

Rozkład pobudzenia (*Spread of Excitation* – SoE) – nowa metoda oceny funkcjonowania nerwu słuchowego

Cochlear nerve assessment by measuring the Spread of Excitation (SoE)

Adam Walkowiak, Artur Lorens, Arkadiusz Wąsowski, Henryk Skarżyński

Instytut Fizjologii i Patologii Słuchu, Warszawa

Streszczenie

Pomiar rozkładu pobudzenia (*Spread of Excitation* – SoE) jest nową metodą oceny potencjalnych korzyści z używania systemu implantu ślimakowego. Aby zapewnić maksimum korzyści, ustawienie procesora mowy powinno być dobrane do indywidualnej charakterystyki nerwu słuchowego pacjenta. Jednym z obiektywnych badań, mogących dostarczyć potrzebnych informacji, jest pomiar telemetrii odpowiedzi neuronalnej (*Neural Response Telemetry* – NRT). W trakcie badania NRT rejestrowane są elektrycznie wywołane złożone potencjały czynnościowe nerwu słuchowego. Dzięki zastosowaniu badania NRT możliwe jest określenie rozkładu pobudzenia wzdłuż elektrody implantu w ślimaku. Dotychczasowe wstępne badania wskazują, że parametry takiego rozkładu mogą być pomocne przy wyjaśnieniu różnic w osiągniętych korzyściach z systemu implantu ślimakowego oraz pomóc w dopasowaniu systemu implantu ślimakowego.

Słowa kluczowe: implanty ślimakowe, odpowiedź neuronalna, rozkład pobudzenia.

Summary

Measurement of Spread of Excitation (SoE) provides a potential method of assessment of cochlear implant users' benefit. To provide maximum benefit for the cochlear implant users the speech processor should be fitted to the patients' need. One objective method that could deliver important information for fitting is Neural Response Telemetry (NRT). It is possible to determine Spread of Excitation - the longitudinal spread of electrically evoked neural excitation in the cochlea, based on NRT results. The parameters of the Spread of Excitation in the individual patient may help to explain the patients' performance.

Key words: cochlear implants, neural response telemetry, spread of excitation.

Wstęp

Powszechnie wiadomo, że zasada działania systemu implantu ślimakowego polega na odpowiedniej stymulacji elektrycznej zakończeń neuronów zwoju spiralnego nerwu ślimakowego. W ten sposób możliwe jest ominięcie uszkodzonego ucha wewnętrznego, a dla potrzeb odbioru dźwięku z otoczenia wykorzystany jest pozostały sprawny odcinek drogi słuchowej. Systemy implantów ślimakowych mogą więc być użyte w celu przekazania wrażeń dźwiękowych nie drogą akustyczną, jak to ma miejsce w przypadku użyciu klasycznych aparatów słuchowych, lecz drogą elektryczną poprzez umieszczenie jednej lub więcej elektrod w sąsiedztwie zakończeń nerwowych w zwoju spiralnym.

Często obserwuje się, że użytkownicy systemów implantów ślimakowych osiągają różne korzyści w rozumieniu mowy. Część z nich osiąga bardzo dobre rozumienie mowy, nawet w obecności dźwięków zakłócających, inni mają problemy nawet z rozumieniem w ciszy. Poznanie czynników, które mają wpływ na taki stan rzeczy, jest konieczne, aby znaleźć metody dopasowania parametrów stymulacji przez implant, które umożliwią poprawę rozumienia mowy u pacjentów z gorszymi korzyściami w zakresie percepcji mowy.

Wiele wskazuje na to, że jednym z czynników wpływających na rozumienie mowy może być przestrzenny rozkład pobudzenia nerwu słuchowego, wywołany przez stymulację elektryczną. [Fu (i in.) 1998]

W słuchu elektrycznym (narząd słuchu funkcjonujący przy pobudzeniu elektrycznym nerwu słuchowego) wzorzec pobudzenia neuronów różni się znacząco od wzoru pobudzenia w słuchu akustycznym. 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 mamy 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–neuron oraz od natężenia prądu stymulującego [Cohen (i in.) 2003]. Na charakterystykę złącza wpływają:

- ilość przetrwałych neuronów w sąsiedztwie elektrody pomiarowej,
- impedancja tkanek, powodująca różnice w rozprzylewie 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, wpływając na różnice w rozkładach pobudzeń, a tym samym na stopień nakładania się obszarów pobudzeń pochodzących od różnych elektrod. Nakładanie się pobudzeń może prowadzić do ograniczenia w znaczący sposób ilości informacji możliwej do przekazania na drodze pobudzenia elektrycznego, a w konsekwencji ograniczyć możliwość rozumienia mowy. Pomiar 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.

Stopień nakładania obszarów się pobudzeń próbowano do tej pory oszacować, stosując pomiary psychofizyczne oparte na metodzie maskowania poprzedzającego [Cohen (i in.) 2000]. Stosowanie metod psychofizycznych jest czasochłonne i wymagające dobrej współpracy osoby badanej.

Celem pracy było sprawdzenie możliwości zmierzenia obszarów pobudzenia neuronalnego, występującego wzdłuż wiązki elektrod implantu i powstałego pod wpływem stymulacji elektrycznej poprzez wybraną elektrodę z zastosowaniem metody rejestracji złożonego potencjału czynnościowego nerwu słuchowego. Zastosowano metodę pomiaru z wykorzystaniem systemu NRT (*Neural Response Telemetry*), zaproponowaną przez Cohena [Cohen (i in.) 2000].

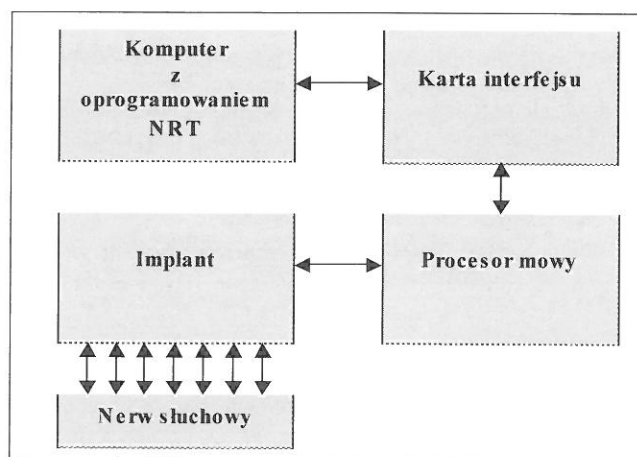
Materiał i metoda

Wywołany elektrycznie złożony potencjał czynnościowy nerwu słuchowego, na którego podstawie określić można rozkład pobudzenia, rejestrowano za pomocą dedykowanego systemu i oprogramowania (*Neural Response Telemetry*). Badania wykonano w grupie 20 pacjentów – użytkowników implantów ślimakowych Nucleus 24, które posiadają wiązkę 22 elektrod. Dane pacjentów zamieszczone zostały w tab. 1.

W systemie do pomiaru potencjału czynnościowego wykorzystano standardowe stanowisko, stosowane do programowania procesorów mowy firmy Cochlear (komputer ze specjalizowaną kartą oraz procesor mowy) pod kontrolą oprogramowania NRT (ryc. 1), za pomocą którego dobiera się parametry impulsów stymulujących. Następnie impulsy te są przesyłane drogą radiową do implantu. Implant zgodnie z zadanymi parametrami pobudza za pomocą wybranej elektrody badany fragment nerwu słuchowego, a następnie rejestruje otrzymaną odpowiedź i transmituje ją do systemu komputerowego celem wizualizacji i dalszej analizy [Brown (i in.) 1990, Walkowiak (i in.) 2004].

Tab. 1. Dane pacjentów

Lp.	Pacjent	Wiek	Wiek w momencie implantacji	Przyczyna utraty słuchu
1	H.W.	62	58	Niedosłuch postępujący
2	M.M.	60	57	Uraz głowy
3	P.K.	8	4	Świnka
4	D.D.	7	3	Nieznana
5	B.N.	10	6	Nieznana
6	C.K.	11	9	Nieznana
7	M.A.	52	50	Zapalenie opon mózgowych
8	F.A.	11	9	Nieznana
9	O.D.	51	50	Niedosłuch postępujący
10	B.I.	39	38	Nieznana
11	Z.J.	33	32	Nieznana
12	G.D.	5	4	Zapalenie opon mózgowych
13	S.S.	13	12	Zapalenie uszu
14	D.J.	16	15	Zapalenie opon mózgowych
15	K.B.	18	17	Nieznana
16	Z.D.	5	4	Nieznana
17	Z.A.	17	16	Świnka
18	T.P.	8	7	Uraz
19	O.K.	33	32	Leki ototoksyczne
20	D.J.	56	55	Nieznana



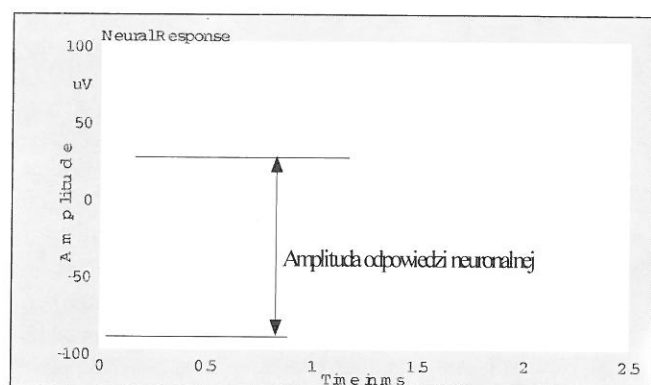
Ryc. 1. System NRT

Aby odseparować odpowiedź neuronalną od powstających podczas pomiaru zakłóceń, w programie zaimplementowano specjalny algorytm pomiarowy, tzw. *subtraction paradigm* (reguła odejmowania). Powstające zakłócenia związane są z faktem, że bodziec stosowany do wywołania odpowiedzi neuronalnej jest bodźcem elektrycznym. A zatem podczas rejestracji elektrycznej odpowiedzi neuronalnej rejestruje się jednocześnie odpowiedź nerwu i wielokrotnie silniejszy artefakt elektryczny bodźca.

W zastosowanym algorytmie rejestracja sygnałów elektrycznych prowadzona jest dla dwóch przypadków prezentacji sygnałów. W pierwszym przypadku prezentowany jest sygnał zwany bodźcem, a rejestrowana odpowiedź zawiera elektryczny artefakt bodźca i odpowiedź neuronalną. W drugim na tej samej elektrodzie, co bodziec, prezentowany jest najpierw dodatkowy sygnał, nazywany maskerem. Bodziec

podawany jest bezpośrednio po maskerze, a więc neurony w trakcie prezentacji bodźca znajdują się przez cały czas w stanie refrakcji, wywołanym przez masker. Zakłada się, że w tym przypadku nie powstaje potencjał czynnościowy neuronów. Rejestrowany z niewielkim opóźnieniem po podaniu bodźca przebieg nie zawiera więc odpowiedzi neuronalnej, a tylko sam artefakt elektryczny bodźca. Przebieg ten jest odejmowany od odpowiedzi rejestrowanej w warunkach, gdy podawany jest tylko bodziec i która zawiera artefakt i odpowiedź neuronalną. Warunkiem poprawnego działania tak zdefiniowanego algorytmu jest podawanie maskera i bodźca na tej samej elektrodzie implantu.

Przykład zmierzonej odpowiedzi neuronalnej (potencjału czynnościowego) przedstawiono na ryc. 2.



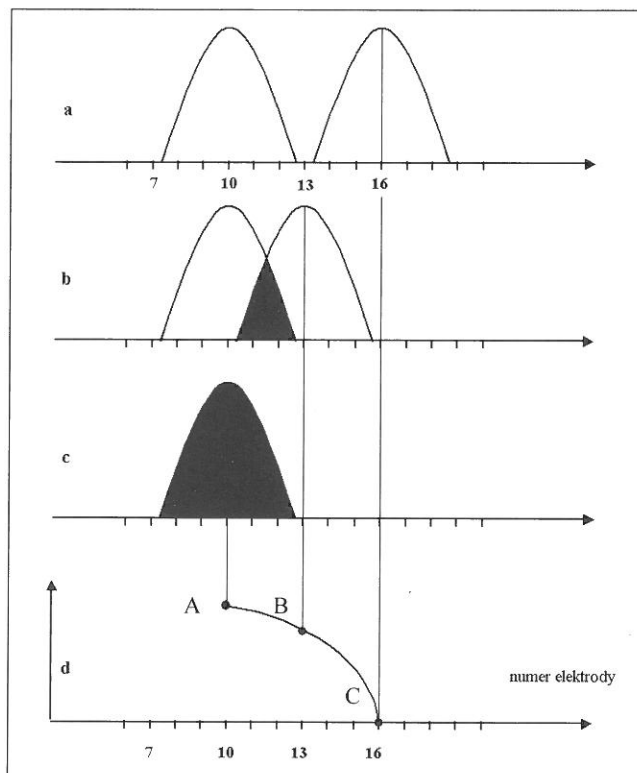
Ryc. 2. Przykład odpowiedzi neuronalnej

Jeżeli protokół pomiarowy zostanie zmodyfikowany w taki sposób, że bodziec podawany będzie na jednej, wybranej elektrodzie, natomiast masker będzie 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 (ryc. 3a). Nie jest spełniony wtedy warunek znajdowania się neuronów w stanie refrakcji. Ponieważ rejestrowany w takich warunkach przebieg będzie zawierał zarówno artefakt bodźca, jak i odpowiedź neuronalną, po odjęciu otrzymamy sygnał o zerowej amplitudzie. Jeśli natomiast odległość miejsca podawania maskera od miejsca podawania bodźca będzie dobrana w taki sposób, że otrzymamy efekt nakładanie się na siebie obszarów pobudzenia pochodzących od maskera i bodźca, to rejestrowany przebieg będzie miał tym większą amplitudę, im większa będzie część wspólna obszarów (ryc. 3b i ryc. 3c). Amplituda odpowiedzi neuronalnej, zmierzona 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 (ryc. 3d). Przy takim sposobie pomiaru zmiana amplitudy odpowiedzi neuronalnej w funkcji położenia maskera określa rozkład pobudzenia wzdłuż elektrody implantu, umieszczonej w ślimaku [Cohen (i in.) 2000, Miller (i in.) 2000].

U każdego z prezentowanych pacjentów wykonano pomiar rozkładu pobudzenia przy bodźcu podawanym odpowiednio na elektrodę 5 (rejon podstawy ślimaka), elektrodę 10 (część środkowa ślimaka) oraz na elektrodę 18

(część szczytowa ślimaka) dla 22 różnych pozycji maskera (na każdej z elektrod implantu).

Dla każdego uzyskanego profilu pobudzenia określono szerokość pobudzenia, zdefiniowaną jako odległość między elektrodami, dla których amplituda odpowiedzi spada o połowę w stosunku do amplitudy maksymalnej. Szerokość ta określana jest różnicą numerów elektrod.



Ryc. 3. Metoda pomiaru rozkładu pobudzenia wzdłuż elektrody implantu:

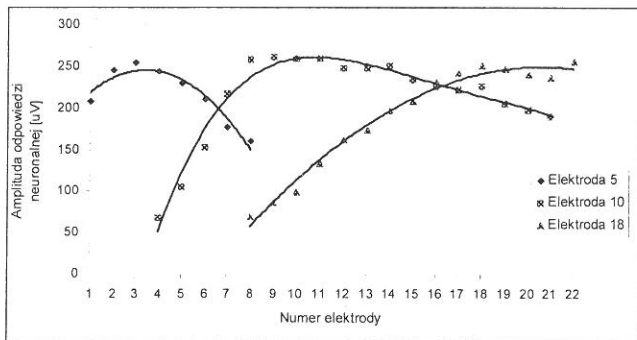
- odległość między miejscem podawania bodźca (elektroda 10) a miejscem podawania maskera (elektroda 16) jest na tyle duża, że bodziec i masker oddziałują na inne populacje neuronów
- odległość między miejscem podawania bodźca (elektroda 10) a miejscem podawania maskera (elektroda 13) jest na tyle mała, że istnieje populacja neuronów, na którą oddziałuje zarówno masker, jak i bodziec
- miejsce podawania bodźca jest takie samo jak miejsce podawania maskera (elektroda 10)
- amplituda odpowiedzi neuronalnej, zmierzona w sytuacji jak na ryc. 3a (punkt A), ryc. 3b (punkt B) i ryc. 3c (punkt C). Profil rozkładu pobudzenia otrzymywany jest przez aproksymację wielomianem otrzymanych punktów

Wyniki

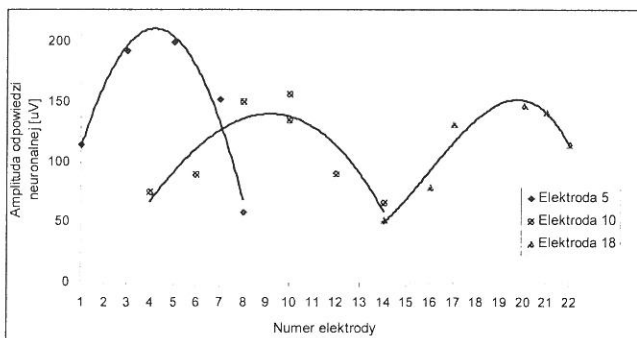
Wśród przebadanych 20 pacjentów u 17 udało się uzyskać odpowiedzi neuronalne na wszystkich mierzonych elektrodach, u dwu kolejnych – na 2 elektrodach, u jednego nie udało się zarejestrować odpowiedzi.

Przykładowe profile rozkładu pobudzenia (amplituda odpowiedzi neuronalnej w funkcji numeru elektrody) dla dwu wybranych pacjentów (pacjenci D.J. i K.B.) przedstawiono na ryc. 4 i 5. Numer elektrody odpowiada konkretnemu miejscu w ślimaku. Miejsce to można dokładnie wyznaczyć, gdy się posiada zdjęcie radiologiczne w projekcji zaproponowanej przez Xu i współautorów. [Xu (i in.) 2000], uwzględniając, że

elektroda 1 znajduje się najbliżej podstawy ślimaka, a elektroda 22 jest najbliżej szczytu ślimaka.



Ryc. 4. Zmierzony rozkład pobudzenia dla pacjenta D.J.



Ryc. 5. Zmierzony rozkład pobudzenia dla pacjenta K.B.

Dyskusja

Użyta metoda pomiarowa wykorzystuje algorytm, według którego prezentowane są dwa impulsy: bodziec i masker w celu minimalizacji artefaktów [Cohen (i in.) 2003]. Jeżeli podczas pomiaru zmienia się pozycja maskera, to w efekcie zmienia się stopień maskowania, wpływający na amplitudę rejestrowanej odpowiedzi. Zgodnie z przyjętymi założeniami teoretycznymi u wszystkich implantowanych pacjentów wraz ze zwiększaniem odległości miejsca podawania bodźca od miejsca podawania maskera amplituda rejestrowanej odpowiedzi neuronalnej maleje. Prowadzi to w konsekwencji do określenia stopnia zachodzenia na siebie obszarów pobudzenia, powstałych od bodźca i od maskera. Zmierzony profil zachodzenia na siebie obu obszarów może być rozpatrywany jako przybliżenie rozkładu pobudzenia w ślimaku.

Z analizy rozkładów pobudzenia, uzyskanych u 20 pacjentów wynika, że ich szerokość może różnić się zarówno w zależności od wybranej elektrody u jednego pacjenta, jak również dla tej samej elektrody, ale u różnych pacjentów. Istnienie różnic w szerokości zmierzonych obszarów pobudzeń widoczne jest na ryc. 4 i 5. Szerokość pobudzenia dla elektrody 10 w przypadku pacjenta D.J. (ryc. 4) wynosi sześć elektrod, a dla pacjenta K.B. (ryc. 5) dziesięć elektrod. Jeśli przeanalizujemy szerokość obszarów pobudzenia u tego samego pacjenta, ale dla różnych elektrod, to przykładowo dla pacjenta K.B. (rys. 5) dla elektrody 5 wynosi ona siedem elektrod, a dla elektrody 10 dziesięć elektrod. Różna szerokość rozkładu pobudzenia oznacza różny stopień nakładania się na siebie obszarów pobudzenia. W przypadku pacjenta D.J. obszary pobudzenia dla elektrod 10 i 18

znacznie się pokrywają. Przyjmując tak samo jak wyżej, że pobudzenie rozciąga się między elektrodami, dla których amplituda odpowiedzi zmniejsza się o połowę, to część wspólna pobudzeń dla elektrod 10 i 18 będzie się zawierała między elektrodami 11 a 22. Natomiast dla pacjenta K.B. (ryc. 5) obszary pobudzenia dla elektrod 10 i 18 nie będą w ogóle miały części wspólnej. A zatem elektrody 10 i 18 dla pacjenta K.B. mogą być uważane za niezależne kanały przekazu informacji. Przez kanały niezależne rozumie się te elektrody implantu, które stymulują różne populacje neuronów. Ilość informacji, którą można przekazać poprzez stymulację elektryczną prowadzoną za pośrednictwem kanałów niezależnych, jest potencjalnie dużo większa niż w przypadku, gdy mamy do czynienia z pokrywaniem się obszarów pobudzeń. Szersze obszary pobudzenia, a więc mniej niezależnych kanałów przepływu informacji, zaobserwować można u pacjenta D.J. w porównaniu z pacjentem K.B. i jest to prawdopodobnie powodem osiągania przez niego znacznie gorszego rozumienia mowy. Wyniki w testach słów jednosylabowych dla pacjentów D.J. i K.B. wynoszą odpowiednio 40% i 75%

Podsumowanie

Uzyskane wyniki pokazują, że możliwy jest pomiar rozkładu pobudzenia zakończeń nerwu słuchowego, powstającego pod wpływem stymulacji elektrycznej przez implant Nucleus CI24 z zastosowaniem systemu NRT.

Uzyskano duże zróżnicowanie otrzymanych rozkładów pobudzenia zarówno pomiędzy badanymi pacjentami, jak i pomiędzy elektrodami u pojedynczego pacjenta. Być może, jest to przyczyna znaczących różnic w rozumieniu mowy u różnych pacjentów przy zbliżonych wynikach innych badań. Wydaje się również, że za pomocą tej metody można zidentyfikować rejony ślimaka, w których populacja neuronów reagujących na pobudzenie elektryczne jest bardzo niewielka. Informacja ta może być istotna podczas doboru parametrów stymulacji przez implant. Dotyczy to zwłaszcza przypadku, gdy użytkownikami implantu są małe dzieci, u których zastosowana metoda nie wymaga aktywnej współpracy.

Bibliografia

- Brown C. J., Abbas P. J., Ganz B. [1990]. Electrically evoked whole-nerve action potentials: Data from human cochlear implant users. „Journal of the Acoustical Society of America” 88, 1385-1391.
- Cohen L. T., Saunders E., Cowan R.S.C. [2000]. The measurement of spatial spread of neural excitation using forward masking and NRT methods. 5th European Symposium on Paediatric Cochlear Implantation, Antwerp, Belgium, 4-7.07.2000.
- Cohen L. T., L. Richardson M., Saunders E., Cowan R. [2003]. Spatial spread of neural excitation in cochlear implant recipients. „Hearing Research” 197, 72-87.
- Fu Q., Shannon R. V., Wang X. [1998]. Effects of noise and spectral resolution on vowel and consonant recognition: acoustic and electric hearing. „Journal of the Acoustical Society of America” 104, 1-11.
- Lai W. K. [1999]. An NRT Cookbook. Guidelines for making NRT recordings. Cochlear.
- Lorens A., Walkowiak A., Piotrowska A., Śliwa L., Skarżyński H. [2002]. Objective measurements in the fitting of cochlear implant system. 10th Danube Symposium International Otolaryngologic Congress, October 16-19, 2002, Dubrovnik Croatia. Abstract Book

- Lorens A., Walkowiak A., Śliwa L., Skarżyński H., Piotrowska A. [2003]. Application of measurements of stapedial reflex (ESRT) and neural responses (NRT) in estimation of implant processor fitting parameters. 4th International Symposium on Electronic Implants in Otology & Conventional Hearing Aids. Toulouse, 5-7.06.2003.
- Miller C. A., Abbas P. J., Brown C. J. [2000]. An improved method reducing stimulus artifact in the electrically evoked whole nerve potential. „Ear and Hearing” 21, 280-290
- Walkowiak A., Czyżewski A., Lorens A., Kostek B. [2004]. New techniques assisting cochlear implants fitting. 117th Audio Engineering Society Convention, San Francisco, USA 28-31.10.2004
- Walkowiak A., Lorens A., Wąsowski A., Obrycka A., Zgoda M., Piotrowska A. [2004]. Spread of excitation (SoE) – a new method of assessment of auditory nerve function, „Structures – Waves – Human health” 13(2), 161-166.
- Walkowiak A., Lorens A., Wąsowski A., Obrycka A., Zgoda M., Piotrowska A., Skarżyński H. [2004]. Spread of Excitation (SoE) – a new method of assessment of auditory nerve function Proceedings of the 8th World Multiconference on Systemics, Cybernetics and Informatics (SCI 2004) Orlando, USA.
- Walkowiak A., Lorens A., Wąsowski A., Obrycka A., Skarżyński H. [2004]. Rejestracja wzorca pobudzenia receptora słuchowego powstałego w procesie elektrostymulacji, XV Międzynarodowe Sympozjum Audiologiczne, Zakopane.
- Xu J., Xu S. A., Cohen L. T., Clark G. M., [2000]. Cochlear view – postoperative radiography for cochlear implantation. „American Journal of Otology” 21, 49-56.

Adres do korespondencji

Adam Walkowiak
Międzynarodowe Centrum Słuchu i Mowy
ul. Mokra 17, Kajetany
05-830 Nadarzyn
e-mail: awalkowiak@ichs.pl

