy zastosowaniu odpowiedniego oprogramowania i interfejsu, natomiast komunikacja pomiędzy systemem akwizycji a częścią wewnętrzną implantu odbywała się za pomocą cewki pomiarowej umieszczonej na głowie pacjenta. Działanie systemu zostało zilustrowane poniżej na rysunku 2.



Rys. 2. Schemat działania systemu pomiarowego, służącego do rejestracji wywołanych akustycznie potencjałów wewnątrzślimakowych oraz potencjałów wywołanych elektrycznie u użytkowników systemów implantów ślimakowych

Pacjentom prezentowano tony o częstotliwościach: 250 Hz, 500 Hz, 1000 Hz, 2000 Hz oraz 4000 Hz. Przed rozpoczęciem pomiarów badany miał za zadanie określenie komfortowego poziomu natężenia dźwięku (ang. *The Most Comfortable Level*, MCL) dla każdej z częstotliwości. Wszystkie bodźce charakteryzowały się czasem narastania o długości jednego okresu, odcinkiem plateau i czasem zanikania także równym jednemu okresowi.

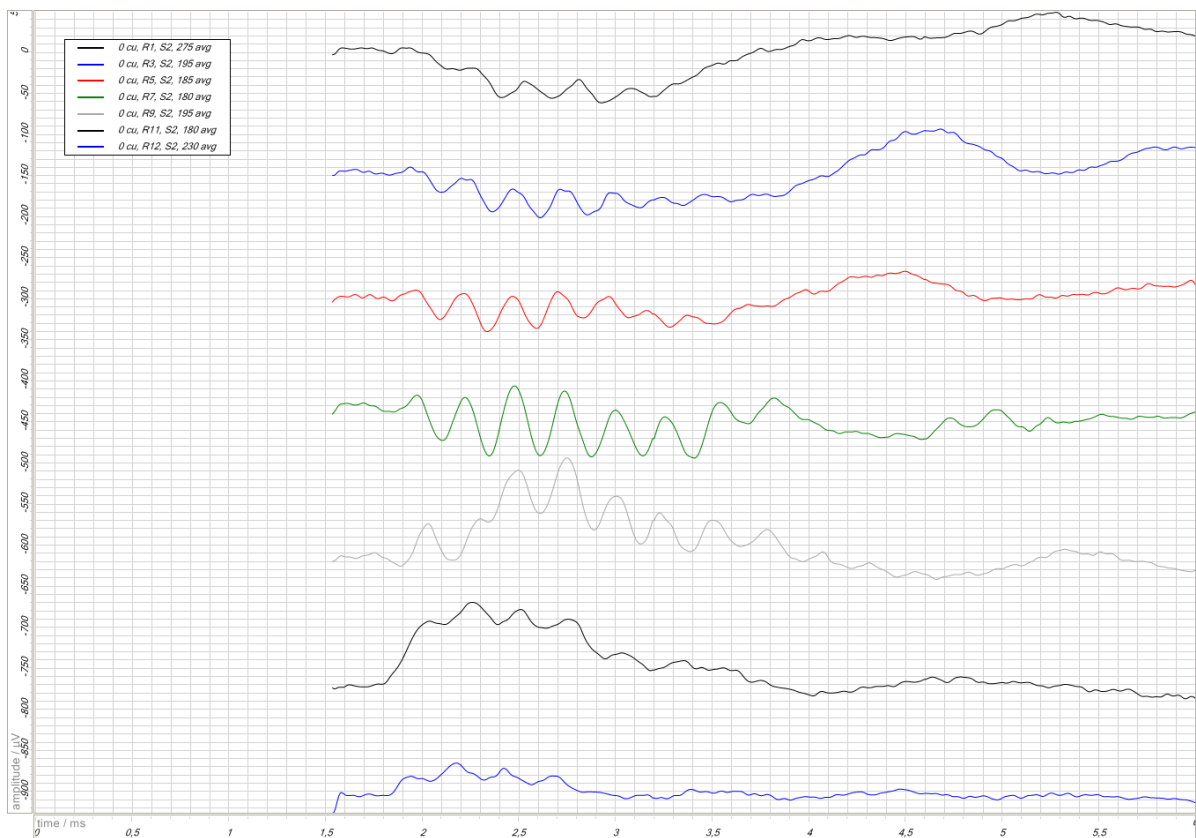
4. Wyniki

Spośród 20 osób, biorących udział w badaniu, u 90% zarejestrowano potencjały ślimakowe przynajmniej na jednej z badanych częstotliwości, natomiast u pozostałych 10% nie uzyskano żadnych odpowiedzi.

Poniżej przedstawiono przykładowe wyniki badań wybranych pacjentów.

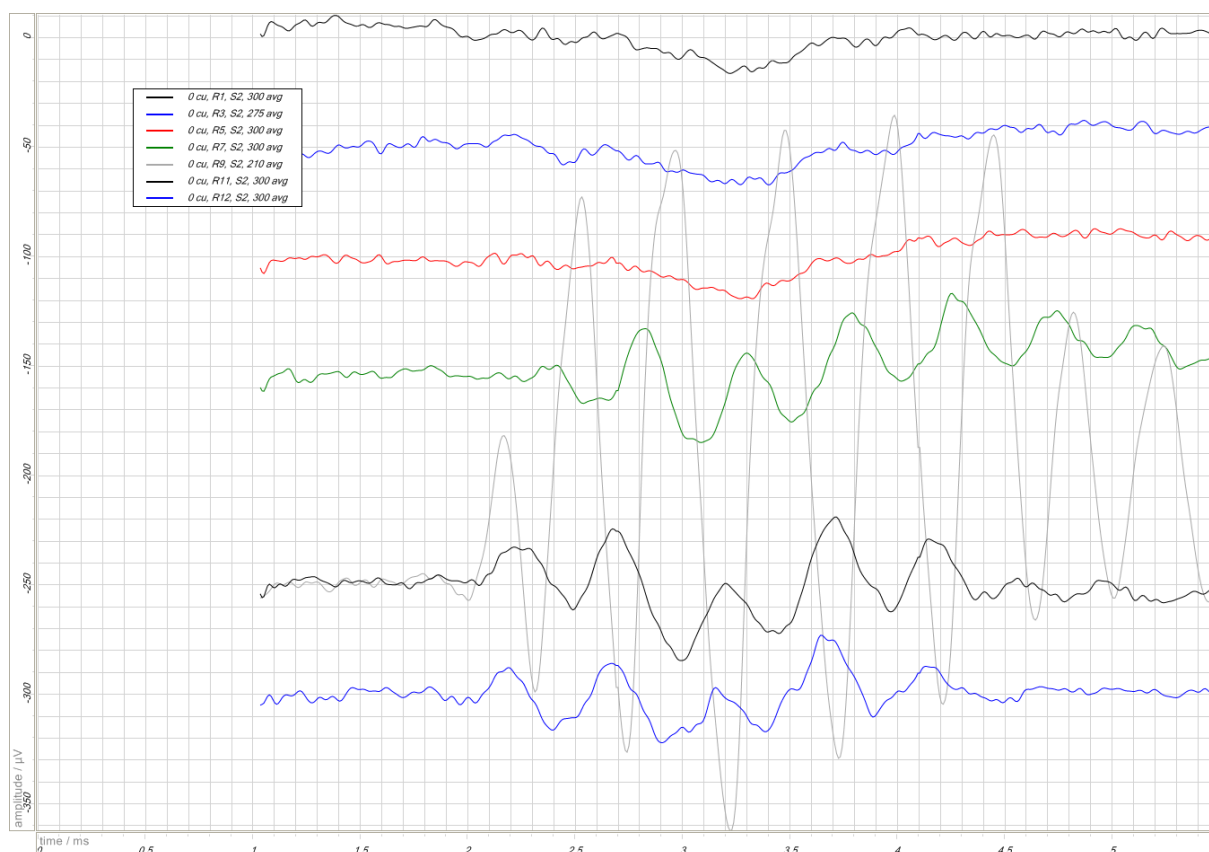
Pacjent 1: A. K. – mężczyzna w wieku 44 lat. Niedosłuch ucha lewego od ok. 20 lat. W 2014 roku wszczepiono pacjentowi implant ślimakowy typu Sonata.

Na rysunku 3 przedstawiono zapis potencjałów czynnościowych wywołanych akustycznie dla bodźca o częstotliwości 4 kHz i o natężeniu 116 dB HL.



Rys. 3. Przykładowy zapis potencjałów ślimakowych u pacjenta A. K. dla bodźca akustycznego o częstotliwości 4 kHz o stałym natężeniu 116 dB HL dla elektrod nieparzystych oraz dla elektrody 12

Pacjentka 2: M. B. – kobieta w wieku 57 lat. Pogorszenie słuchu w 1983 r. W 2014 roku przeprowadzono operację wszczepienia implantu ślimakowego typu Concerto do ucha lewego. Na rysunku 4 przedstawiono zapis potencjałów ślimakowych zarejestrowanych u tej pacjentki wywołanych akustycznie bodźcem o częstotliwości 2 kHz o natężeniu 112 dB HL.



Rys. 4. Przykładowy zapis potencjałów ślimakowych u pacjentki M. B. dla bodźca akustycznego o częstotliwości 2 kHz i o natężeniu 112 dB HL dla elektrod nieparzystych oraz dla elektrody 12

5. Dyskusja

Przeprowadzone wstępne badania pokazały, że u użytkowników systemu implantu ślimakowego z zachowanymi po implantacji, funkcjonalnymi resztkami słuchowymi możliwa jest rejestracja wywołanych akustycznie potencjałów z nerwu słuchowego za pomocą elektrody wszczepionego implantu. Zarejestrowane potencjały charakteryzuje duża różnorodność amplitudy i kształtu odpowiedzi, parametry te różnią się międzypersonalnie, a także ma na nie wpływ charakter bodźca jak i miejsce rejestracji – u pacjentki MB podczas rejestracji na elektrodzie nr 9 uzyskano odpowiedzi o wielokrotnie większej amplitudzie niż dla elektrod pozostałych. Obecnie trwają badania na większej grupie pacjentów. Celem tych badań jest określenie korelacji pomiędzy parametrami odpowiedzi a czasem trwania oraz stopniem niedosłuchu, rodzajem i kształtem elektrody, pozycją elektrody w ślimaku a także parametrami bodźca

LITERATURA

- [1] W. Nogueira, A. Büchner, T. Lenarz, B. Edler: *A psychoacoustic NofM-type speech coding strategy for cochlear implants*, EURASIP Journal on Applied Signal Processing, vol. 18, 2005, s. 3044–3059.
- [2] B.S. Wilson, M.F. Dorman: *Cochlear implants: a remarkable past and a brilliant future*, Hearing Research, vol. 242, 2008, s. 3–21.
- [3] B.S. Wilson, C.C. Finley, D.T. Lawson, R.D. Wolford, M. Zerbi: *Design and evaluation of a continuous interleaved sampling (CIS) processing strategy for multichannel cochlear implants*. Journal of rehabilitation research and development, vol. 30(1), 1993, s. 110–116.
- [4] M.F. Dorman, B.S. Wilson: *The design and function of cochlear implants*, American Scientist, vol. 92, 2004, s. 436–445.
- [5] J.T. Rubenstein: *How Cochlear Implants Encode Speech*, Current Opinions in Otolaryngology and Head and Neck Surgery, vol. 12, 2004, s. 444–448.
- [6] P.C. Loizou: *Speech processing in vocoder-centric cochlear implants*, Cochlear and Brainstem Implants (ed. A. Moller), Advances in Oto-Rhino-Laryngology, vol. 64, 2006, s. 109–143.

- [7] K. Kochanek: *Zastosowanie słuchowych potencjałów wywołanych pnia mózgu w diagnostyce zaburzeń słuchu typu pozaślimakowego*, Otorinolaryngologia, vol. 1(3), 2002, 167–172.
- [8] L. Śliwa, A. Wąsowski, A. Lorens, A. Walkowiak: *Wykorzystanie pomiarów odruchu mięśnia strzemiączkowego i odpowiedzi neuronalnych do estymacji parametrów ustawienia procesora implantu ślimakowego*, Materiały XIII Sympozjum Audiologicznego, Kazimierz Dolny, 2002.
- [9] A. Walkowiak, A. Lorens, M. Polak, B. Kostek, H. Skarżyński, A. Szkielkowska, P.H. Skarżyński: *Evoked stapedius reflex and compound action potential thresholds versus most comfortable loudness level: assessment of their relation for charge-based fitting strategies in implant users*, Journal for Oto-rhino-laryngology and Its Related Specialties, vol. 73(4), 2011, s. 189–195.
- [10] A. Lorens, A. Walkowiak, A. Piotrowska, H. Skarzynski, I. Anderson: *ESRT and MCL correlations in experienced paediatric cochlear implant users*, Cochlear Implant International, vol. 5(1), 2004, s. 28–37.

otrzymano / submitted: 15.03.2018
zakceptowano / accepted: 30.03.2018