

# Symulacja słyszenia pacjenta z implantem ślimakowym

## Simulation of cochlear implant patient's hearing

Adam Walkowiak<sup>1</sup>, Artur Lorens<sup>1</sup>, Bożena Kostek<sup>2</sup>, Henryk Skarżyński<sup>3</sup>

<sup>1</sup> Instytut Fizjologii i Patologii Słuchu, Zakład Implantów i Percepcji Słuchowej, Warszawa/Kajetany

<sup>2</sup> Politechnika Gdańska, Wydział Elektroniki, Telekomunikacji i Informatyki, Gdańsk

<sup>3</sup> Instytut Fizjologii i Patologii Słuchu, 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

**Cel:** Skonstruowanie i przetestowanie symulacji komputerowej, która oddawałaby warunki istniejące w drodze słuchowej pacjenta implantowanego w sposób pełniejszy niż symulacje dotychczas istniejące.

**Materiał i metody:** Próbki akustyczne, wygenerowane za pomocą skonstruowanej w Instytucie Fizjologii i Patologii Słuchu symulacji słuchu elektrycznego uwzględniającej wzajemne oddziaływanie pomiędzy kanałami, prezentowano w swobodnym polu przez głośnik 25 ochotnikom (13 kobiet i 12 mężczyzn) z prawidłowym słuchem, w wieku od 21 do 38 lat. Dla każdej szerokości rozkładu zgromadzono po 25 wyników dyskryminacji tak otrzymanych próbek.

**Wyniki:** Zaobserwowano duże zróżnicowanie wyników rozumienia mowy wewnątrz każdej z grup. Przeprowadzona analiza statystyczna wyników pokazała jednak, że zależność pomiędzy symulowaną szerokością rozkładu pobudzenia a osiąganymi wynikami jest istotna statystycznie. Na podstawie analizy wariancji (ANOVA) stwierdzono, że występuje statystycznie istotna różnica pomiędzy grupami ( $p < 0,001$ ).

**Wnioski:** Dzięki obiektywnym pomiarom parametrów drogi słuchowej pacjenta implantowanego możliwa jest symulacja słuchu elektrycznego, która uwzględniając możliwe międzyosobnicze różnice w parametrach złącza elektroda implantu–neuro-ny, pozwala na wyjaśnienie międzyosobniczych różnic w dyskryminacji mowy u pacjentów implantowanych.

**Słowa kluczowe:** implant ślimakowy • strategie kodowania • symulacja słyszenia

### Abstract

**Aim:** The aim of the study was to develop and validate computer simulation of cochlear implant patient's hearing with the spread of excitation as a parameter.

**Material and method:** Acoustic probes of the simulation developed in the Institute of Physiology and Pathology of Hearing were presented under free-field conditions to 25 volunteers (13 female and 12 male, aged from 21 to 38 years) with normal threshold of hearing. Discrimination score for probes for three spread-of-excitation (SoE) width values was assessed.

**Results:** Despite big variability of the results in each spread-of-excitation width group, ANOVA test results showed that the correlation between the simulated width of SoE and monosyllabic words discrimination scores was statistically significant ( $p < 0.001$ ).

**Conclusions:** Thanks to objective measurements of the auditory pathway of implanted patients it is possible to develop the simulation of "electric hearing", which could explain differences in patients' speech-discrimination scores.

**Key words:** cochlear implant • coding strategies • simulation of hearing

### Wstęp

Zasadą funkcjonowania implantu ślimakowego jest odpowiednia stymulacja elektryczna zakończeń neuronów zwoju spiralnego nerwu ślimakowego. W ten sposób omi- jany jest uszkodzony fragment ucha wewnętrznego, a dla

potrzeb odbioru dźwięku z otoczenia wykorzystany jest pozostały, sprawny odcinek drogi słuchowej. Systemy im- plantów ślimakowych mogą więc być użyte w celu przeka- zania informacji dźwiękowych nie drogą akustyczną, jak to ma miejsce przy użyciu klasycznych aparatów słuchowych,



**Rycina 1.** Implanty ślimakowe (po stronie lewej) i procesory mowy (po stronie prawej) firm: Advanced Bionics, Cochlear i Med-El

**Figure 1.** Cochlear implants (left side) and speech processors (right side) by: Advanced Bionics, Cochlear and Med-El

lecz drogą elektryczną poprzez umieszczenie elektrody w ślimaku, w sąsiedztwie zakończeń nerwu słuchowego.

Pierszą w Polsce operację wszczępienia implantu ślimakowego przeprowadził w 1992 r. H. Skarżyński [1].

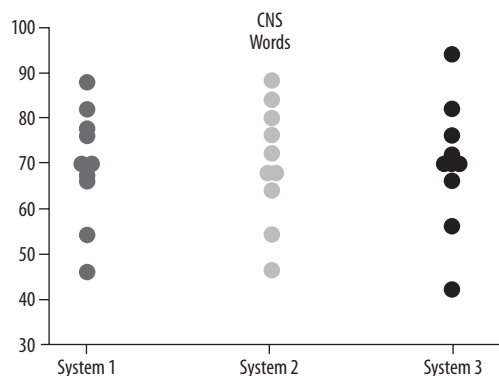
System implantu ślimakowego składa się z części wszczepianej – implantu, czyli odbiornika i stymulatora elektrycznego we wspólnej obudowie wraz z wiązką elektrod wprowadzaną do ślimaka, oraz z części zewnętrznej – cyfrowego, wielokanałowego procesora mowy (rycina 1).

W celu przekazania sygnałów akustycznych drogą elektryczną system implantu ślimakowego musi realizować następujące funkcje [2]:

- 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.

Przetwarzanie sygnału w procesorze mowy, niezależnie od rozwiązania specyficznego dla danego producenta, można w skrócie opisać następująco:

- sygnał wejściowy z mikrofonu (lub innego źródła sygnału akustycznego) trafia do układu automatycznej regulacji wzmocnienia,
- następnie sygnał trafia do zestawu filtrów pasmowo-przepustowych, dzielących sygnał na pasma,
- sygnał z wyjść filtrów jest poddawany prostowaniu i filtracji dolnoprzepustowej w celu uzyskania jego obwiedni,
- otrzymywane sygnały w poszczególnych pasmach wyznaczane są przez sygnał impulsowy o odpowiednio dużej częstotliwości (np. 1,5 kHz lub więcej), a następnie podawane na odpowiednią elektrodę przyporządkowaną do odpowiedniego filtru, zgodnie z regułą tonotopowości ślimaka, według której sygnały podawane w okolicy szczytowej ślimaka wywołują wrażenie dźwięków o niskiej częstotliwości, zaś sygnały podawane w okolicy podstawnej ślimaka wywołują wrażenie dźwięków o częstotliwości wysokiej. Na podstawie tej teorii sygnały



**Rycina 2.** Wyniki rozumienia mowy w ciszy (stopień dyskryminacji słów jednosylabowych) uzyskiwane przez użytkowników 3 różnych systemów implantów ślimakowych

**Figure 2.** Discrimination of CNC (monosyllabic) words in quiet for users of 3 different cochlear implant systems

impulsowe wymnożone przez obwiednię sygnału w paśmie najwyższej częstotliwości podawane są na elektrodę znajdującą się w części podstawnej ślimaka, a sygnały wymnożone przez obwiednię w paśmie o najniższej częstotliwości na elektrodę położoną najbliżej szczytu ślimaka [2].

System implantu ślimakowego stosowany w rehabilitacji osób z niedosłuchem charakteryzuje się wysoką skutecznością – pozwala osobom z całkowitą głuchotą na osiągnięcie stopnia dyskryminacji słów jednosylabowych na poziomie (średnio) 70% [3] (rycina 2).

Jednocześnie można zaobserwować, że użytkownicy systemów implantów ślimakowych mimo wysokich średnich wyników rozumienia mowy charakteryzują się dużym rozrzutem międzyosobniczym wyników. Niektóre osoby uzyskują bardzo dobre rozumienie mowy nawet w obecności dźwięków zakłócających, potwierdzone testami dyskryminacji i zgodnie z własną oceną, inne mają problemy z dyskryminacją mowy w ciszy. Poznanie czynników, które mają wpływ na taki stan, jest konieczne, aby znaleźć optymalne parametry stymulacji przez implant [4]. Umożliwi to poprawę rozumienia mowy u pacjentów z gorszymi korzyściami w zakresie percepcji mowy lub uzyskanie informacji o istniejących ograniczeniach w funkcjonowaniu drogi słuchowej u konkretnego pacjenta. Ograniczenia te mogą zarówno dotyczyć części peryferyjnej (elektrycznie stymulowane zakończenia nerwu słuchowego), jak i części centralnej (przetwarzanie słuchowe w ośrodkowym układzie nerwowym). Niniejsza praca dotyczy pierwszej grupy ograniczeń.

Różnice w percepcji mowy użytkowników implantów ślimakowych próbuje się wyjaśnić, konstruując tak zwane symulacje przetwarzania sygnału akustycznego przez procesor, uwzględniające różną liczbę kanałów (pasm częstotliwości przyporządkowanych elektrodom implantu).

Symulacje takie to programy komputerowe, które realizują funkcje procesora mowy, to znaczy przetwarzają sygnał akustyczny podobnie jak procesor. Następnie sygnał wynikowy zamiast być użyty do stymulacji nerwu słuchowego zamieniany jest ponownie na sygnał akustyczny, który

można odsłuchać. Zakłada się, że występująca w trakcie takiego przetwarzania redukcja części informacji o dźwięku jest podobna do utraty informacji występującej w procesorze mowy podczas zamiany dźwięku na sygnał użyteczny do stymulacji elektrycznej nerwu słuchowego.

Wyniki opisanych w literaturze badań dotyczących symulacji słuchu elektrycznego potwierdzają, iż obserwowana jest wprost proporcjonalna zależność jakości sygnału wyjściowego od liczby kanałów. Badane osoby osiągały od 90% do 100% dyskryminacji słów jednosylabowych dla odpowiednio dużej liczby kanałów [5]. Natomiast u pacjentów – użytkowników implantów ślimakowych, jak wspomniano już wcześniej, obserwuje się różne wyniki dyskryminacji mowy.

Słuszne wydaje się przypuszczenie, że pomimo nominalnie identycznej dla wszystkich pacjentów liczby elektrod (w ramach danego systemu implantu ślimakowego), a w związku z tym identycznej liczby kanałów, istnieć mogą niezależne od implantu i procesora ograniczenia liczby niezależnych kanałów przesyłania informacji. Dzieje się tak na przykład wtedy, gdy sąsiednie elektrody (kanały) stymulują ten sam obszar zakończeń nerwu słuchowego. W takim przypadku, jeżeli wykluczy się podejrzenie innych czynników patologicznych zaburzających funkcje słyszenia i rozumienia (np. dysfunkcje wyższych pięter drogi słuchowej), właśnie różnice w liczbie rzeczywistych kanałów mogą być wyjaśnieniem odmiennych korzyści uzyskiwanych ze stosowania implantu ślimakowego.

Przy stymulacji elektrycznej narządu słuchu u pacjentów implantowanych wzorzec pobudzenia neuronów różni się znacząco od wzorca pobudzenia, który występuje w słuchu naturalnym.

Neurony nerwu słuchowego nie wykazują selektywności częstotliwościowej w odpowiedzi na stymulację elektryczną prowadzoną przez pojedynczą elektrodę. Tak zwana krzywa strojenia, mierzona jako funkcja progu pobudzenia neuronu w zależności od częstotliwości bodźca, jest w tych warunkach całkowicie płaska. Zastosowanie stymulacji wieloelektrodowej (wielokanałowej) za pośrednictwem elektrod umieszczonych w różnych miejscach ślimaka daje zatem 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 funkcjonującymi komórkami słuchowymi w ślimaku. Jednak ślimak – miejsce umieszczenia elektrody implantu – wypełniony jest przewodzącym płynem i pobudzenie powstające od elektrody rozkłada się na pewnym obszarze. Ponadto pobudzenie i jego rozkład zależą od wielu innych czynników, takich jak: włóknienie lub osyfifikacja przestrzeni wewnątrz ślimaka, położenie elektrody w ślimaku, odległość aktywnych elektrod od zakończeń nerwowych, ilość tych zakończeń zdolnych odbierać sygnały z implantu. Po uwzględnieniu powyższych czynników ograniczających „punktowość” pobudzenia staje się oczywiste, że zwiększanie liczby kanałów tylko do pewnego stopnia prowadzi do poprawy jakości sygnału wyjściowego, czyli w konsekwencji do zwiększenia rozumienia mowy [6].

Przyjmuje się, że związane jest to z liczbą separowalnych kanałów w słuchu elektrycznym.

Liczbę separowalnych kanałów można określić poprzez obiektywny pomiar rzeczywistych, wzajemnych oddziaływań między elektrodami, a następnie stosować jako parametr w symulacji słuchu elektrycznego, co pozwoliłoby na pełniejszą symulację słyszenia osoby implantowanej.

Celem pracy było skonstruowanie i przetestowanie symulacji komputerowej, która w sposób pełniejszy oddawałaby warunki istniejące w drodze słuchowej pacjenta implantowanego niż symulacje dotychczas istniejące.

## Materiał i metody

Skonstruowana w Instytucie Fizjologii i Patologii Słuchu symulacja słuchu elektrycznego uwzględnia wzajemne oddziaływanie (interakcje) pomiędzy kanałami. Interakcje te były mierzone obiektywnie przez pomiar potencjału czynnościowego nerwu słuchowego i rozkładu pobudzenia wzdłuż elektrody implantu (ang. *Spread of Excitation*, SoE) za pomocą telemetrii odpowiedzi neuronalnej (ang. *Neural Response Telemetry*, NRT) [7]. Do pomiaru potencjału czynnościowego wykorzystane zostało stanowisko stosowane do programowania procesorów mowy firmy Cochlear (komputer ze specjalistyczną kartą oraz procesor mowy) pod kontrolą oprogramowania NRT3.1 oraz CustomSound EP 4.0.

Na tej podstawie powstała symulacja skonstruowana jako skrypt w środowisku MATLAB, którego schemat blokowy pokazano na rycinie 3.

Następnie symulacja ta została poddana testom, które miały na celu weryfikację jej poprawności. Testy te polegały na:

- wygenerowaniu przez symulację próbek dźwiękowych (słów jednosylabowych) z uwzględnieniem rzeczywistych, zmierzonych u pacjentów implantowanych interakcji (wzajemnych oddziaływań) między kanałami,
- sprawdzeniu stopnia dyskryminacji wygenerowanych próbek przez grupę osób prawidłowo słyszących,
- wyznaczeniu korelacji stopnia dyskryminacji próbek wygenerowanych przez symulację z zadaną szerokością rozkładu pobudzenia (interakcji pomiędzy kanałami).

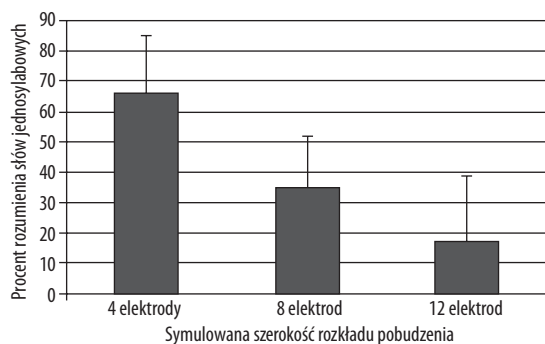
Jako materiał źródłowy do przygotowania próbek wykorzystano test słów jednosylabowych Pruszewicza, używany powszechnie w badaniach dyskryminacji mowy. Na ich podstawie, za pomocą algorytmu symulacji, przygotowano 10 próbek zawierających 20 słów przy następujących parametrach symulacji:

- liczba kanałów – 22,
- liczba pobudzanych jednocześnie kanałów – 8,
- zakres częstotliwości przetwarzania – 188–7938 Hz,
- sygnał modulowany: szum pasmowy,
- interakcja pomiędzy kanałami – szerokość rozkładu – 4, 8 i 12 elektrod.

Parametry takie jak liczba kanałów, liczba jednocześnie pobudzanych kanałów i zakres częstotliwości przetwarzania stanowią domyślne parametry, stosowane i proponowane przez program do doboru parametrów stymulacji przez implant.



**Rycina 3.** Schemat blokowy zaproponowanej i skonstruowanej symulacji  
**Figure 3.** Block diagram of proposed and constructed simulation



**Rycina 4.** Dyskryminacja słów jednosylabowych w zależności od szerokości pobudzenia dla strategii kodowania ACE z zaznaczonym odchyleniem standardowym

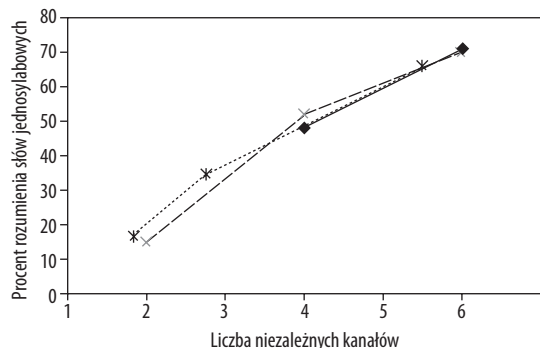
**Figure 4.** Speech discrimination for different spreads of excitation widths with standard deviation for ACE coding strategy

Wygenerowane próbki prezentowano w swobodnym polu przez głośnik 25 ochotnikom z prawidłowym słuchem, w wieku od 21 do 38 lat, 13 kobiet i 12 mężczyzn. Prawidłowy słuch potwierdzono za pomocą badania audiometrii tonalnej. Każdemu uczestnikowi testu podawano wybrane losowo trzy listy o różnej symulowanej szerokości rozkładu pobudzenia. Kolejność podawania próbek w zależności od szerokości rozkładu także została dobrana losowo w celu zminimalizowania efektu nauki słów przetworzonych przez algorytm symulacji. Dla każdej szerokości rozkładu zgromadzono po 25 wyników.

### Wyniki

Po porównaniu wartości uśrednionych dla poszczególnych szerokości rozkładu otrzymano wyniki pokazane na rycinie 4.

Zaobserwowano duże zróżnicowanie wyników dyskryminacji mowy wewnątrz każdej z grup (w przypadku rozkładu szerokości 4 elektrod otrzymano wyniki dyskryminacji od 25% do 95%, średnia 67%, dla 8 elektrod – od 5% do 65%, średnia 35%, dla 12 elektrod – od 0% do 75%, średnia 18%). Przeprowadzona analiza statystyczna wyników



**Rycina 5.** Zależność wyników dyskryminacji słów jednosylabowych od liczby niezależnych kanałów stymulacji

**Figure 5.** Relationship between speech discrimination and the number of independent channels of stimulation

pokazała jednak, że zależność pomiędzy symulowaną szerokością rozkładu pobudzenia a osiąganymi wynikami jest istotna statystycznie. Wynik przeprowadzonego testu Levene'a był nieistotny statystycznie (Sig=0,842), co pokazało brak różnic wariancji pomiędzy grupami – spełnione zostało założenie jednorodności wariancji. Dzięki temu możliwe było wykonanie analizy wariancji (ANOVA), według której występuje statystycznie istotna różnica pomiędzy grupami ( $p < 0,001$ ).

W celu zweryfikowania poprawności funkcjonowania skonstruowanej symulacji porównano uzyskane wyniki z wynikami dostępnymi w doniesieniach literaturowych [5,8]. Porównanie to pokazano na rycinie 5. Z uwagi na fakt, że przykłady literaturowe jako parametr podają liczbę niezależnych kanałów, w celu bezpośredniego porównania wyników zastosowano metodę przeliczania szerokości rozkładu pobudzenia na liczbę niezależnych kanałów:

$$N = 22/F$$

gdzie:

$N$  – liczba niezależnych kanałów,

$F$  – szerokość rozkładu pobudzenia.

Na podstawie powyższych obliczeń przyjęto, że szerokości rozkładu pobudzenia równemu 4 elektrodom odpowiada 5,5 niezależnych kanałów, 8 elektrodom – 2,75 kanałów, 12 elektrodom – 1,83 niezależnych kanałów. Otrzymane wartości ułamkowe liczby kanałów oczywiście nie odpowiadają rzeczywistej budowie elektrody, mimo to zostały przyjęte na potrzeby niniejszego porównania.

## Dyskusja

W porównaniu zawartym na rycinie 5 pokazano wyniki z publikacji Dormana [5] (linia ciągła), Freisena [8] (linia przerywana) oraz uśrednione dla konkretnej elektrody wyniki badań przeprowadzonych przez autorów niniejszej pracy (linia kropkowana). Dane te wskazują, że uzyskano wysoką zgodność wyników własnych i danych literaturowych. Cytowani autorzy używali baterii słów jednosylabowych (CNC i NU6). Ze względu na to, że w symulacji opisywanej w niniejszej pracy również użyto słów jednosylabowych (lista Pruszevicza), uzasadnione jest wnioskowanie, że stworzona symulacja, uwzględniająca rzeczywiste interakcje pomiędzy kanałami w systemie implantu ślimakowego, jest prawidłowa.

Warto zauważyć, że w istniejących symulacjach liczba niezależnych kanałów była przyjmowana przez badaczy a priori, natomiast w symulacji opisywanej w tej pracy wynikała ze zmierzonych parametrów interfejsu pomiędzy elektrodą implantu a neuronami drogi słuchowej.

Uzyskane wyniki wskazują na następującą zależność: im szerszy jest zmierzony rozkład pobudzenia, tym gorsze są wyniki rozumienia.

Oczywiście nieuprawnione byłoby twierdzenie, że wyniki osiągane po wszczepieniu implantu ślimakowego zależą wyłącznie od parametrów złącza elektroda–neuron [9]. Ogromne znaczenie oprócz tego parametru mają: czas trwania niedosłuchu, moment utraty słuchu, dodatkowe czynniki, jak np. motywacja do ćwiczeń słuchowych, intensywność rehabilitacji, stopień rozwoju kory słuchowej. Czynniki te przekładają się na sumaryczną pracę ośrodkowego układu słuchowego. Wyraźnie widać to także przy analizie wyników rozumienia próbek akustycznych uzyskanych z symulacji przy testowaniu osób ze słuchem prawidłowym. W przypadku każdego z uwarunkowań, to znaczy zarówno wąskiego rozkładu pobudzenia (duża liczba separowalnych kanałów), jak i rozkładu średniego i szerokiego (mała liczba kanałów niezależnych), widać było bardzo duże rozbieżności wyników indywidualnych. Przyjmując jednakowy sygnał wejściowy, różnice te

można wyjaśnić jedynie różnicami w przetwarzaniu centralnym informacji akustycznej.

Jednocześnie należy pamiętać, że zmierzony rozkład pobudzenia jest dla danego pacjenta wartością stałą – nie zależy od parametrów programu, które możemy modyfikować podczas ustawienia procesora mowy, a ponadto nie jest możliwe przy obecnym stanie nauki określenie go przed operacją wszczepienia implantu. Wynika to z wcześniej opisywanych źródeł powstawania różnic w rozkładach pobudzenia u pacjentów, zależnych od anatomii ślimaka, stanu i ilości przetworzonych zakończeń nerwowych oraz położenia elektrody implantu w ślimaku. A zatem zmierzony u danego pacjenta na początku procesu rehabilitacyjnego rozkład pobudzenia może być traktowany jako marker możliwych do uzyskania korzyści słuchowych po wszczepieniu implantu.

## Wnioski

Powyższe wyniki pokazują, że dzięki obiektywnym pomiarom parametrów drogi słuchowej pacjenta z implantem możliwa jest symulacja słuchu elektrycznego, która uwzględniając możliwe międzysobnicze różnice w parametrach złącza elektroda–neuron, pozwala na wyjaśnienie międzysobniczych różnic w dyskryminacji mowy u pacjentów implantowanych. Można stwierdzić także, że symulacja ta wierniej odtwarza słyszenie przez implant niż symulacje istniejące dotychczas, dzięki uwzględnieniu w niej rzeczywistych, zmierzonych interakcji pomiędzy elektrodami i pobudzeniami generowanymi przez te elektrody.

Na podstawie przeprowadzonych badań stwierdzono także, że zniekształcenie sygnału wejściowego, które jest wprowadzane i powodowane przez złącze pomiędzy elektrodą implantu a zakończeniami nerwu słuchowego, może w znaczącym stopniu ograniczyć korzyści osiągane przez użytkowników implantu ślimakowego. Wykazano bowiem w symulacji statystycznie istotną zależność pomiędzy szerokością rozkładu pobudzenia a wynikami rozumienia [10].

Wynik pomiaru rozkładu pobudzenia może służyć do prognozowania potencjalnych korzyści słuchowych ze stymulacji elektrycznej – „dobry” (wąski) rozkład pobudzenia przełoży się na lepsze rozumienie, jeśli na wyższych piętrach drogi słuchowej nie będzie dodatkowych ograniczeń w przetwarzaniu informacji.

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

## Piśmiennictwo:

1. Skarżyński H, Janczewski G, Niemczyk K, Geremek A. Pierwszy wszczep ślimakowy w Polsce. *Otolaryngol Pol*, 1993; 47(5): 444–51.
2. Skarżyński H, Lorens A, Piotrowska A. Wszczepy ślimakowe. W: Śliwińska-Kowalska M. *Audiologia kliniczna*. Łódź: Mediton, 2005; s. 429–42.
3. Lorens A, Polak M, Piotrowska A, Skarżyński H. Outcomes of treatment of partial deafness with cochlear implantation: A Duet study. *Laryngoscope*, 2008; 118(2): 288–94.
4. Lazard DS, Vincent C, Venail F, Van de Heyning P, Truy E, Skarżyński PH i wsp. Pre-, per- and postoperative factors affecting performance of postlinguistically deaf adults using cochlear implants: a new conceptual model over time. *PLoS One*, 2012; 7(11): e48739.

5. Dorman MF, Loizou P, Fitzke J, Tu Z. The recognition of monosyllabic words by cochlear implant patients and by normal-hearing subjects listening to words processed through cochlear implant signal processing strategies. *Ann Otol Rhinol Laryngol Suppl*, 2000; 185: 64–6.
6. Fishman KE, Shannon RV, Slattery WH. Speech recognition as a function of the number of electrodes used in the SPEAK cochlear implant speech processor. *J Speech Lang Hear Res*, 1997; 40(5): 1201–15.
7. Walkowiak A, Kostek B, Lorens A, Obrycka A, Wasowski A, Skarzynski H. Spread of Excitation (SoE) – a non-invasive assessment of cochlear implant electrode placement. *Cochlear Implants Int*, 2010; 11 Suppl 1: 479–81.
8. Friesen LM, Shannon RV, Başkent D, Wang X. Speech recognition in noise as a function of the number of spectral channels: Comparison of acoustic hearing and cochlear implants. *J Acoust Soc Am*, 2001; 110: 1150–63.
9. Walkowiak A, Lorens A, Polak M, Kostek B, Skarżyński H, Szkielkowska A, Skarżyński PH. 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.
10. Walkowiak A. Symulacja słyszenia pacjenta z implantem ślimakowym. Praca doktorska. Gdańsk: Politechnika Gdańska, Wydział Elektroniki, Telekomunikacji i Informatyki; 2013.