Analiza urządzeń i systemów stosowanych do pomiarów obiektywnych słuchu elektrycznego

Objective measurements of electric hearing – the analysis of systems and devices

Adam Walkowiak^{ABCDEF}

Instytut Fizjologii i Patologii Słuchu, Światowe Centrum Słuchu, Zakład Implantów i Percepcji Słuchowej, Warszawa/Kajetany

Wkład autorów:
A Projekt badania
B Gromadzenie danych
C Analiza danych
D Interpretacja danych
E Przygotowanie pracy
F Przegląd literatury
G Gromadzenie funduszy

Streszczenie

Współczesne systemy implantów ślimakowych poprzez bezpośrednią stymulację zakończeń nerwu słuchowego zapewniają uzyskanie reakcji słuchowych. Jednakże warunkiem ich poprawnego funkcjonowania jest odpowiednie ustawienie parametrów stymulacji. W tym celu stosowane są zarówno metody psychoakustyczne, jak i obiektywne. Wśród badań obiektywnych obecnie najszerzej stosowane są pomiary elektrycznie wywołanego złożonego potencjału czynnościowego nerwu słuchowego (ang. *Electrically Evoked Compound Action Potentials*, EECAP) oraz pomiary elektrycznie wywołanego odruchu mięśnia strzemiączkowego (ang. *Electrically Evoked Stapedius Reflex*, EESR). W niniejszej pracy opisano metody i systemy używane w praktyce klinicznej do wykonywania wyżej wymienionych pomiarów.

Słowa kluczowe: potencjały czynnościowe • odruch mięśnia strzemiączkowego • implanty ślimakowe

Abstract

Modern cochlear implant systems elicit hearing sensations via direct electrostimulation of the cochlear nerve. However, their proper performance is determined by the accurate setting of parameters of stimulation. In order to address such need, psychoacoustic and objective measurements are performed. Electrically Evoked Compound Action Potentials (EECAP) and Electrically Evoked Stapedius Reflex (EESR) are nowadays the most commonly used. This paper presents methods and systems utilised in clinical practice to perform the two abovementioned measurements.

Key words: action potentials • stapedius reflex • cochlear implants

Wstęp

Warunkiem koniecznym, choć niewystarczającym, do osiągnięcia satysfakcjonujących korzyści słuchowych z użytkowania implantu ślimakowego jest prawidłowy dobór parametrów stymulacji przez implant. Jednymi z ważniejszych parametrów są: poziom komfortowego słyszenia, odpowiadający wartości bodźca elektrycznego wywołującej wrażenie głośności na poziomie „głośno, ale nie za głośno”, oraz próg słyszenia, czyli wartość bodźca elektrycznego, przy której zaczyna się słyszenie. Wartości te należy określić na każdej z elektrod implantu, czyli w zależności od systemu dla 12, 16 lub 22 miejsc.

W przypadku osób dorosłych czy ogólniej – pacjentów współpracujących i potrafiących miarodajnie określać

reakcje słuchowe stosuje się w tym celu metody psychoakustyczne. Polegają one na podawaniu na określoną elektrodę bodźców o różnych wartościach i wyznaczaniu obu parametrów na podstawie odpowiedzi pacjenta [1].

Ze względu jednak na rozszerzenie kryteriów kwalifikacji, a w szczególności na obniżenie wieku pacjenta, w którym zalecane jest wszczęcie implantu, bardzo często metody psychofizyczne czy psychoakustyczne nie są miarodajne czy wręcz nie są możliwe do przeprowadzenia. Konieczne staje się wtedy zastosowanie pomiarów obiektywnych słuchu elektrycznego (słuchu stymulowanego elektrycznie za pomocą implantu ślimakowego).

W zależności od tego, który fragment drogi słuchowej jest mierzony i jaki mechanizm jest wykorzystywany, pomiary

Adres autora: Adam Walkowiak, Światowe Centrum Słuchu, Zakład Implantów i Percepcji Słuchowej, ul. Mokra 17, Kajetany, 05-830 Nadarzyn, e-mail: a.walkowiak@ifps.org.pl

Zgłoszono: 16.12.2015
Zaakceptowano: 03.03.2017
Opublikowano: 31.03.2017

Rycina 1. Programy do generacji bodźców stymulujących: na górze program „Maestro” firmy Med-El, poniżej program „CustomSound EP” firmy Cochlear – przykładowe okna

Figure 1. Programmes used to generate stimuli: up – Maestro by Med-El, down – CustomSound EP by Cochlear

słuchu elektrycznego podzielić można na trzy podstawowe grupy:

1. Pomiar elektrycznie wywołanego odruchu mięśnia strzemiączkowego (ang. *Electrically Evoked Stapedial Reflex*, EESR).
2. Pomiar elektrycznie wywołanego złożonego, czynnościowego potencjału nerwu słuchowego (ang. *Electrically Evoked Compound Action Potential*, EECAP).
3. Pomiar elektrycznie wywołanych potencjałów z pnia mózgu (ang. *Electrically Evoked Auditory Brainstem Response*, EABR).

Ze względu na powszechność i popularność pomiarów z grupy pierwszej i drugiej, w niniejszym opracowaniu zostaną omówione pomiary z tych właśnie grup.

Pomiar elektrycznie wywołanego odruchu mięśnia strzemiączkowego

Pomiar ten uznawany jest za dający najlepsze możliwości oszacowania poziomu komfortowego słyszenia (ang. *Most Comfortable Level*, MCL) – według danych literaturowych współczynnik korelacji pomiędzy zmierzonym poziomem odruchu a określonym psychoakustycznie poziomem MCL wynosi od 0,8 do 0,9 [2]. Jest to najwyższa wartość współczynnika korelacji wśród dostępnych badań elektrofizjologicznych.

Pierwszym etapem badania jest wykonanie tympanometrii w celu określenia, czy stan ucha środkowego jest

prawidłowy, co jest warunkiem wykonania badania właściwego. W przypadku tympanogramu typu A przyjmuje się, że stan ucha środkowego umożliwia pomiar odruchu.

Badanie właściwe polega na podawaniu (za pomocą specjalnego programu i przez specjalistyczny interfejs dostarczany przez producenta implantu) bodźca elektrycznego na wybraną elektrodę implantu, a następnie wyznaczanie, za pomocą audiometru impedancyjnego, progu zanikania odruchu. Realizowane jest to w tzw. *decay mode* (próbie zaniku odruchu strzemiączkowego), w którym można obserwować przemieszczenia struktur ucha środkowego (w tym błony bębenkowej) powodowane skurczem mięśnia strzemiączkowego i mięśnia napinacza błony bębenkowej [3]. Próg odruchu najczęściej określa się za pomocą metody zstępującej, to znaczy po zaobserwowaniu odruchu natężenie bodźca jest zmniejszane w stałych krokach aż do zaniku odpowiedzi.

Przykładowe okna programów do podawania bodźców pokazano na rycinie 1, przykładowe urządzenia do pomiaru odruchu na rycinie 2., a przykład rejestracji odpowiedzi – na rycinie 3. Na rysunku zaznaczono odpowiedzi na bodźce o malejącym natężeniu, jednak cały czas wywołujące odruch strzemiączkowy o stosunkowo dużej amplitudzie (zaznaczono na rysunku jako punkty 1, 2 i 3), kolejny bodziec wywołał odruch bliski progowemu (punkt 4), następny, o jeszcze mniejszej amplitudzie, odruchu już nie wywołał (punkt 5). W praktyce klinicznej w Zakładzie Implantów i Percepcji Słuchowej Instytutu Fizjologii i Patologii Słuchu przyjęto, że za wartością progu odruchu jest najmniejsze natężenie bodźca wywołujące ten odruch.

Rycina 2. Przykładowe urządzenia do pomiaru odruchu z mięśnia strzemiączkowego (Titan (Interacoustics), Otoflex 100 (Madsen))

Figure 2. Examples of devices utilised in stapedius reflex measurements – Titan by Interacoustics and Otoflex 100 by Madsen

Rycina 3. Przykład rejestracji odpowiedzi

Figure 3. A sample response

Dodatkowo na rycinie 4. pokazano interfejsy używane podczas badań.

Mimo tego, że pomiar progu odruchu mięśnia strzemiączkowego pozwala na dobrą estymację wartości komfortowego słyszenia na poszczególnych elektrodach, muszą być spełnione określone warunki. Dodatkowo metodyka tego pomiaru nakłada na badanego pacjenta ściśle określone i jednoznaczne wymagania. Badanie to można wykonać tylko w przypadku prawidłowego stanu ucha środkowego, z zachowaną błoną bębenkową i prawidłowym stanem kosteczek słuchowych, bez stanu zapalnego ucha powodującego pojawienie się płynu w przestrzeni ucha środkowego. Aby zarejestrować prawidłową odpowiedź, konieczne jest także, aby pacjent podczas badania jak najmniej się poruszał. Szczególnie trudno ten drugi warunek spełnić u małych dzieci, które często reagują łękiem i płaczem już na próbę włożenia sondy pomiarowej do przewodu słuchowego. Dlatego też badanie to, mimo że określane jest jako „złoty standard” w pomiarach obiektywnych drogi słuchowej u pacjentów implantowanych, w wielu klinikach zastępowane jest badaniem złożonych potencjałów czynnościowych nerwu słuchowego.

Rycina 4. Interfejsy służące do przeprowadzania badań obiektywnych drogi słuchowej u użytkowników systemów implantów ślimakowych – od góry: MAX firmy Med-El, poniżej po stronie lewej: PCI firmy Advanced Bionics, po stronie prawej: Programming Pod firmy Cochlear

Figure 4. Interfaces utilised in objective measurements of the auditory pathway for cochlear implant users: up – MAX by Med-El, down-left – PCI by Advanced Bionics, down-right – Programming Pod by Cochlear

Pomiar elektrycznie wywołanego, złożonego potencjału czynnościowego nerwu słuchowego

Powstawanie potencjału czynnościowego jest rezultatem gwałtownej zmiany potencjału komórki nerwowej w stosunku do jej potencjału spoczynkowego.

W stanie ustalonym, gdy włókno nerwowe nie jest pobudzone, potencjał elektryczny wnętrza komórki jest niższy niż płynu zewnątrzkomórkowego. Potencjał istniejący w takich warunkach nazywany jest potencjałem spoczynkowym. Wartość tego potencjału zależy głównie od stężenia jonów Na^+ , K^+ i Cl^- wewnątrz i na zewnątrz komórki oraz od przepuszczalności błony dla tych jonów i wynosi około -70 mV .

Jeżeli w takim stanie zostanie podany bodziec i jeżeli pod jego wpływem potencjał błonowy nie przekroczy wartości progu pobudliwości (około -55 mV), mechanizmy samoregulacji w krótkim czasie przywrócą potencjał spoczynkowy i potencjał czynnościowy nie powstanie. Jeśli jednak bodziec zewnętrzny spowoduje osiągnięcie lub przekroczenie wartości progowej potencjału, zostanie wtedy wygenerowany potencjał czynnościowy [4]. Suma potencjałów czynnościowych rejestrowana z wielu włókien nerwowych znajdujących się w danym obszarze nerwu słuchowego nosi nazwę złożonego potencjału czynnościowego.

Elektrycznie wywołany, złożony potencjał czynnościowy (ang. *Electrically Evoked Compound Action Potential*, EECAP) powstaje jako odpowiedź neuronalna na impuls elektryczny przesyłany w okolice zakończeń nerwu słuchowego za pomocą elektrody implantu. W roku 1992 zaproponowano sposób jego rejestracji, wykorzystujący zasadę maskowania poprzedzającego (ang. *forward masking*), który został zaimplementowany w powszechnie dostępnym systemie implantów ślimakowych Nucleus CI24 firmy Cochlear. Znany jest on pod nazwą *Neural Response Telemetry* (NRT) – Telemetria Odpowiedzi Neuronalnych [5,6]. Pozostali producenci systemów implantów ślimakowych

Rycina 5. Okno programu do pomiarów NRT i zarejestrowana seria pomiarów

Figure 5. NRT measurement programme window and the registered series of measurements

korzystają z własnych modyfikacji algorytmu pomiarowego i nazywane jest to wtedy: ART (ang. *Auditory Nerve Response Telemetry*) – stosowane przez firmę Med-El bądź NRI (ang. *Neural Response Imaging*) – stosowane przez Advanced Bionics.

Pomiar ten najczęściej wymaga jedynie oprogramowania, dostarczanego przez producenta implantu, stanowiącego część systemu służącego do ustawiania procesorów mowy (CustomSound, Maestro, SoundWave) oraz interfejsu pomiarowego.

Przeprowadzenie pomiaru polega na pobudzaniu nerwu ślimakowego impulsami elektrycznymi podawanymi przy użyciu jednej z elektrod stymulujących. Następnie, za pomocą innej elektrody, najczęściej leżącej blisko elektrody stymulującej, rejestruje się generowane w nerwie słuchowym pod wpływem stymulacji złożone potencjały czynnościowe [7–9].

Podczas badania dla wybranych elektrod rejestruje się serię odpowiedzi dla serii bodźców o malejącym natężeniu.

Wynikiem badania jest seria przebiegów dla różnych natężeń bodźca stymulującego. Przykładowe okno programu prezentowane podczas rejestracji jest przedstawione na rycinie 5.

Dla każdego przebiegu wyznaczana jest automatycznie amplituda międzyszczytowa. Następnie, dla każdej z elektrod, sporządza się wykres funkcji amplituda–natężenie bodźca (przykład dla wybranej elektrody na rycinie 6).

Kolejnym krokiem jest aproksymacja zależności prąd – amplituda za pomocą funkcji liniowej. Punkt przecięcia funkcji aproksymującej z osią odciętych wyznacza wartość progową prądu, określaną dalej progiem odpowiedzi. Ta

Rycina 6. Przykład wykresu funkcji amplituda–natężenie

Figure 6. A sample amplitude–probe current function

właśnie wielkość, wyznaczona dla poszczególnych elektrod, jest parametrem brany pod uwagę przy doborze parametrów stymulacji przez implant.

Standardowe oprogramowanie zapewnia najczęściej jedynie podstawową funkcjonalność pomiarową (wyłącznie tryby automatyczne i zawężenie pomiarów do wykrywania progów odpowiedzi w CustomSound lub ograniczona ingerencja przeprowadzającego badanie w parametry stymulacji i parametry rejestracji odpowiedzi (w pozostałych systemach).

Istnieją jednak, dostarczane także przez producentów implantów, systemy umożliwiające znacznie większą elastyczność przy pomiarach odpowiedzi. Niektóre z nich są dostępne powszechnie dla specjalistów zajmujących się ustawianiem procesorów i pomiarami obiektywnymi (CustomSound EP – Evoked Potentials), inne dostępne są jedynie na specjalne zapotrzebowanie (RSPOM – Research Studies Platform – Objective Measures, ArtResearch, EP Tools) (ryciny 7–9).

Rycina 7. Okno wyboru parametrów w programie Custom Sound EP

Figure 7. The Basic Parameter Set window in the CustomSound EP software

Rycina 8. EP Tools – okno pomiarowe

Figure 8. The EP Tools – a measurement window

Dedykowane programy zapewniają znacząco większą elastyczność doboru parametrów bodźców stymulujących. Można wybrać między innymi:

- 1) algorytm redukcji artefaktów – naprzemienna polaryzacja (ang. *alternating polarity*) lub maskowanie poprzedzające (ang. *forward masking*),
- 2) szerokość impulsów,
- 3) liczba impulsów w serii (liczba uśrednień odpowiedzi),
- 4) czas opóźnienia pomiędzy zakończeniem stymulacji a rozpoczęciem rejestracji odpowiedzi,
- 5) wzmocnienie toru pomiarowego,
- 6) numer elektrody odniesienia i inne [11].

Redukcja artefaktów

Podczas pomiaru odpowiedzi neuronalnych powstają zakłócenia związane ze stosowaną metodą. Są one skutkiem tego, że bodziec stosowany do wywołania odpowiedzi jest bodźcem elektrycznym. A zatem podczas rejestracji elektrycznej odpowiedzi neuronalnej rejestruje się jednocześnie wielokrotnie silniejszy artefakt elektryczny bodźca. Zadaniem algorytmu pomiarowego jest odseparowanie

odpowiedzi neuronalnej od współistniejących zakłóceń. Warto przy tym zdać sobie sprawę, że typowa odpowiedź neuronalna ma amplitudę rzędu 100 µV, natomiast bodziec, który używany jest do jej wywołania, ma amplitudę o kilka rzędów wartości większą – około 1 V. Dodatkowo odpowiedź i artefakt bodźca występują praktycznie w tym samym miejscu ślimaka. Dlatego, aby zarejestrować odpowiedź, wykorzystywane mogą być dwa różne rodzaje algorytmów:

- naprzemienna polaryzacja – podawane są dwa bodźce, drugi bodziec ma odwróconą w stosunku do pierwszego polaryzację, po uśrednieniu artefakt od bodźca uśrednia się do zera [10]. Niezależnie od polaryzacji bodźca odpowiedź ma zawsze taki sam kształt, jest jedynie nieznacznie przesunięta w czasie, po uśrednieniu odpowiedzi się sumują,
- maskowanie poprzedzające – wykorzystywane jest zjawisko refrakcji nerwu słuchowego – podawane są dwa sygnały, nazywane bodźcem i maskerem. Dla wyjaśnienia należy dodać, że w przypadku pomiaru potencjałów czynnościowych terminem 'masker' określa się impuls powodujący wejście grupy stymulowanych neuronów

Rycina 9. RSPOM – okno pomiarowe

Figure 9. The RSPOM – a measurement window

w stan refrakcji. Gdy w odpowiednio krótkim czasie po maskerze podany jest kolejny impuls (bodziec), to nie wyzwała on odpowiedzi neuronalnej, a pojawia się tylko jego artefakt. W pierwszej fazie podawany jest sygnał nazywany bodźcem, generujący duży artefakt bodźca i małą odpowiedź neuronalną. W następnej fazie podawane są dwa sygnały – masker i bodziec. Jak wcześniej podano, bodziec podawany jest po maskerze w czasie, gdy neurony znajdują się w stanie refrakcji i nie są wrażliwe na pobudzenie – pod wpływem sygnału nie powstaje odpowiedź neuronalna, otrzymywany jest jedynie artefakt bodźca. Po odjęciu obu odpowiedzi artefakt jest eliminowany

Szerokość impulsów

W systemach implantów ślimakowych zarówno w zwykłym trybie pracy implantu, jak i przy pomiarach obiektywnych drogi słuchowej za pomocą elektrody implantu używane są tzw. impulsy bifazowe, o zbalansowanym ładunku (części impulsu o dodatniej i o ujemnej polaryzacji mają identyczną amplitudę i czas trwania, różnią się jedynie polaryzacją) – rycina 10.

W podstawowych wersjach programów do pomiaru potencjałów czynnościowych ładunek bodźca, który decyduje zarówno o głośności odbieranego sygnału, jak i o amplitudzie rejestrowanej odpowiedzi, może być regulowany poprzez zmianę amplitudy impulsu. U niektórych pacjentów nie jest możliwe zwiększanie amplitudy bodźca i konieczne jest wtedy zwiększanie ładunku poprzez modyfikację jego czasu trwania (szerokości).

Pozostałe parametry, na które można mieć wpływ w zaawansowanych programach do pomiaru odpowiedzi neuronalnych, takie jak liczba impulsów w serii (liczba uśrednień odpowiedzi), czas opóźnienia pomiędzy zakończeniem stymulacji a rozpoczęciem rejestracji odpowiedzi, wzmocnienie toru pomiarowego czy numer elektrody odniesienia lub odbierającej, pozwalają na poprawienie

Rycina 10. Impulsy bifazowe stosowane w systemach implantów ślimakowych

Figure 10. Biphasic pulses used in cochlear implant systems

jakości (zwiększenie amplitudy) odbieranego sygnału czy redukcję wpływu zakłóceń, które nie zawsze udaje się wyeliminować za pomocą opisywanych wcześniej algorytmów. Wtedy pomocne jest właśnie zwiększenie liczby uśrednień ze standardowych 25 lub 50 (w zależności od systemu) czy późniejsze włączenie toru pomiarowego, aby napięcie na wejściu wzmacniacza nie przekroczyło maksymalnej dopuszczalnej wartości, uniemożliwiając pomiary. Podobny efekt przynosi też „odsunięcie” elektrody odbierającej od elektrody stymulującej – maleje wpływ elektrycznych zakłóceń powodowanych przez bodziec.

Niektóre z tych programów umożliwiają zastosowanie jako bodźca stymulującego, oprócz impulsu elektrycznego, także sygnału akustycznego.

Do wyżej wymienionych pomiarów potencjału czynnościowego najczęściej wystarczające jest standardowe, używane do ustawiania procesora wyposażenie – komputer, wspomniany wcześniej interfejs (MAX, Programming Pod, PCI), procesor mowy pacjenta.

Dzięki elastyczności dedykowanych programów możliwe jest rozszerzenie spektrum pomiarowego. Oprócz badania podstawowego, jakim jest pomiar progu potencjału

czynnościowego, pomocnego przy określaniu wartości komfortowego słyszenia na elektrodach można mierzyć także między innymi rozkład pobudzenia i czas refrakcji.

Podsumowanie

Pomiary obiektywne drogi słuchowej u pacjentów – użytkowników systemów implantów ślimakowych są niezwykle istotną częścią praktyki klinicznej, mającej na celu optymalne ustawienie parametrów stymulacji elektrycznej przez implant. Najczęściej stosowanymi i najpopularniejszymi badaniami obiektywnymi są: pomiar elektrycznie wywołanego odruchu mięśnia strzemiączkowego i elektrycznie wywołanego złożonego potencjału czynnościowego nerwu słuchowego. W obu tych pomiarach jako bodziec stymulujący używane są impulsy podawane do drogi słuchowej przez elektrodę implantu. W celu umożliwienia generacji tych impulsów producenci systemów implantów dostarczają odpowiednie oprogramowanie. Każda klinika zajmująca się ustawianiem procesorów mowy pacjentów implantowanych dysponuje takimi programami. O ile jednak w przypadku odruchu strzemiączkowego standardowy program wydaje się wystarczający dla praktycznie

wszystkich przypadków, to pomiary potencjałów czynnościowych często nie dają miarodajnych wyników przy stosowaniu standardowego programu. Ustalony przez producenta „optymalny” zestaw parametrów w większości przypadków jest wystarczający, jednak w przypadku nietypowych warunków anatomicznych w ślimaku, podwyższonej impedancji elektrod czy w innych, nietypowych sytuacjach, aby zarejestrować odpowiedź, konieczna jest większa elastyczność przy doborze parametrów stymulacji i rejestracji odpowiedzi. Dzięki temu można pewniej i skuteczniej diagnozować stan drogi słuchowej poddawanej stymulacji elektrycznej.

Artykuł powstał w związku z realizacją projektu „Zintegrowany system narzędzi do diagnostyki i telerehabilitacji schorzeń narządów zmysłów (słuchu, wzroku, mowy, równowagi, smaku, powonienia)” współfinansowanego przez Narodowe Centrum Badań i Rozwoju w ramach Programu STRATEGMED.

Projekt został sfinansowany ze środków Narodowego Centrum Nauki przyznanych na podstawie decyzji numer DEC-2013/09/B/ST7/04213.

Piśmiennictwo:

1. American Speech-Language-Hearing Association. Cochlear implants [Technical Report], 2004. Available from www.asha.org/policy.
2. Walkowiak A, Lorens A, Polak M, Kostek B, Skarżyński H, Szkielkowska A i wsp. 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. *J Otorhinolaryngol Relat Spec*, 2011; 73(4): 189–95.
3. Bresnihan M, Norman G, Scott F, Viani L. Measurement of comfort levels by means of electrical stapedial reflex in children. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg.*, 2001; 127(8): 963–66.
4. Włostowski T. Wykłady z fizjologii zwierząt. Materiały naukowe Instytutu Biologii, Uniwersytet w Białymstoku; 2006.
5. Cafarelli-Dees D, Dillier N, Lai WK, von Wallenberg E, van Dijk B i wsp. Normative findings of electrically evoked compound action potential measurements using the neural response telemetry of the Nucleus CI24M cochlear implant system. *Audiol Neurotol*, 2005; 10: 105–16.
6. Dillier N, Lai WK, Almqvist B, Frohne C, Müller-Deile J, Stecker M. Measurement of the electrically evoked compound action potential via a neural response telemetry system. *Ann Otol Rhinol Laryngol*, 2002; 111: 407–14.
7. Kasim KS, Abdullah AB, Hashim WF. Correlation between Neural Response Telemetry (NRT), Measurement Level and Behavioral T-Level and C-Level in prelingual cochlear implant patients. *Online J Otolaryngol*, 2013; 3(3): 26–35.
8. Thai-Van H, Chanal J-M, Coudert C, Veuillet E, Truy E, Collet L. Relationship between NRT measurements and behavioral levels in children with the Nucleus 24 cochlear implant may change over time: preliminary report. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol*, 2001; 58: 153–62.
9. Franck KH, Norton SJ. Estimation of psychophysical levels using the electrically evoked compound action potential measured with the neural response telemetry capabilities of Cochlear Corporation's CI24M device. *Ear Hear*, 2001; 22: 289–99.
10. Hughes ML. Fundamentals of clinical ECAP Measures in cochlear implants: Part 1: Use of the ECAP in speech processor programming. *Audiology Online*, November 8, 2010 (<http://www.audiologyonline.com/articles/fundamentals-clinical-ecap-measures-in-846>).
11. Hughes ML. Fundamentals of clinical ECAP measures in cochlear implants: Part 2: Measurement techniques and tips. *Audiology Online*, November 6, 2006, (<http://www.audiologyonline.com/articles/fundamentals-clinical-ecap-measures-in-965-965>).