

## Podstawy teoretyczne pomiarów obiektywnych w diagnostyce słuchu elektrycznego

### Theory of objective measurements in diagnosis of electric hearing

Adam Walkowiak

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

**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

#### Streszczenie

Współczesne systemy implantów ślimakowych poprzez bezpośrednią stymulację zakończeń nerwu słuchowego zapewniają uzyskanie reakcji akustycznych. Warunkiem ich poprawnego funkcjonowania jest jednak 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*, ECAP). W niniejszej pracy opisano źródło powstawania potencjałów czynnościowych, metody ich pomiaru oraz sposoby interpretacji wyników tych pomiarów.

**Słowa kluczowe:** potencjały czynnościowe • droga słuchowa • implanty ślimakowe

#### Abstract

Modern cochlear implant systems elicit hearing sensations via direct electrostimulation of cochlear nerve. However to reach maximum benefit it is crucial to set parameters of the stimulation properly using psychoacoustic and objective measurements to that end, for example the Electrically Evoked Compound Action Potential (ECAP). As a non-invasive and objective tool it is widely used in everyday clinical routine. This paper presents the origin of the ECAP as well as methods of its measurement and the interpretation of results.

**Key words:** action potentials • auditory pathways • cochlear implants

#### Wstęp

Warunkiem koniecznym, choć niewystarczającym do osiągnięcia dobrych korzyści słuchowych z użytkowania implantu ślimakowego, jest prawidłowy dobór parametrów stymulacji przez implant. Jednymi z ważniejszych parametrów są: poziom komfortowego słyszenia, odpowiadający amplitudzie bodźca elektrycznego wywołującej wrażenie głośności na poziomie „głośno, ale nie za głośno”, oraz próg słyszenia, czyli amplituda bodźca elektrycznego, przy której zaczyna się jego słyszenie. Wartości te należy określić na każdej z elektrod implantu, czyli w zależności od systemu dla 12, 16 lub 22 miejsc [1].

W przypadku osób dorosłych czy ogólniej – pacjentów współpracujących i potrafiących miarodajnie określać reakcje słuchowe – do tego celu stosuje się metody psychoakustyczne. Polegają one na podawaniu na określonej

elektrodę bodźców o różnych amplitudach i wyznaczaniu obu parametrów na podstawie odpowiedzi pacjenta [2].

Ze względu jednak na rozszerzenie kryteriów kwalifikacji, a w szczególności na obniżenie wieku dziecka, w którym zalecane jest wszczepienie implantu, bardzo często metody psychofizyczne nie zdają egzaminu. Konieczne staje się wtedy zastosowanie pomiarów obiektywnych słuchu elektrycznego (słuchu stymulowanego elektrycznie za pomocą implantu ślimakowego) [3,4].

Współczesne systemy implantów ślimakowych umożliwiają wykonywanie wielu pomiarów obiektywnych, pozwalających na oszacowanie funkcjonowania nerwu słuchowego (czy szerzej – elektrycznie stymulowanej drogi słuchowej), jak również, co też jest istotne dla wstępnej optymalizacji liczby aktywnych elektrod, na stwierdzenie poprawności funkcjonowania części wszczepionej.

Pomiary te można podzielić na dwie podstawowe grupy:

- pomiary elektryczne,
- pomiary elektrofizjologiczne.

Pomiary elektryczne wykorzystywane 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.

Pomiary elektryczne, mające wspólną nazwę: telemetria, można podzielić na kilka grup, z których w codziennej praktyce klinicznej wykorzystywane są:

- telemetria impedancyjna – umożliwia skontrolowanie impedancji wszczepionych elektrod, co pozwala na zdiagnozowanie ewentualnych zwarcień między elektrodami (mała impedancja) lub uszkodzeń połączenia elektroda-kapsuła implantu – wysoka impedancja,
- *compliance telemetry* – pomiar ten pozwala na ocenę, czy źródło prądowe implantu jest w stanie podać wymaganą (ustawioną) wartość stymulacji na poszczególnych elektrodach. Na podstawie tego pomiaru uzyskiwana jest informacja, jakie są maksymalne, możliwe do zrealizowania przez elektronikę implantu, wartości amplitud na poszczególnych elektrodach.

### Pomiary elektrofizjologiczne

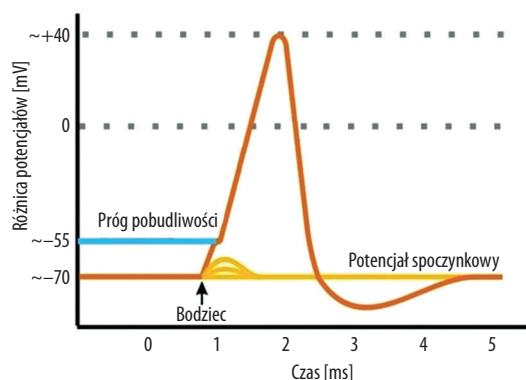
W odróżnieniu od klasycznych badań elektrofizjologicznych, gdzie bodźcem jest sygnał dźwiękowy, w przypadku użytkowników implantów ślimakowych najczęściej używanym bodźcem są bodźce elektryczne. W zależności od tego, który fragment drogi słuchowej jest mierzony i jaki mechanizm jest wykorzystywany, pomiary podzielić można na pięć głównych grup [1]:

- 1) pomiar elektrycznie wywołanego odruchu mięśnia strzemiączkowego (ang. *Electrically Evoked Stapedial Reflex*, ESR),
- 2) pomiar elektrycznie wywołanego złożonego, czynnościowego potencjału nerwu słuchowego (ang. *Electrically Evoked Compound Action Potential*, ECAP),
- 3) pomiar elektrycznie wywołanych potencjałów z pnia mózgu (ang. *Electrically Evoked Auditory Brainstem Response*, EABR),
- 4) pomiar elektrycznie wywołanych potencjałów średnio-latencyjnych (ang. *Electrically Evoked Middle Latency Response*, EMLR),
- 5) pomiar elektrycznie wywołanych potencjałów korowych (ang. *Cortical Auditory Evoked Potentials*, CAEPs).

Na podstawie obserwacji praktyki klinicznej w liczących się, światowych ośrodkach można przyjąć, że ze względu na łatwość wykonania pomiaru, szerokie spektrum zastosowań (przy pewnych modyfikacjach algorytmu pomiarowego) oraz łatwość interpretacji wyników najczęściej stosowany jest pomiar złożonego czynnościowego potencjału nerwu słuchowego i na tym pomiarze skoncentrowany będzie niniejszy artykuł.

### Potencjał czynnościowy nerwu słuchowego

Potencjał czynnościowy jest gwałtowną, zgodną z zasadą wszystko albo nic, zmianą potencjału komórki nerwowej w stosunku do jej potencjału spoczynkowego (rycyna 1).



**Rycina 1.** Potencjał czynnościowy neuronu  
**Figure 1.** Neuron's action potential

Różnicę potencjałów pomiędzy środowiskiem wewnętrznym i zewnątrzkomórkowym nazywa się potencjałem błonowym. W stanie ustalonym, gdy włókno nerwowe nie jest pobudzane, 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  $\text{Na}^+$ ,  $\text{K}^+$  i  $\text{Cl}^-$  wewnątrz i na zewnątrz komórki oraz od przepuszczalności błony dla tych jonów. Dzięki między innymi mechanizmowi pompy sodowo-potasowej utrzymywana jest stała wartość potencjału spoczynkowego, wynosząca około  $-70$  mV.

Wartość tę można oszacować, posługując się równaniem Goldmana, uwzględniając wszystkie rodzaje jonów ( $\text{Na}^+$ ,  $\text{Cl}^-$ ,  $\text{K}^+$ ) biorących udział w procesie:

$$E = (RT/zF) \ln \frac{P_K[K^+]_z + P_{Na}[Na^+]_z + P_{Cl}[Cl^-]_w}{P_K[K^+]_w + P_{Na}[Na^+]_w + P_{Cl}[Cl^-]_z}$$

gdzie:

E – potencjał spoczynkowy

R – stała gazowa

T – temperatura bezwzględna

z – zawartość jonu

F – stała Faradaya

$[C]_z$  i  $[C]_w$  – stężenie jonu C zewnątrz (z) i wewnątrz (w) komórki

$P_x$  – względna przepuszczalność dla jonu

Komórka znajduje się wtedy w stanie stacjonarnym. 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 [5].

W przebiegu potencjału czynnościowego można wyróżnić kilka faz:

- 1) fazę depolaryzacji, w czasie której polaryzacja błony maleje do zera,
- 2) fazę przepolaryzowania, gdy potencjał wnętrza komórki staje się wyższy niż jej otoczenia i osiąga wartość około +40 mV,
- 3) fazę repolaryzacji, w czasie której potencjał błonowy powraca do wartości spoczynkowej,
- 4) następczy potencjał hiperpolaryzacyjny i następczy potencjał depolaryzacyjny poprzedzające powrót potencjału błonowego do wartości spoczynkowej.

Między początkiem bodźca a początkiem potencjału czynnościowego występuje krótkie opóźnienie, tzw. czas utajenia (latencja). W czasie trwania potencjału czynnościowego neurony stają się niebudliwie, zaś w czasie występowania hiperpolaryzującego potencjału następczego ich pobudliwość jest zmniejszona. Zjawiska te określa się odpowiednio jako refrakcję bezwzględną i względną. Zjawiska refrakcji stanowią ograniczenie dla maksymalnej częstotliwości, z jaką neuron może wytwarzać potencjały czynnościowe.

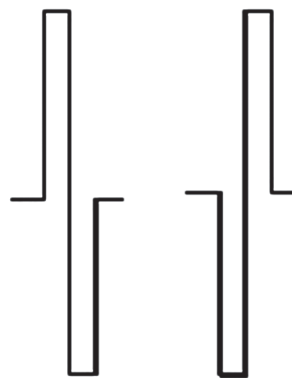
Suma potencjałów czynnościowych rejestrowana z wielu włókien nerwowych znajdujących się w danym obszarze nerwu słuchowego nosi nazwę złożonego potencjału czynnościowego.

### Pomiar elektrycznie wywołanego złożonego czynnościowego potencjału nerwu słuchowego

Elektrycznie wywołany czynnościowy potencjał czynnościowy (ang. *Electrically Evoked Compound Action Potential*, ECAP) powstaje jako odpowiedź neuronalna na impuls elektryczny przesyłany w okolicy zakończeń nerwu słuchowego za pomocą elektrody implantu. Prace nad rejestracją potencjału czynnościowego powstającego przy pobudzeniu przez implant zostały zapoczątkowane pod koniec lat 80. ubiegłego wieku na Uniwersytecie Iowa, USA [6]. W roku 1992 zaproponowano sposób 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 [7–10]. Przeprowadzenie pomiaru ECAP polega na pobudzaniu nerwu ślimakowego za pomocą prądów podawanych 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 [11].

### Metody redukcji artefaktów

Podczas pomiaru potencjałów czynnościowych powstają zakłócenia związane ze stosowaną metodą. Są one skutkiem tego, że bodziec stosowany do wywołania odpowiedzi neuronalnej 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



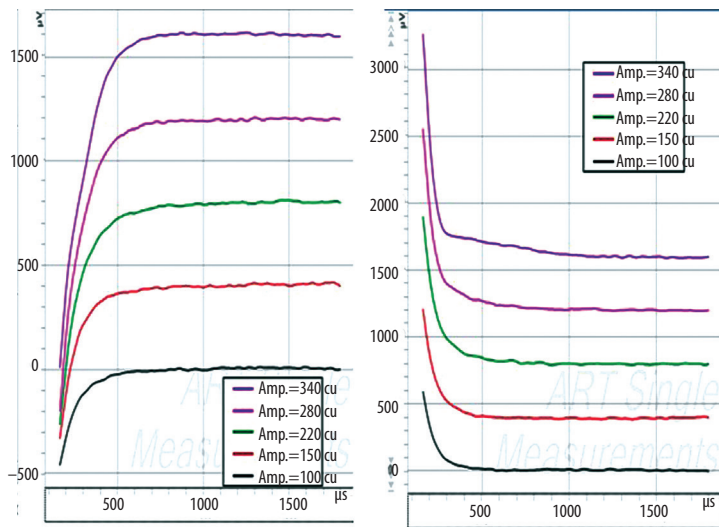
**Rycina 2.** Kształt impulsów używanych w metodzie *alternating polarity*, lewy przebieg – polaryzacja dodatnia, prawy przebieg – polaryzacja ujemna

**Figure 2.** Pulses used in “alternating polarity” paradigm, left stimulus – positive polarity, right stimulus – negative polarity

zakłóceń. Warto przy tym zdać sobie sprawę, że typowa odpowiedź neuronalna ma amplitudę rzędu 100  $\mu$ V, 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. Aby zarejestrować odpowiedź w tak niesprzyjających warunkach, wykorzystywane mogą być dwa różne rodzaje algorytmów:

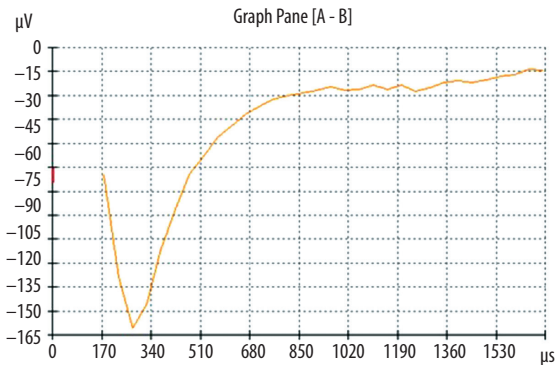
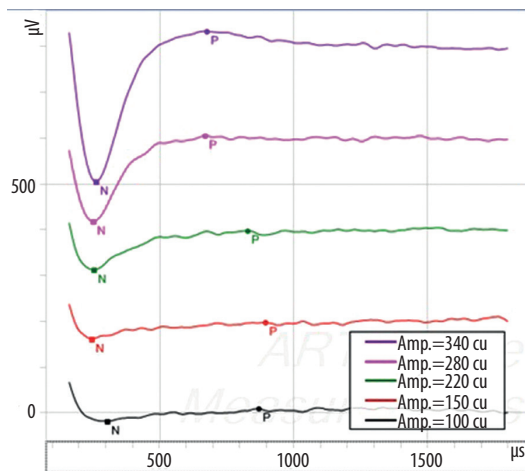
1. **Alternating polarity** – podawane są dwa bodźce prostokątne, bifazowe, drugi bodziec ma odwróconą w stosunku do pierwszego polaryzację (przykładowe przebiegi na rycinie 2), po uśrednieniu artefakt od bodźca uśrednia się do zera [12]. Niezależnie od polaryzacji bodźca odpowiedź ma zawsze taki sam kształt, jest jedynie nieznacznie przesunięta w czasie, a różni się polaryzacją artefaktu (rycina 3), po uśrednieniu odpowiedzi się sumują (przebiegi po zastosowaniu algorytmu – rycina 4).
2. **Forward masking** – wykorzystywane jest zjawisko refrakcji nerwu słuchowego – podawane są dwa sygnały, nazywane bodźcem i maskerem. Dla wyjaśnienia należy podać, że w przypadku pomiaru potencjałów czynnościowych algorytmem NRT terminem masker nazywa się impuls powodujący wejście grupy stymulowanych neuronów w stan refrakcji. Gdy w odpowiednim krótkim czasie po maskerze podany jest kolejny impuls (bodziec), to nie wywołuje 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 (rycina 5A). W następnej fazie podawane są dwa sygnały – masker i bodziec. Jak wcześniej napisano, 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 (rycina 5B). Po odjęciu obu odpowiedzi artefakt jest eliminowany (rycina 6) [6,13,14].

Warunkiem skutecznego działania obu algorytmów jest uśrednianie wielu odpowiedzi – do zarejestrowania wyraźnych odpowiedzi najczęściej wymagane jest 50–100 próbek.



**Rycina 3.** Przebiegi odpowiedzi otrzymywane przy różnych polaryzacjach bodźca, wywołane odpowiednio impulsem o dodatniej i ujemnej polaryzacji

**Figure 3.** Responses achieved for different stimuli polarities, elicited by positive and negative stimuli

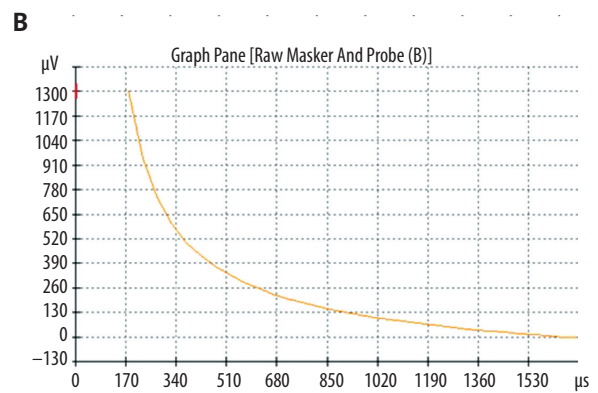
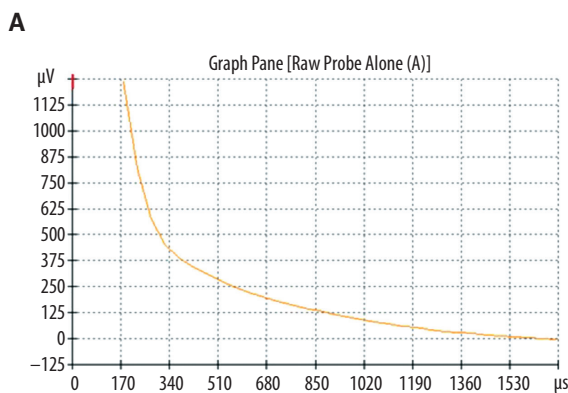


**Rycina 6.** Odpowiedź neuronalna po zastosowaniu algorytmu redukcji artefaktu *forward masking*

**Figure 6.** Response from “forward masking” algorithm

**Rycina 4.** Przebiegi otrzymane po zastosowaniu algorytmu redukcji artefaktu metodą *alternating polarity*

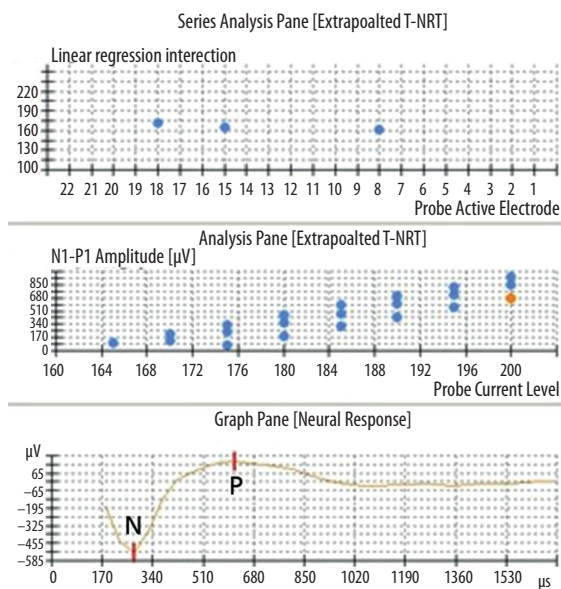
**Figure 4.** Responses achieved from “alternating polarity” algorithm



**Rycina 5.** Przebieg uzyskiwany po podaniu bodźca (A); przebieg uzyskiwany po podaniu pary: bodziec – masker (B)

**Figure 5.** Response achieved after providing stimulus (A); response achieved after providing stimulus and masker (B)

Cechą charakterystyczną prawidłowych przebiegów potencjałów czynnościowych jest występowanie pierwszego załamka, tak zwanego szczytu ujemnego (ang. *negative peak*, N), stanowiącego minimum odpowiedzi. W większości przypadków występuje także załamek drugi, tak zwany załamek dodatni (ang. *positive peak*, P) – maksimum odpowiedzi (ryciny 4, 7).

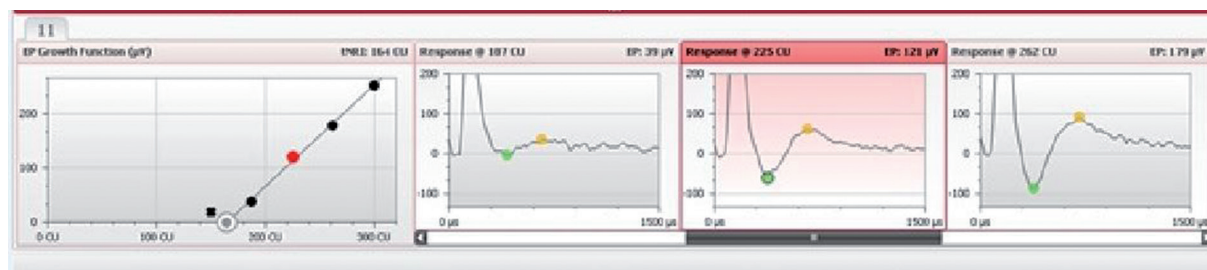


**Rycina 7.** Okno programu do pomiarów NRT i zarejestrowana seria pomiarów  
**Figure 7.** NRT measurement window and registered series of the traces

Na wartość amplitudy międzyszczytowej odpowiedzi neuronalnej, mierzonej od N do P, ma wpływ wiele czynników. Niemniej dla stałych warunków pomiarowych i dla konkretnego miejsca w ślimaku jest ona w przybliżeniu stała dla danego pacjenta i jest ważnym parametrem, istotnym w procesie doboru parametrów stymulacji przez implant.

Podczas badania, dla każdej z wybranych elektrod, rejestruje się odpowiedzi dla serii bodźców o malejącym natężeniu.

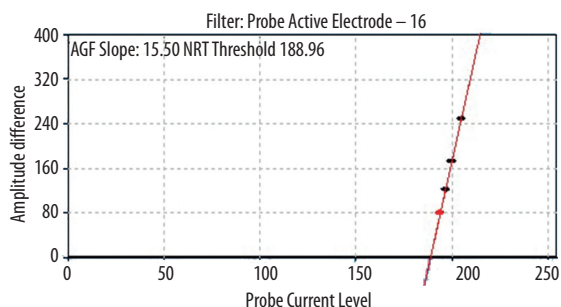
Wynikiem badania jest seria przebiegów dla różnych natężeń bodźca stymulującego. Przykładowe okno programu



**Rycina 9.** Okno programu do pomiarów NRI i zarejestrowana seria pomiarów  
**Figure 9.** NRI measurement window and registered series of the traces

prezentowane podczas rejestracji jest przedstawione na rycinie 7.

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 8).

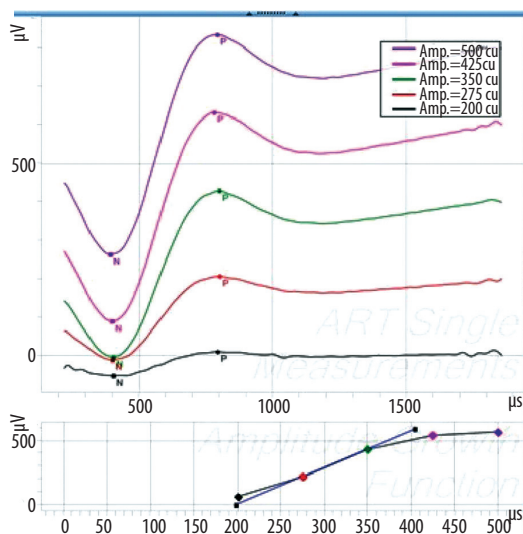


**Rycina 8.** Przykład wykresu funkcji amplituda-natężenie  
**Figure 8.** An example of response amplitude – probe current function

Kolejnym krokiem jest aproksymacja zależności prąd – amplituda za pomocą funkcji liniowej. Punkt przecięcia funkcji aproksymującej z osią rzędnych określa wartość progową prądu, określaną dalej progiem NRT (tNRT). Ta właśnie wielkość, wyznaczona dla poszczególnych elektrod, jest parametrem brany pod uwagę przy doborze parametrów stymulacji przez implant.

Algorytmy realizujące pomiary złożonego potencjału czynnościowego zaimplementowano także w systemach implantów ślimakowych HiRes firmy Advanced Bionics oraz Pulsar/Sonata/Concerto/Synchrony firmy Med-El. Nazywają się one, odpowiednio, Neural Response Imaging (NRI) oraz Auditory (Nerve) Response Telemetry (ART). Rycina 9 przedstawia okno programowe dla pomiaru NRI, natomiast na rycinie 10 przedstawiono okno pomiarowe dla pomiaru ART. Na każdym z obu rysunków pokazano zarówno przykładowe odpowiedzi dla wybranej elektrody, jak i funkcję liniową zależności amplitudy odpowiedzi od natężenia bodźca.

W ostatnich latach trwają prace nad kolejnymi, nowymi zastosowaniami pomiarów odpowiedzi neuronalnych, oprócz określania progu odpowiedzi, wielokrotnie opisywanych w literaturze. Przykładem takiego pomiaru jest



**Ryunek 10.** Okno programu do pomiarów ART i zarejestrowana seria pomiarów

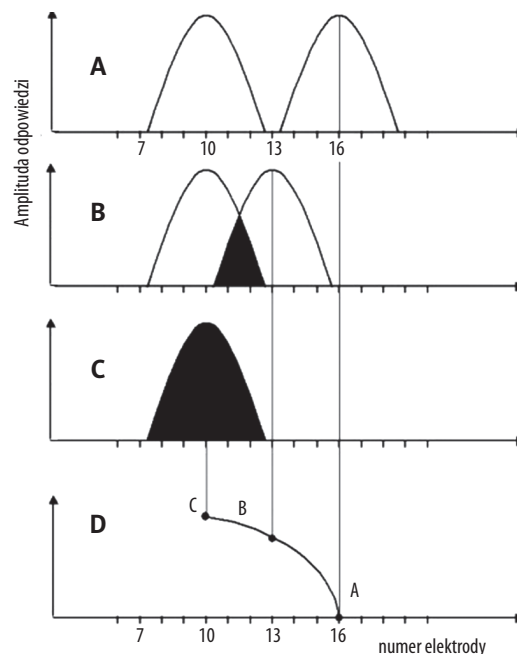
**Figure 10.** ART measurement window and registered series of the traces

pomiar rozkładu pobudzenia (ang. *Spread of Excitation*, SoE) za pomocą pomiaru Telemetrii Odpowiedzi Neuronej (NRT).

### Pomiar rozkładu pobudzenia

Jeżeli algorytm wykorzystywany podczas pomiaru NRT (opisany powyżej) zostanie zmodyfikowany w taki sposób, że bodziec podawany będzie na jednej, wybranej elektrodzie, natomiast masker jest przesuwany wzdłuż elektrody implantu, zmienia się efektywność maskowania – im elektroda maskera jest dalej od elektrody, na którą podawany jest bodziec, tym efektywność jest mniejsza. Oddalając bowiem miejsce podawania bodźca od miejsca podawania maskera, doprowadza się do sytuacji, w której masker oddziałuje na inne populacje neuronów niż bodziec (rycina 11A) – neurony nie znajdują się w stanie refrakcji. Ponieważ rejestrowany w takich warunkach przebieg będzie zawierał zarówno artefakt bodźca, jak i odpowiedź neuronalną, po odjęciu otrzymuje się sygnał o zerowej amplitudzie. Jeśli natomiast odległość miejsca podawania maskera od miejsca podawania bodźca będzie dobrana w taki sposób, że otrzymuje się zachodzenie na siebie obszarów pobudzenia pochodzących od maskera i bodźca, to rejestrowany przebieg będzie miał tym większą amplitudę, im większa będzie część wspólna obszarów (rycina 11B i rycina 11C). Amplituda odpowiedzi neuronalnej zmierzonej w takich warunkach dostarcza więc informacji o efektywności maskowania, które jest zależne od stopnia zachodzenia na siebie obszarów pobudzenia pochodzących od bodźca i od maskera (rycina 11D). Przy takim sposobie pomiaru zmiana amplitudy odpowiedzi neuronalnej w funkcji położenia maskera określa rozkład pobudzenia wzdłuż elektrody implantu umieszczonej w ślimaku [13].

- odległość między miejscem podawania bodźca (elektroda 10) a miejscem podawania maskera (elektroda 16) jest na tyle duża, że bodziec i masker oddziałują na inne populacje neuronów – fragment (a),



**Rycina 11. (A–D)** Metoda pomiaru rozkładu pobudzenia wzdłuż elektrody implantu

**Figure 11. (A–D)** Method of measurement of the Spread of Excitation along the electrode array

- odległość między miejscem podawania bodźca (elektroda 10) a miejscem podawania maskera (elektroda 13) jest na tyle mała, że istnieje populacja neuronów, na którą oddziałuje zarówno masker, jak i bodziec – fragment (b),
- miejsce podawania bodźca jest takie samo jak miejsce podawania maskera (elektroda 10) – fragment (c),
- amplituda odpowiedzi neuronalnej zmierzona w sytuacji jak na rycinie 11A (punkt A), rycinie 11B (punkt B) i rycinie 11C (punkt C). Profil rozkładu pobudzenia otrzymywany jest na przykład przez aproksymację wielomianem otrzymanych punktów – fragment (D).

Pomiar rozkładu pobudzenia u pacjentów z implantami wydaje się mieć duże znaczenie, gdyż w słuchu elektrycznym (narząd słuchu funkcjonujący przy pobudzeniu elektrycznym nerwu słuchowego) wzorzec pobudzenia neuronów różni się znacząco od wzoru pobudzenia w słuchu akustycznym (uznawanym za normę). Neurony nerwu słuchowego nie wykazują selektywności częstotliwościowej w odpowiedzi na stymulację elektryczną prowadzoną przez pojedynczą elektrodę. Krzywa strojenia, mierzona jako funkcja progu pobudzenia neuronu w zależności od częstotliwości bodźca, jest w tych warunkach całkowicie płaska. A zatem zastosowanie stymulacji wieloelektrodowej (wielokanałowej) za pośrednictwem elektrod umieszczonych w różnych miejscach ślimaka daje szansę na przekazanie informacji częstotliwościowo specyficznej. Aby było to możliwe, stymulacja elektryczna za pomocą wybranej elektrody powinna prowadzić do aktywności neuronów tylko w ściśle ograniczonym miejscu w ślimaku, podobnie jak wtedy, gdy ma się do czynienia z poprawnie funkcjonującym ślimakiem.

Rozkład pobudzenia powstały w wyniku stymulacji za pośrednictwem wybranej elektrody zależy w dużym stopniu od bioelektrycznych charakterystyk złącza elektroda – neurony oraz od natężenia prądu stymulującego [15]. Na charakterystykę złącza wpływają:

- ilość przetrwałych neuronów w sąsiedztwie elektrody pomiarowej,
- impedancja tkanek, powodująca różnice w rozptywie prądu stymulującego,
- geometria położenia kontaktów względem neuronów – (głębokości wprowadzania elektrody do ślimaka, wymiary elektrody, wymiary ślimaka, odległość elektrody implantu od neuronów).

Wszystkie wymienione czynniki mogą różnić się znacząco u poszczególnych pacjentów. W pracy [16] zmierzono rozkład pobudzenia na elektrodzie 3, 10 i 20 u 2 pacjentów, użytkowników systemu implantu ślimakowego Nucleus 24M. Na podstawie analizy otrzymanych wyników można jednoznacznie określić, że u obu pacjentów widać znaczne różnice w kształcie rozkładu pobudzenia – patrz ryciny 12 i 13. W pracy tej postawiono hipotezę, że nakładanie się pobudzeń może prowadzić do znaczącego ograniczenia ilości informacji możliwych do przekazania na drodze pobudzenia elektrycznego, a w konsekwencji ograniczyć możliwość rozumienia mowy.

Powyzsza hipoteza była oceniana na większym materiale 25 dorosłych, postlingwalnych użytkowników systemu Nucleus 24 [17]. Podobnie jak w poprzedniej pracy badano rozkład pobudzenia na elektrodzie podstawnej (5), środkowej (10) i szczytowej (18). U badanych pacjentów stwierdzono istotną statystycznie korelację pomiędzy rozumieniem słów jednosylabowych w ciszy a szerokością rozkładu pobudzenia na elektrodzie 5 i 10 oraz brak korelacji pomiędzy rozumieniem a szerokością rozkładu na elektrodzie 18.

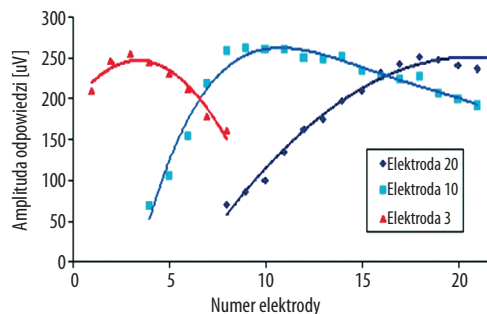
Pomiary szerokości pobudzenia, a tym samym próba oceny stopnia nakładania się obszarów pobudzeń u danego pacjenta, mogą być zatem przydatne do określenia indywidualnych korzyści z użytkowania systemu implantu ślimakowego.

## Podsumowanie

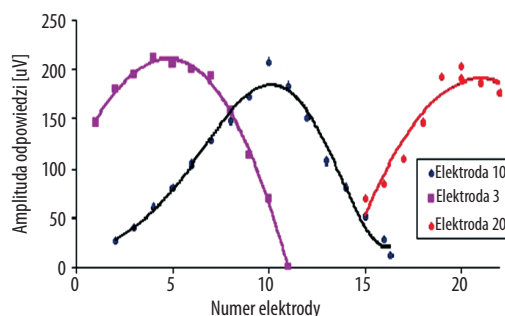
Pomiary potencjału czynnościowego nerwu słuchowego, dzięki obecności w oprogramowaniu wszystkich

## Piśmiennictwo:

1. American Speech-Language-Hearing Association. Cochlear implants [Technical Report]; 2004. Available from [www.asha.org/policy](http://www.asha.org/policy)
2. Craddock L. Device programming. W: Cooper H, red. Cochlear Implants: A Practical Guide. Whurr Publishers Limited; 2006.
3. Franck KH. A model of a nucleus 24 cochlear implant fitting protocol based on the electrically evoked whole nerve action potential. *Ear Hear*, 2002; 23(1 Suppl.): 67–71.
4. Lorens A, Skarżyński H, Śliwa L, Piotrowska A, Walkowiak A, Wąsowski A. Zastosowanie pomiarów elektrycznie wywołanego odruchu mięśnia strzemiączkowego w dopasowaniu procesora implantu ślimakowego. *Audiofonologia*, 2002; 22: 185–92.
5. Włostowski T. Wykłady z fizjologii zwierząt. Materiały naukowe Instytutu Biologii, Uniwersytet w Białymstoku; 2006.
6. Brown CJ, Abbas PJ, Gantz B. Electrically evoked whole-nerve action potentials: data from human cochlear implant users. *J Acoust Soc Am*, 1990; 88–83.
7. 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. *AudiolNeurootol*, 2005; 10: 105–16.
8. Dillier N, Lai WK, Almqvist B, Frohne C, Muller-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.



**Rycina 12.** Szeroki profil rozkładu pobudzenia – pacjent 1  
**Figure 12.** Wide profile of SoE – patient 1



**Rycina 13.** Wąski profil rozkładu pobudzenia – pacjent 2  
**Figure 13.** Narrow profile of SoE – patient 2

znaczących producentów implantów ślimakowych, jak i dosyć dużej łatwości ich wykonywania (istnieją nawet automatyczne algorytmy doboru parametrów bodźcowania i akwizycji), stały się jednym z podstawowych pomiarów przy doborze parametrów elektrostymulacji przez implant ślimakowy. Oprócz pomiaru progu odpowiedzi pojawiają się nowe algorytmy i metody pomiarowe z wykorzystaniem potencjałów czynnościowych, wzbogacając wiedzę o stymulowanej elektrycznie drodze słuchowej.

*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.*

9. 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.
10. 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 Otorhi*, 2001; 58: 153–62.
11. Lorens A, Walkowiak A, Śliwa L, Skarżyński H, Piotrowska A. Application of measurements of stapedial reflex (ESRT) and neural responses (NRT) in estimation of implant processor fitting parameters. 4<sup>th</sup> International Symposium on Electronic Implants in Otology & Conventional Hearing Aids. Toulouse, June 5–7, 2003.
12. Alvarez I, de la Torre A, Sainz M, Roldán C, Schoesser H, Spitzer P. Using evoked compound action potentials to assess activation of electrodes and predict C-levels in the Tempo+ cochlear implant speech processor. *Ear Hear*, 2010; 31(1): 134–45.
13. Brown CJ, Abbas PJ, Borland J, Bertschy MR. Electrically evoked whole nerve action potentials in Ineraid cochlear implant users: responses to different stimulating electrode configurations and comparison to psychophysical responses. *J Speech Hear Res*, 1996; 39(3): 453–67.
14. Walkowiak A, Lorens A, Obrycka A, Wąsowski A, Kostek B, Czyżewski A. Telemetria Odpowiedzi Neuronalnych (Neural Response Telemetry, NRT) jako metoda wspomagająca dobór parametrów stymulacji przez implant ślimakowy. *Audiofoniologia*, 2006; 28: 51–53.
15. Cohen LT, Richardson M, Saunders E, Cowan R. Spatial spread of neural excitation in cochlear implant recipients. *Hear Res*, 2003; 197: 72–87.
16. Walkowiak A, Czyżewski A, Lorens A, Kostek B. New Techniques Assisting Cochlear Implant Fitting. 117<sup>th</sup> Convention of Audio Engineering Society, San Francisco, October 28–31, 2004.
17. Walkowiak A, Czyżewski A, Lorens A, Wąsowski A, Skarżyński H. Spread of excitation – a method of assessment of auditory function with cochlear implant users. The Fourth International Symposium and Workshops on Objective Measures in Cochlear Implants, Hanover, June 1–4, 2005.