

Adam Walkowiak, Lech Śliwa, Artur Lorens

Instytut Fizjologii i Patologii Słuchu, Warszawa

Programowanie procesora implantu ślimakowego w badaniach neuropsychologicznych pacjentów implantowanych

Programming of cochlear implant speech processor
for neuropsychological experiments in implanted patients

Słowa kluczowe: implanty ślimakowe, elektrostymulacja, strategia kodowania, procesor mowy.

Key words: cochlear implants, electrostimulation, coding strategy, speech processor.

Streszczenie

Przedstawiono metodę niestandardowego programowania procesora mowy wielokanałowego systemu implantu ślimakowego Combi 40/40+. Celem eksperymentu była generacja bodźców słuchowych przeznaczonych do testów neuropsychologicznych z udziałem pacjentów implantowanych. Wykorzystano programowalny interfejs pomiarowy (*Research Interface Box* – RIB) z oprogramowaniem systemowym. Skrypty oprogramowania sterującego były pisane w środowisku Matlab. Zbadano i zarejestrowano przebiegi sygnałów stymulujących dla potwierdzenia zgodności z założeniami eksperymentu. Sygnały wykorzystano do bezpośredniej stymulacji przez elektrody implantu w dwu testach neuropsychologicznych: odtwarzania interwałów o określonym czasie trwania i progu postrzegania kolejności zdarzeń. Wyniki eksperymentów potwierdzają celowość zastosowania sygnałów syntezowanych metodą programową w badaniach neuropsychologicznych pacjentów implantowanych.

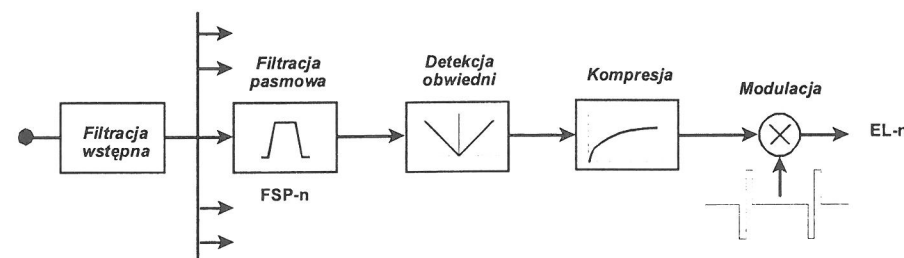
Summary

The authors present unconventional method of speech processor programming in multichannel cochlear implant systems Combi 40/40+. The aim of the experiment was generation of stimuli applied in neuropsychological tests in implanted patients. The Research Interface Box (RIB) was used along

with MedEl system software. The RIB control and data scripts were written in Matlab environment. The waveforms were examined and registered in order to verify their applicability to the experiment. The signals were consequently used for a direct electrostimulation of the cochlea through the implant electrodes. The performed tests were aimed at examining temporal order of events recognition threshold and reproduction of time intervals. The results of the experiments confirmed usefulness of software-controlled synthesised signals in neuropsychological research.

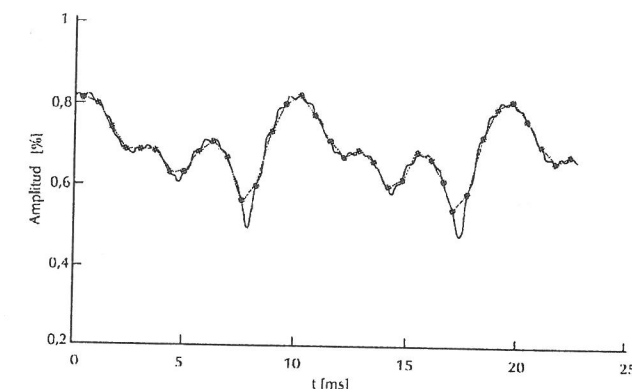
Zadaniem implantu słuchowego jest optymalne przekazanie informacji o czasowych i częstotliwościowych parametrach sygnału mowy za pośrednictwem elektrycznej stymulacji nerwu słuchowego. Służą temu metody cyfrowego przetwarzania sygnału mowy (określane jako strategie kodowania). Większość współczesnych systemów implantów ślimakowych wykorzystuje szybkie, impulsowe strategie kodowania sygnału, których zalety zostały potwierdzone wieloletnimi badaniami klinicznymi. Do najczęściej stosowanych należy m.in. strategia CIS (Continuous Interleaved Sampling), wykorzystywana praktycznie we wszystkich systemach implantów wielokanałowych, która jest podstawową strategią w systemie Combi 40/40+ (Medical Electronics).

Zasada przetwarzania sygnału w strategii CIS wygląda w uproszczeniu następująco. Wejściowy sygnał akustyczny, po wzmocnieniu i wstępnej filtracji, zostaje poddany przemianom analogowo-cyfrowej i skierowany do zespołu cyfrowych filtrów pasmowo-przepustowych. Filtry dzielą widmo sygnału na pasma o stałej szerokości względnej. Liczba pasm odpowiada liczbie kanałów wykorzystywanych w systemie, a każde z nich jest przyporządkowane odpowiedniej elektrodzie implantu. Wyjścia z każdego z kanałów są poddawane detekcji, by wyodrębnić obwiednię sygnału. Uzyskane stąd wolnozmiennie przebiegi obwiedni podlegają kompresji nieliniowej (niezbędnej dla dostosowania szerokiej dynamiki naturalnego sygnału akustycznego do ograniczonej dynamiki słuchu elektrycznego) i w tej postaci służą do modulacji amplitudy prądu impulsów stymulujących w poszczególnych kanałach (ryc. 1).



Ryc. 1. Schemat blokowy przetwarzania sygnału w strategii CIS (pojedynczy kanał systemu implantu) [Med-El 1999]

Należy podkreślić, że częstotliwość powtarzania impulsów stymulujących (przyjmująca w omawianym systemie wartości od kilkuset Hz do ok. 1,5 kHz w każdym kanale) jest znacznie wyższa od tej, przy której neurony mają zdolność przetwarzania informacji czasowej. Aktywność neuronalna jest zatem zależna od informacji zawartej w obwiedni ciągu impulsów (zob. ryc. 2), a nie w każdym z indywidualnych bodźców. Można więc powiedzieć, że aktywność ta jest zależna od chwilowej mocy zawartej w paśmie widma sygnału na wyjściu danego filtra.



Ryc. 2. Przebieg sygnału odpowiadającego głosce „a” w kanale implantu na wyjściu filtra pasmowego 1000 Hz (linia ciągła), próbkowany z częstotliwością 1500 Hz (linia kropkowana) (dzięki uprzejmości Medical Electronics)

Informacja o częstotliwości sygnału (a dokładniej o rozkładzie pasm częstotliwości, na które podzielono sygnał) jest transmitowana z wyjścia procesora do poszczególnych elektrod w części wszczepialnej systemu. Elektrody te stymulują określone regiony ślimaka, rozlokowane wzdłuż błony podstawnej. Rozkład ten odpowiada położeniom, w których występuje najsilniejsza reakcja neuronów słuchowych na drgania o danej częstotliwości przy słyszeniu naturalnym. Zależność między lokalizacją regionu ślimaka a częstotliwością sygnału, przy której dany region odpowiada maksymalną aktywnością neuronalną, jest nazywana organizacją tonotopową ślimaka [Zwicker, Fastl 1990].

Wysoka częstotliwość powtarzania impulsów stymulujących w strategii CIS umożliwia wierne odtworzenie parametrów przebiegu czasowego sygnału mowy, a mówiąc ściślej, przebiegu obwiedni poszczególnych jego składowych na wyjściu filtrów (zob. ryc. 2). Dzięki dostosowaniu miejsca stymulacji do organizacji tonotopowej ślimaka jest możliwe przekazanie informacji o właściwościach sygnału mowy w dziedzinie częstotliwościowej. Strategia CIS i inne podobnego typu szybkie strategie impulsowe dają więc możliwości dobrej percepcji mowy przez pacjenta implantowanego, co znajduje potwierdzenie w badaniach wielu autorów. Parametry procesu przetwarzania są przy tym optymalizowane tak, by uwzględnić specyficzne właściwości sygnału mowy.

I. CEL EKSPERYMENTU

Omawiane prace były związane z eksperymentami neuropsychologicznymi prowadzonymi w grupie pacjentów implantowanych, użytkowników wielokanałowych systemów implantów ślimakowych. Eksperymenty, o których mowa, dotyczyły badań mechanizmów percepcji czasu u osób z uszkodzeniem słuchu i związku tych mechanizmów z funkcją wznawiania mowy po wszczepieniu implantu. Bliższe omówienie założeń i przebiegu badań przedstawiono w odrębnych publikacjach [Szeląg (i in.) 2003 a; Kanabus (i in.) 2003 b].

Celem opisanych tutaj prac było znalezienie sposobu generacji elektrycznych bodźców stymulujących, które byłyby odbierane przez pacjenta jak bodźce akustyczne o parametrach określonych wymaganiami eksperymentu neuropsychologicznego. W szczególności niezbędne jest precyzyjne zdefiniowanie i kontrola parametrów czasowych bodźców, takich jak czas trwania, czas narastania, okres powtarzania. To samo dotyczy specyficzności częstotliwościowej bodźców. Osiągnięcie tego celu nie było możliwe metodami konwencjonalnego programowania systemu implantu ślimakowego. W tej sytuacji zdecydowano się użyć odmiennego sprzętu i zastosować programowanie na poziomie kodu procesora.

II. METODA

1. Programowanie procesora w trakcie dopasowania systemu implantu

Przed każdym ze wspomnianych eksperymentów neuropsychologicznych pacjent był poddawany procedurze kontroli funkcjonowania systemu implantu dla optymalizacji ustawienia procesora implantu. Celem tych działań była weryfikacja danych i dobór właściwych charakterystyk przetwarzania, co dawało pacjentowi gwarancję uzyskania możliwie najlepszych warunków percepcji słuchowej.

Systemy implantów są wyposażone w narzędzia (sprzęt i oprogramowanie) do programowania procesora mowy. W systemie implantu użytym w omawianych eksperymentach, Med-El Combi 40/40+ [Med-El 1999 a], w stanowisku do ustawiania procesorów implantów stosowany jest programowalny interfejs diagnostyczny (*Diagnostic Interface Box* – DIB) sterowany z komputera typu PC przez łącze komunikacji szeregową. Wykorzystując odpowiednie oprogramowanie narzędziowe (*Fitting Software*), można ustawiać i optymalizować następujące parametry przetwarzania sygnałów:

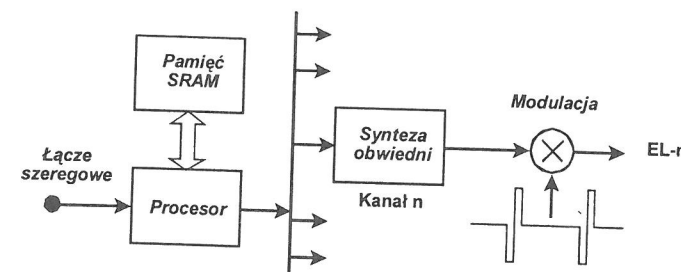
- zakres dynamiki stymulacji,
- rodzaj strategii kodowania (wybór jednej z dwu stosowanych),
- czas trwania impulsu i przerwy między impulsami prądowymi,
- kolejność stymulacji poszczególnych kanałów,

- charakterystykę regulacji głośności (ustawienie wartości dwu parametrów),
- charakterystyki filtrów pasmowo-przepustowych (wybór jednej z czterech zdefiniowanych tablic),
- przyporządkowanie elektrod do kanałów częstotliwościowych.

Inne systemy implantów dają podobne możliwości programowania, choć szczegóły rozwiązań sprzętu i oprogramowania mogą się nieco różnić. Ustawienie wymienionych wielkości wystarcza w praktyce, w typowych warunkach rehabilitacji, do prawidłowego zaprogramowania dowolnego systemu implantu słuchowego, zarówno dla użytkowników implantów ślimakowych jak i słuchowych implantów wszczepianych do pnia mózgu. Nie istnieje jednak możliwość dowolnego kształtowania ciągów impulsów stymulujących ani generowania sekwencji impulsów innych niż te, które wynikają z zasady działania istniejących strategii kodowania. Możliwość taka nie jest w normalnych warunkach potrzebna, a co więcej, byłaby niebezpieczna w przypadku użycia przez osoby bez odpowiednich kwalifikacji.

2. Wykorzystanie programowalnego interfejsu pomiarowego (RIB) do eksperymentalnego programowania procesora systemu implantu

W systemie implantu ślimakowego Med-El Combi 40/40+ do celów badawczych stosuje się specjalny interfejs programowalny, Research Interface Box (RIB), wyposażony w procesor sygnałowy i pamięć [Med-El 1999 b]. Urządzenie może zastępować standardowy interfejs diagnostyczny (DIB), może także pełnić funkcję samodzielnego procesora w systemie implantu. Schemat funkcjonalny przetwarzania sygnałów w procesorze implantu działającego pod kontrolą interfejsu RIB przedstawiono na ryc. 3.



Ryc. 3. Schemat blokowy przetwarzania sygnału w procesorze implantu pod kontrolą interfejsu RIB

Interfejs RIB daje praktycznie nieograniczone możliwości kształtowania parametrów stymulacji. Pakiet oprogramowania sterującego, napisanego jako skrypty w środowisku Matlab, jest instalowany na komputerze PC. Po kompilacji (przez program asemblera *Assemble.m*) wynikowy kod binarny jest przesyłany łączem

szeregowym do pamięci trwałej RAM interfejsu. Typowy pakiet do eksperymentów z implantem i opracowania strategii kodowania zawiera m.in. programy realizujące poszczególne bloki strategii CIS (filtracja, detekcja, kompresja itp.) z szerokimi możliwościami kształtowania parametrów przetwarzania. W badaniach konieczny jest import danych map ustawienia procesora, które odczytuje się z plików (typu tekstowego), zapisanych przy konwencjonalnym ustawieniu procesora. Ponadto system interfejsu badawczego daje możliwość implementacji skryptów pisanych indywidualnie, co można wykorzystać np. do ustawienia nietypowych przebiegów sygnałów stymulujących i opracowania nowych strategii kodowania. Właściwość ta zdecydowała o użyciu interfejsu RIB w stanowisku pomiarowym we wspomnianych badaniach neuropsychologicznych.

Należy podkreślić, że interfejs pomiarowy RIB i jego oprogramowanie nie są używane do badań z udziałem pacjentów implantowanych nigdzie poza laboratoriami producenta implantów. Możliwość ich udostępnienia i wykorzystania do omawianych tutaj prac była wynikiem wieloletniej współpracy Instytutu Fizjologii i Patologii Słuchu z firmą Medical Electronics i doświadczenia, jakie zespół Instytutu uzyskał przy realizacji poprzednich wspólnych programów badawczych.

III. WYNIKI

Bodźce stymulujące zaprogramowano na podstawie wymagań testów neuropsychologicznych. Wykorzystano dwa rodzaje sygnałów testowych:

- sygnały odpowiadające tonowi o częstotliwości 300 Hz, trwającemu przez zaprogramowany odcinek czasu, a następnie odtwarzanemu przez czas określony reakcją pacjenta;
- sygnały reprezentujące sekwencje dwu krótkich impulsów tonalnych, odpowiadających tonom o częstotliwościach 300 Hz i 3 kHz, przedzielonych przerwą o zmiennej długości.

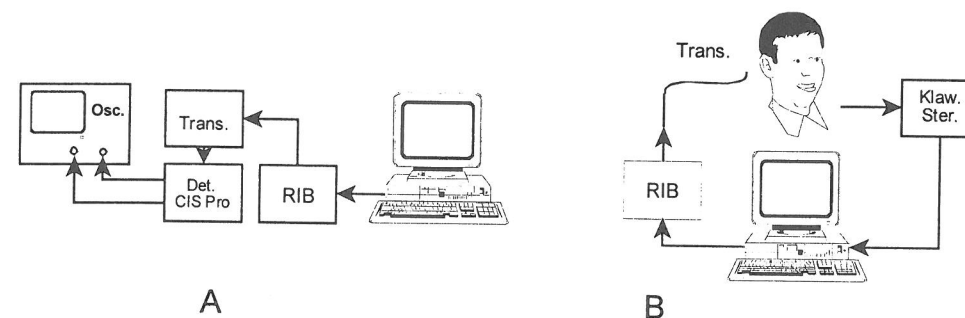
Sygnały elektryczne wytwarzane przez implant były ciągami tzw. bifazowych impulsów prądowych, bramkowanych obwiednią prostokątną (zob. ryc. 5), dostarczanych do elektrod implantu odpowiadających kanałom 300 Hz i 3 kHz (np. w normalnie działającym systemie Combi 40+ były to kanały nr 1 i 10). Parametry impulsów (amplituda, czas trwania, częstotliwość powtarzania) programowano indywidualnie dla danego pacjenta zgodnie z aktualną mapą ustawienia procesora, tak by ich subiektywnie odczuwana głośność odpowiadała poziomowi komfortowego słyszenia (*Maximum Comfort Level* – MCL). W czasie, gdy bodźce pomiarowe podawano na jedną z elektrod implantu (pobudzenie dla jednej częstotliwości), pozostałe kanały były stymulowane na poziomie progowym (*Threshold Level* – THR). Podobnie dzieje się przy normalnym funkcjonowaniu systemu implantu wielokanałowego, w którym utrzymuje się stymulację na poziomie THR,

również w tych kanałach, gdzie chwilowa gęstość mocy widma jest podprogowa lub zerowa.

Przebiegi pomiarowe zaprogramowano w postaci skryptów w środowisku Matlab. W skryptach zdefiniowano parametry czasowo-amplitudowe wszystkich impulsów używanych w badaniach, uwzględniając ewentualne wyłączenia poszczególnych elektrod implantu, następnie na podstawie indywidualnych ustawień danego pacjenta przekonwertowano te wartości na sygnały o amplitudach odpowiadających wartościom MCL i THR. Kolejny skrypt (zgodnie z używaną strategią kodowania CIS) przyporządkował impulsy odpowiednim elektrodom implantu ślimakowego i przesłał do interfejsu pomiarowego RIB, który według narzuconego algorytmu sterował implantem.

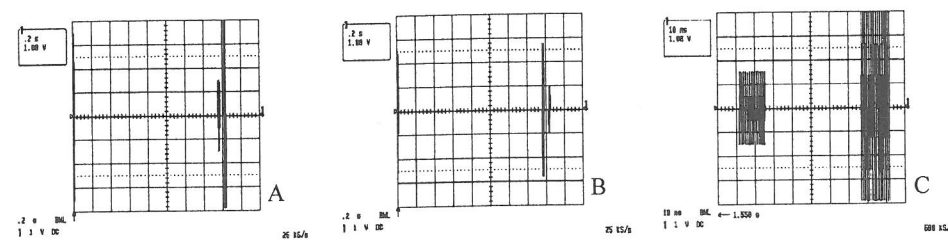
Przed rozpoczęciem eksperymentów z udziałem pacjentów działanie systemu poddano badaniom mającym na celu weryfikację zgodności generowanych bodźców z założonymi przebiegami (zob. ryc. 4 a). Wykorzystano detektor pomiarowy systemu implantu (CIS Pro+) i oscyloskop cyfrowy LeCroy 9310A. Rejestrowano pełne przebiegi sygnałów stymulujących dla wszystkich elektrod systemu implantu celem wykrycia możliwych artefaktów i niepożądanych efektów ubocznych. Stwierdzono pełną zgodność parametrów i kształtu przebiegów z przyjętymi w założeniach programowych. Przykładowe przebiegi sygnałów stymulujących przedstawiono na ryc. 5.

W eksperymentach neuropsychologicznych [Szeląg (i in.) 2003 a] wykorzystywano stanowisko pomiarowe, którego schemat poglądowy przedstawiono na ryc. 4 b.



Ryc. 4. (A) Schemat blokowy stanowiska pomiarowego do badania sygnałów generowanych w eksperymentalnym systemie implantu; (B) Schemat poglądowy stanowiska do testów neuropsychologicznych z udziałem pacjentów implantowanych

Przebieg eksperymentu był kontrolowany przez program nadrzędny, sterujący m.in. akwizycją danych (reakcje pacjenta), wizualizacją i gromadzeniem wyników. Program ten sterował także procedurami wykonywanymi przez procesor interfejsu RIB zgodnie z kodem wygenerowanym na podstawie właściwych skryptów.



Ryc. 5. Przykładowe przebiegi sygnałów syntezowanych w systemie do badań neuropsychologicznych. Sekwencja bodźców „ton wysoki – ton niski” o czasie trwania 15 ms i odstępie 50 ms.

Przebiegi na elektrodach implantu: (a) elektroda 1, (b) elektroda 10, (c) elektroda 1 przy rozciągniętej skali czasu. Bodźce są poprzedzone impulsem ostrzegawczym (klik)

IV. DYSKUSJA

Sygnał mowy można uważać za przebieg *quasi*-ciągły, o ograniczonym widmie i stosunkowo wolnej zmienności obwiedni amplitudy. Przetwarzanie sygnału w procesorze implantu wielokanałowego w standardowych warunkach jest zoptymalizowane dla uzyskania najlepszej zrozumiałości, co nie oznacza zachowania wszystkich cech morfologicznych i spektralnych sygnału. Zachodzi przy tym złożony proces kodowania (filtracja, podział na pasma), w którym szereg operacji ma charakter nieliniowy (detekcja obwiedni, kompresja dynamiki).

Sygnały stosowane w testach neuropsychologicznych mają zdecydowanie inny charakter. Wykorzystuje się krótkie bodźce tonalne o czasach trwania rzędu kilkunastu ms, tzn. przebiegi sinusoidalne o obwiedni prostokątnej zawierające zaledwie kilka okresów. Przy przetwarzaniu standardowym tego rodzaju sygnały impulsowe ulegają znacznemu zniekształceniu (wydłużony czas narastania i zaniku, oscylacje, niekontrolowane przesunięcia i opóźnienia), a rozproszenie widma impulsu tonalnego powoduje, że stymulacja pojawia się jednocześnie w wielu kanałach systemu. Reakcja pacjenta na tak zakłócony bodziec byłaby więc trudna do przewidzenia, a określenie prawdziwych interwałów czasowych między kolejnymi tonami byłoby obarczone znacznym błędem.

Jak widać z ryc. 5, bodźce syntezowane programowo nie mają tych mankamentów. Uzyskano maksymalną (w warunkach słuchu elektrycznego) specyficzność częstotliwościową – stymulowana jest jedna, określona elektroda implantu. Czas trwania bodźców oraz interwały są zdefiniowane z dokładnością do szerokości pojedynczego impulsu prądowego (ok. 50 μ s), co byłoby nieosiągalne przy innych metodach prezentacji bodźców.

V. WNIOSKI

Wykazano możliwość bezpośredniego programowania przebiegu stymulacji elektrycznej w wielokanałowym systemie implantu ślimakowego. Stwierdzono, że dogodnym narzędziem do tego celu jest środowisko Matlab, zapewniające łatwość tworzenia procedur w języku wyższego rzędu. Wykazano możliwość bezpiecznego i kontrolowanego wykorzystania syntezowanych sygnałów stymulujących w badaniach z udziałem pacjentów implantowanych.

Stwierdzono pełną przydatność syntezowanych sygnałów dla eksperymentów neuropsychologicznych. Uzyskano bardzo wysoką dokładność realizacji wszystkich istotnych parametrów tych bodźców (czasowych, częstotliwościowych i amplitudowych). Znaczenie tego faktu potwierdziły wyniki testów neuropsychologicznych, co będzie przedmiotem odrębnej publikacji.

Uzyskane wyniki i metodyka programowania opracowana dla potrzeb omawianych eksperymentów mogą znaleźć zastosowanie w innych badaniach w dziedzinie implantów słuchowych, takich jak optymalizacja i rozwój strategii kodowania, testy elektrofizjologiczne, badania psychoakustyczne i in. Choć opracowanie dotyczy konkretnego systemu implantu, analogiczne metody i środowisko programowania mogą być wykorzystywane do podobnych eksperymentów w innych systemach.

Badania zrealizowane w ramach grantu KBN nr PO5B 10119.

Bibliografia

- Kanabus M., Szeląg E., Szuchnik J., Kołodziejczyk I., Śliwa L., Walkowiak A. [2003]. Percepcja czasu u pacjentów z implantami ślimakowymi: wyniki badań eksperymentalnych. „Audiofonologia” 23, 53-76.
- Szeląg E., Szuchnik J., Kanabus M., Kołodziejczyk I., Śliwa L., Senderski A., Walkowiak A. [2003]. Neuropsychologiczne podłoże wznawiania funkcji rozumienia mowy u pacjentów po wszczepieniu implantów ślimakowych. „Audiofonologia” 23, 33-52.
- Zwicker E., Fastl H. [1990]. Psychoacoustics, Facts and Models. Berlin: Springer.
- Med-El [1999 a] Combi 40+ Implant System. Clinical Manual. Vol. 2.
- Med-El [1999 b] RIB Interface Box System Manual V1.0.

Adres do korespondencji:

Lech Śliwa
Instytut Fizjologii i Patologii Słuchu
Międzynarodowe Centrum Słuchu i Mowy
ul. Mokra 17, Kajetany k. Nadarzyna
05-830 Nadarzyn
e-mail: l.sliwa@ichs.pl