

Artur Lorens, Lech Śliwa, Adam Walkowiak

Zakład Naukowo-Wdrożeniowy Techniki Medycznej i Akustyki
Instytut Fizjologii i Patologii Słuchu, Warszawa

Zasady ustawiania procesora mowy w Programie Słuchowych Implantów Pnia Mózgu

**The principles of speech processor fitting in the Brainstem Implant
Programme**

Słowa kluczowe: implant słuchowy pnia mózgu, procesor mowy, elektrostymulacja, dopasowanie.
Key words: brainstem implant, speech processor, electrostimulation, fitting.

Streszczenie

W pracy przedstawiono zasady kontroli i dopasowania systemów implantów słuchowych pnia mózgu stosowane w Instytucie Fizjologii i Patologii Słuchu. Podano opis systemu i omówiono stosowane procedury podkreślając specyfikę implantów pniowych. Zwrócono uwagę na znaczenie badań psychofizjologicznych. Omówiono zagadnienia związane z badaniem organizacji tonotopowej w przypadku stymulacji ośrodków pnia mózgu. Prowadzona optymalizacja parametrów systemu ma na celu zapewnienie najlepszych postępów rehabilitacji słuchowej pacjentów. Doświadczenia autorów wskazują, że dzięki odpowiednim ustawieniom systemu i właściwej rehabilitacji pacjenci korzystający z implantów pniowych mogą uzyskiwać wyniki porównywalne z osiąganymi przez użytkowników implantów ślimakowych.

Summary

In the paper, the authors present the principles of testing and fitting of brainstem implant systems developed in the Institute of Physiology and Pathology of Hearing. The implant system and the applied procedures are described taking into account the specificity brainstem implants. The authors underline the problem of tonotopic organisation of the brainstem stimulating system, and put stress on the importance of psychophysiological tests. The aim of optimisation of the system parameters is to achieve best rehabilitation results in brainstem implant patients. Experience of the authors proves that, owing to

adequate system fitting and rehabilitation procedures, the patients provided with brainstem implants may achieve results comparable with those of best cochlear implant users.

Zastosowanie elektronicznej protezy narządu słuchu, jaką jest system implantu słuchowego, pozwala ominąć uszkodzony fragment drogi słuchowej i dla potrzeb odbioru dźwięku z otoczenia wykorzystać pozostały sprawny szlak słuchowy. Możliwość odbioru wrażeń słuchowych istnieje dzięki odpowiedniej stymulacji elektrycznej nerwu ślimakowego lub/i pozostałych struktur drogi słuchowej. Konwencjonalne implanty ślimakowe mogą być stosowane jedynie w przypadku zachowania przynajmniej części zakończeń nerwu ślimakowego. W sytuacji zniszczenia nerwu ślimakowego, co ma miejsce np. w wyniku rozrostu guzów nerwu słuchowego, możliwość taka nie istnieje. Aby wywołać wrażenia akustyczne, konieczne jest przeniesienie miejsca stymulacji elektrycznej w obszar kompleksu jąder ślimakowych (jądro ślimakowe brzuszne i jądro ślimakowe grzbietowe), co wiąże się z zastosowaniem implantu słuchowego wszczepianego do pnia mózgu.

Zespół jąder ślimakowych pnia mózgu jest wybrany jako miejsce stymulacji elektrycznej, gdyż stanowi pierwsze główne połączenie neuronalne drogi słuchowej powyżej nerwu słuchowego. Jądro ślimakowe brzuszne ma długość około 3 mm i leży na pograniczu rdzenia przedłużonego i mostu po stronie przedniej i przednio-bocznej konaru dolnego mózdzku. Jądro ślimakowe grzbietowe ma długość do 2-3 mm, leży na tylnio-bocznej powierzchni konaru dolnego mózdzku. Dostęp do okolic jąder ślimakowych uzyskuje się w trakcie operacji nerwiaków nerwu słuchowego, po usunięciu zmian nowotworowych.

Pierwsze eksperymenty z wszczepieniem elektrody stymulującej do pnia mózgu w celu wywołania wrażeń akustycznych u pacjenta przeprowadzono w House Ear Institute w roku 1979 [Hilseberg (i in.) 1984]. Rozwój słuchowych implantów pnia mózgu następuje jednak dopiero w dekadzie lat 90., co wiązało się z zastosowaniem implantów wielokanałowych, udoskonaleniem elektrod i postępem w technice elektronicznej. W chwili obecnej jest na świecie ok. 200 pacjentów z implantami pniowymi, a najlepsi spośród nich osiągają wyniki rehabilitacji porównywalne z pacjentami zaopatrzonymi w konwencjonalne implanty ślimakowe [Otto (i in.) 1998; 2000].

Polska była czwartym krajem na świecie, w którym dokonano wszczepienia implantu słuchowego do pnia mózgu. Pierwsza w Polsce operacja wszczepienia implantu pniowego odbyła się w styczniu 1998 r. [Skarżyński (i in.) 1998], kolejne w latach 2000, 2001. Pod opieką Instytutu Fizjologii i Patologii Słuchu znajduje się troje pacjentów implantowanych, a uzyskane wyniki rehabilitacji należą do najlepszych na świecie [Skarżyński (i in.) 2000a, b; 2001].

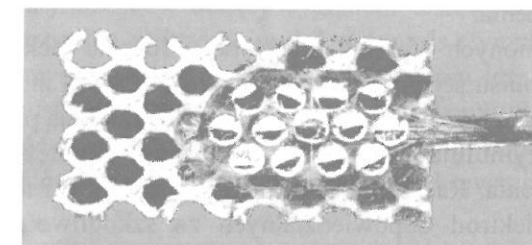
I. BUDOWA I ZASADA DZIAŁANIA SYSTEMU IMPLANTU PNIOWEGO

Działanie systemu implantu słuchowego pnia mózgu jest w ogólnych zarysach podobne do funkcjonowania systemu implantu ślimakowego. Zadaniem systemu jest:

1. Odbiór sygnału akustycznego i zamiana na sygnał elektryczny.
2. Przetwarzanie sygnału elektrycznego do postaci umożliwiającej stymulację elektryczną obszaru jąder ślimakowych w taki sposób, aby powstałe w jej wyniku wrażenie słuchowe było jak w największym stopniu adekwatne do odebranego sygnału akustycznego.
3. Przesłanie przetworzonego sygnału elektrycznego do obszaru jąder ślimakowych.

Podobnie jak to ma miejsce w przypadku implantu ślimakowego, opisywany system składa się z części wszczepianej oraz części zewnętrznej, zawierającej procesor mowy, mającej postać aparatu pudełkowego lub zauszne. Część wszczepiana zawiera stymulator oraz wiązkę elektrod zakończoną matrycą, na której umieszczone są kontakty elektryczne. Stymulator jest sprzężony elektromagnetycznie z częścią zewnętrzną, co umożliwia transmisję sygnału elektrycznego przez skórę pacjenta, bez konieczności połączenia galwanicznego. Zadaniem części zewnętrznej jest odbiór i przetworzenie sygnału akustycznego do postaci umożliwiającej symulację elektryczną obszaru jąder ślimakowych.

Zasadniczą częścią systemu jest procesor mowy, będący wyspecjalizowanym procesorem sygnałowym do przetwarzania sygnałów akustycznych. Przetwarzanie sygnału w procesorze odbywa się zgodnie z określonym algorytmem, tzw. strategią kodowania. W stosowanych współcześnie systemach implantów pniowych stosuje się wyłącznie przetwarzanie cyfrowe sygnałów i wykorzystuje różne rodzaje impulsowych strategii kodowania. Do najczęściej używanych należą: szybka strategia impulsowa typu CIS (*Continuous Interleaved Sampling*) oraz strategię oparte na ekstrakcji cech widmowych sygnału (SPEAK, MPEAK) [Otto (i in.) 2000]. Problemy związane z ustawianiem procesora, omówione w dalszej części artykułu, oparte są na doświadczeniach autorów z procesorami o strategii typu CIS, lecz w znacznej mierze mogą mieć zastosowanie w pracy z innymi typami strategii.



Ryc. 1. Przykład matrycy kontaktów elektrycznych elektrody słuchowego implantu pniowego (udostępnionej dzięki uprzejmości firmy MedEl)

Istotna różnica między systemami implantów ślimakowych i pnia mózgu polega między innymi na odmiennej konstrukcji zespołu elektrod symulujących. Typową matrycę elektrod implantu pniowego przedstawiono na ryc.1. Kontakty elektrod, o średnicy ok. 1 mm, wykonane z platyny, są umieszczone na podłożu silikonowym. Kształt matrycy (lekko wypukły) zapewnia dobry kontakt z powierzchnią pnia mózgu. Siatka dakronowa po przeciwnej stronie podłoża umożliwia przerastanie tkanki i zapewnia lepszą stabilizację elektrod.

We współczesnych systemach implantów pniowych stosuje się matryce o liczbie elektrod od 4 do 22, co umożliwia wielokanałową stymulację pnia mózgu. Niemniej, efektywnie wykorzystywana jest na ogół jedynie część elektrod, a liczba czynnych kanałów jest znacznie mniejsza od całkowitej liczby elektrod.

II. KONTROLA POPRAWNOŚCI DZIAŁANIA I DOBÓR PARAMETRÓW SYSTEMU IMPLANTU PNIOWEGO

1. Zasady postępowania przy kontroli i ustawieniu systemu implantu pniowego

Procedura kontroli i ustawienia systemu implantu pniowego jest zbliżona pod wielu względami do tej stosowanej dla implantów ślimakowych [Lorens (i in.) 1999]. Istnieją jednak istotne różnice między tymi procedurami, a wśród nich można wymienić dwie najważniejsze:

- możliwość wystąpienia efektów ubocznych stymulacji elektrycznej pnia mózgu,
- konieczność indywidualnego wyznaczenia zależności między pozycją elektrody stymulującej a subiektywnym odczuciem wysokości dźwięku.

Ze względu na fakt, że elektroda implantu pniowego znajduje się w pniu mózgu, występują niekiedy pozaakustyczne efekty stymulacji, takie jak:

- zmiany rytmu serca,
- zmiany w rytmie oddechu,
- ból,
- łaskotanie lub mrowienie w okolicach kończyn, głowy lub tułowia,
- zaburzenia widzenia.

Natężenie wymienionych efektów zależy od położenia elektrody, amplitudy prądu i szerokości impulsu stymulującego. Podaje się [Otto (i in.) 2000], że niektóre z pozaakustycznych efektów ubocznych maleją lub zanikają przy wzroście szerokości impulsów stymulujących, a przy niewielkim natężeniu mogą być tolerowane przez pacjenta. Radykalnym i zalecanym sposobem ich eliminacji jest jednak wyłączenie elektrod odpowiedzialnych za szkodliwe efekty uboczne. Szczególną uwagę należy przykładąć do kontroli reakcji pacjenta w czasie pier-

wszego podłączenia procesora implantu, które zaleca się przeprowadzać w asyście anestezjologicznej.

Problemy związane ze specyficzną częstotliwościową elektrod (organizacja tonotopowa) będą omówione w dalszej części.

2. Kontrola funkcjonowania części wszczepionej

Kontrola powinna obejmować następujące pomiary:

1. Pomiar telemetryczny oceniający poprawność funkcjonowania części wszczepionej (*integrity check*), impedancje pomiędzy poszczególnymi elektrodami oraz rozkład napięć na poszczególnych elektrodach powstały w wyniku przepływu prądu bodźca stymulującego przez wybraną elektrodę.

2. Pomiar artefaktu elektrycznego powstałego w wyniku stymulacji; sygnał artefaktu jest odbierany za pomocą elektrod umieszczonych na głowie pacjenta i wzmacniany przy użyciu wzmacniacza elektrofizjologicznego.

3. Pomiar właściwości rezonansowych obwodu odbiorczego części wszczepionej.

Pomiar telemetryczny służy do określenia niektórych parametrów złącza elektroda-jądra ślimakowe, takich jak impedancja pomiędzy elektrodami i rozkład napięć na elektrodach, co jest ważne dla monitorowania funkcjonowania implantu. Impulsy testowe są generowane przez implant, system implantu umożliwia ponadto rejestrację wartości napięć na poszczególnych elektrodach. Zmierzone wartości są odczytywane za pośrednictwem specjalistycznego oprogramowania, które umożliwia ich wizualizację i wydruk. Znajac wyniki pomiarów telemetrycznych można ocenić, czy poszczególne elektrody poprawnie realizują elektrostymulację jąder ślimakowych. Można tą drogą wykryć elektrody niespełniające swoich funkcji, np. z powodu pojawienia się wokół elektrody tkanki zwiększającej impedancję lub zwarcia pomiędzy sąsiednimi elektrodami. Stanowi to istotną informację w procesie ustawienia i kontroli systemu implantu. W szczególności można tą drogą wykryć ewentualną awarię systemu.

Artefakt jest sygnałem napięciowym wywołanym przepływem prądu stymulującego zakończenia nerwu słuchowego. Sygnał napięciowy jest odbierany za pomocą elektrod na powierzchni skóry dołączonych do wzmacniacza biologicznego. Prąd stymulujący, będący sygnałem testowym, może być podawany osobno na poszczególne elektrody implantu. Impuls stymulujący jest generowany za pośrednictwem stanowiska do ustawiania systemu implantów lub wyzwalany przez bodziec akustyczny odbierany przez część zewnętrzną systemu. Analiza artefaktu może pomóc w ocenie funkcjonowania implantu (poprawności elektrostymulacji z poszczególnych elektrod), jak również w wykrywaniu awarii systemu.

III. USTAWIANIE I KONTROLA POPRAWNOŚCI DZIAŁANIA CZĘŚCI ZEWNĘTRZNEJ SYSTEMU

1. Ustawienie procesora mowy

Ustawienie procesora mowy polega generalnie na:

- wyborze programu przetwarzania sygnału akustycznego na stymulację elektryczną, określającego tzw. strategię kodowania sygnału,
- wprowadzeniu parametrów programu.

Wybór programu przetwarzania sygnału zależy od stosowanego typu implantu. Niektóre systemy umożliwiają wybór jednej z kilku strategii kodowania (CIS, NzM, MPEAK, SPEAK itp.); inne posługują się jedną, określoną strategią, np. CIS. Nie ma do tej pory podstaw do stwierdzenia, która ze strategii jest najlepsza. Ich przydatność zależy w dużej mierze od indywidualnych cech osobowych pacjenta. Wiele danych wskazuje jednak na to, że szybkie impulsowe strategie kodowania, takie jak strategia CIS, dają dobre wyniki w rehabilitacji pacjentów z implantami słuchowymi pnia mózgu [Skarżyński (i in.) 2000a, b].

Najistotniejszymi parametrami wprowadzanymi do programu są:

1. Przyporządkowanie elektrod implantu do pasm akustycznych.
2. Amplitudy bodźca elektrycznego odpowiadające wrażeniom słuchowym progowym THR oraz o poziomie najdogodniejszej głośności MCL. Amplitudy te należy określić osobno dla wszystkich elektrod.
3. Czas trwania impulsu elektrycznego.
4. Częstota powtarzania impulsów.
5. Współczynnik kompresji przetwarzania sygnału akustycznego na bodziec elektryczny.

Aby wyznaczyć parametry wprowadzane do programu, należy wykonać szereg pomiarów psychofizycznych. Badania psychofizyczne dotyczą percepcji bodźca fizycznego przez nasze zmysły. Określają one związek między charakterystyką fizyczną bodźca a wywołanym przez ten bodziec wrażeniem [Moore 1999]. W przypadku wyznaczania parametrów elektrostymulacji w trakcie ustawiania procesora mowy, bodźcem jest prąd elektryczny przepływający przez obszar jąder ślimakowych, a wrażeniem przez niego wywołanym – wrażenie słuchowe. Procedura pomiarowa przeprowadzanych pomiarów psychofizycznych sprowadza się do podawania różnych bodźców i stawienia pytań „co słyszać” lub „jak słyszać”. Oczywiście jest, że może być bardzo dużo odpowiedzi na takie pytania, ponieważ jest wiele sposobów określenia wrażenia słuchowego, zarówno w zależności od percypowanego atrybutu, jak i subiektywnego odczucia. Do opisywania wrażenia słuchowego służą określenia takie, jak cicho/głośno, wysoko/nisko, przyjemnie/nieprzyjemnie, bądź choćby podstawowa odpowiedź słyszać/nie słyszać. Konieczne jest więc dokładne zdefiniowanie procedury pomiarowej

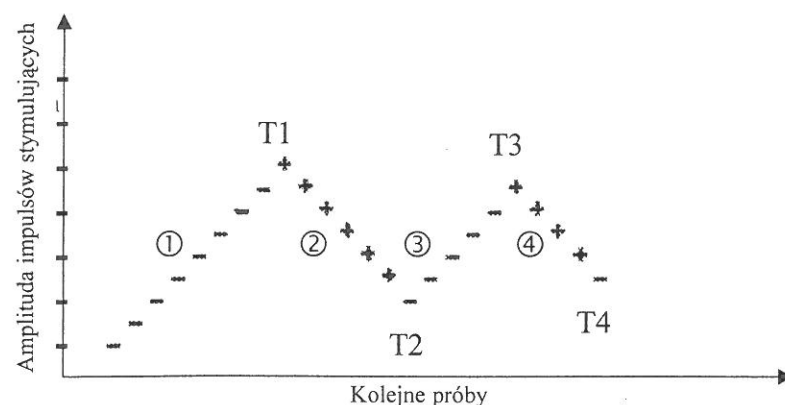
określającej sposób prezentacji bodźca oraz uściślającej, jakiego percepcyjnego atrybutu wrażenia słuchowego dotyczy konkretny pomiar. W literaturze istnieje wiele opracowanych procedur określanych jako klasyczne metody psychofizyczne [Jarosz 1998]. W celu wyznaczania parametrów elektrostymulacji obszaru jąder ślimakowych w pniu mózgu z metod klasycznych wybrano i zaadaptowano te, które można było zastosować w warunkach klinicznych. Wybrane metody stosuje się również w przypadku elektrostymulacji nerwu ślimakowego, co ma miejsce w przypadku implantów ślimakowych [Lorens (i in.) 2000].

Stosowane pomiary psychofizyczne obejmują między innymi:

- pomiary absolutnego progu słyszenia elektrycznego,
- skalowanie głośności (*loudness scaling*),
- pomiary wysokości wrażenia słuchowego.

Do pomiaru absolutnego słyszenia elektrycznego zaadaptowano klasyczną metodę adaptacyjną, tzw. metodę „w górę – w dół” [Gelfand 1998]. Przez próg słyszenia, określany dla potrzeb kontroli i ustawiania systemów implantów pniowych, rozumie się graniczny poziom prądu stymulującego, poniżej którego nie występują wrażenia akustyczne. Procedura sprowadza się do tego, że po uzyskaniu odpowiedzi od słuchacza potwierdzającej słyszenie dźwięku, co stanowi odpowiedź pozytywną +, poziom bodźca jest zmniejszany o stałą wartość. Po uzyskaniu odpowiedzi negatywnej – poziom jest zwiększany. W przykładzie przedstawionym na ryc. 2, poziom bodźca zwiększany był skokowo o 0,3 dB począwszy od 0 dB (linia 1). W momencie uzyskania pozytywnej odpowiedzi +, dla poziomu bodźca T1 nastąpiło zmniejszanie poziomu kolejno o 0,3 dB (linia 2) aż do uzyskania negatywnej odpowiedzi – dla poziomu bodźca T2. Zanik wrażenia słuchowego spowodował ponowne zwiększanie poziomu (linia 3), aż do kolejnego pojawienia się wrażenia (wartość poziomu bodźca T3). Próg absolutny wyliczany jest bądź jako średnia arytmetyczna z kolejnych maksimum (T1, T3, ...) lub minimum (T2, T4), bądź jako średnia arytmetyczna z punktów znajdujących się pomiędzy minimum i maksimum i równo od nich oddalonych (ryc. 2). $(T2 + T1 - T2/2, T2 + T3 - T2/2, \dots)$.

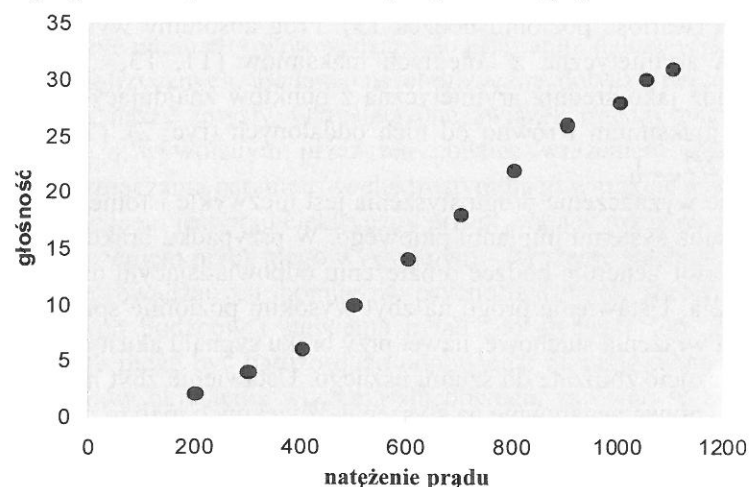
Dokładne wyznaczenie progu słyszenia jest niezwykle istotne dla poprawnego funkcjonowania systemu implantu pniowego. W przypadku braku sygnału akustycznego procesor generuje bodźce o natężeniu odpowiadającym ustawionemu progowi słyszenia. Ustawienie progu na zbyt wysokim poziomie sprawia, że pacjent stale odbiera wrażenia słuchowe, nawet przy braku sygnału akustycznego. Może to wywołać odczucie zbliżone do szumu usznego. Ustawienie zbyt niskiego poziomu progowego wpływa negatywnie na słyszenie dźwięków o małym natężeniu i utrudnia rozumienie mowy.



- + pacjent sygnalizuje wrażenia akustyczne
 - pacjent sygnalizuje brak wrażenia akustycznych
 T1, T2, T3, T4 – kolejno wyznaczone progi słyszenia dźwięku

Ryc. 2. Schemat procedury wyznaczania progu słyszenia w metodzie adaptacyjnej „w górę – w dół”

Do przeprowadzenia skalowania głośności zastosowano procedurę WHS (*Würzburger Hörfeld Scalierung*) [Moser 1978]. Metoda WHS polega na rejestrowaniu subiektywnego odczucia głośności w funkcji natężenia prądu stymulującego. Przyjmuje się następującą skalę odczucia głośności: „nie słyszać” – 0 pkt., „bardzo cicho” – 5 pkt., „cicho” – 15 pkt., „dobrze” – 25 pkt., „głośno” – 35 pkt., „bardzo głośno” – 45 pkt., „za głośno” – 50 pkt. Przykładowy wynik skalowania głośności u pacjenta z implantem słuchowym pnia mózgu przedstawiono na ryc. 3.



Ryc. 3. Przykładowy wynik skalowania głośności dla wybranej elektrody implantu pnia mózgu. Natężenie prądu w jednostkach umownych (cu)

Na podstawie kształtu krzywej otrzymanej w wyniku skalowania głośności można między innymi określić takie parametry elektrostymulacji, jak poziom komfortowego słyszenia i współczynnik kompresji przetwarzania sygnału akustycznego na bodziec elektryczny. Poziom komfortowego słyszenia rozumiany jest jako wrażenie akustyczne, określane przez pacjenta jako wyraźne i dobre słyszenie.

Do polepszenia rozumienia mowy potrzebne jest często dodatkowe zrównoważenie poziomów komfortowego słyszenia, polegające na korekcie poziomów prądów i szerokości impulsów stymulacji w każdym z kanałów, aby wrażenia akustyczne były jednakowo głośne.

Pomiar wysokości wrażenia słuchowego wywołanego elektrostymulacją jąder ślimakowych może być wykonany na podstawie różnych testów psychoakustycznych, wśród których można wymienić następujące:

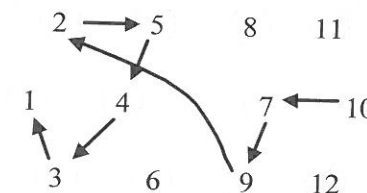
– test różnicowania wrażeń akustycznych wywołanych elektrostymulacją z poszczególnych elektrod, przy którym pacjent porównuje te wrażenia do brzmienia dźwięków naturalnych specyficznych częstotliwościowo (bęben, trąbka, dzwony itp.);

– skalowanie wysokości „dźwięku elektrycznego”, przez określenie wysokości „dźwięku” wywołanego przez poszczególne elektrody w umownej skali subiektywnej, np. od 1 do 100 [Otto (i in.) 2000];

– test porównawczy, polegający na porównaniu subiektywnie odbieranej „wysokości dźwięku” dla kolejnych par elektrod implantu. Metoda ta, po wykonaniu serii prób obejmujących wszystkie kombinacje par elektrod, pozwala uszeregować je w porządku od częstotliwości najniższych do najwyższych i przyporządkować odpowiednim kanałom procesora implantu.

Z doświadczeń autorów wynika, że najlepsze wyniki daje zastosowanie trzeciej z wymienionych metod dyskryminacji częstotliwościowej. Należy podkreślić, że testy organizacji tonotopowej wymagają dobrej współpracy pacjenta i nie we wszystkich przypadkach dają jednoznaczne rezultaty.

W oparciu o wyniki pomiaru wysokości wyznacza się organizację tonotopową stymulowanego obszaru.



Ryc. 4. Przykład organizacji tonotopowej u pacjenta z implantem słuchowym pnia mózgu. Elektroda nr 10 jest przyporządkowana kanałowi najmniejszych częstotliwości, elektroda nr 1 – kanałowi częstotliwości największych

Nie ma do tej pory pełnej wiedzy o organizacji tonotopowej ośrodków pnia mózgu, choć na ogół przyjmuje się, że centra odpowiedzialne za poszczególne zakresy częstotliwości są rozlokowane w głębi brzuszego jądra ślimakowego [Moore, Osen 1979]. Przykładową organizację tonotopową elektrod implantu pniowego pokazano na ryc. 4 (strzałki pokazują porządek rozmieszczenia kanałów, od pasm najniższych częstotliwości do częstotliwości najwyższych). Wielu autorów dostrzega pewne prawidłowości w obrazie organizacji tonotopowej, a co za tym idzie w schemacie rozmieszczenia elektrod u pacjentów z implantami pniowymi. Niemniej, obserwuje się znaczny rozrzut międzyosobniczy, a w wielu przypadkach występuje radykalnie odmienna organizacja tonotopowa, co powoduje, że ta charakterystyka jest generalnie nieprzewidywalna.

Na podstawie wyznaczonej organizacji tonotopowej dokonuje się przyporządkowania elektrod implantu do pasm akustycznych sygnału. Jest to trudny problem, wymagający uwagi i doświadczenia, zwłaszcza że prawidłowe przyporządkowanie elektrod ma decydujący wpływ na jakość słyszenia i zdolność rozumienia mowy.

2. Sprawdzenie poprawności funkcjonowania poszczególnych podzespołów części zewnętrznej systemu implantu

Kontrola systemu w tym zakresie obejmuje:

- testowanie transmitera,
- testowanie mikrofonu w części zausznej,
- testowanie procesora mowy,
- sprawdzenie przewodów łączących procesor mowy z częścią zauszną.

Kontrolę przeprowadza się zgodnie ze szczegółową procedurą określoną przez producenta danego typu systemu implantu pniowego.

IV. MATERIAŁ I METODY

W Instytucie Fizjologii i Patologii Słuchu prowadzono w latach 1998-2001 rehabilitację słuchową grupy 3 pacjentów (jednego mężczyzny i dwu kobiet) z implantami słuchowymi pnia mózgu wszczepionymi w latach 1998 i 2000. Wszyscy pacjenci są postlingwalni, a przyczyną utraty słuchu były we wszystkich przypadkach obustronne nerwiaki nerwu słuchowego. Wiek pacjentów w momencie implantacji zawierał się w przedziale od 20 do 28 lat.

Zastosowano systemy implantów słuchowych pnia mózgu firmy MedEl typu Combi 40+ z procesorami Tempo+ (w pierwszym okresie jedna z pacjentek korzystała z procesora CisPro+). W wymienionych procesorach stosuje się impulsową strategię kodowania CIS; liczba efektywnie używanych kanałów u poszczególnych pacjentów waha się od 4 do 8.

Pierwsze podłączenie procesora implantu wykonywano 6-8 tygodni po operacji, po wygojeniu zmian wywołanych interwencją neurochirurgiczną. W żadnym z przypadków nie zaobserwowano istotnych efektów ubocznych elektrostymulacji. Kolejne ustawienia systemu odbywały się zgodnie z następującym harmonogramem:

- w odstępach jednodniowych; w pierwszym tygodniu po pierwszym podłączeniu procesora,
- w odstępach jednomiesięcznych; w pierwszym roku od operacji,
- okresowo; w odstępach 3-6-miesięcznych w latach następnych.

Przeprowadzono ogółem ponad 100 sesji ustawienia systemów implantów pnia mózgu wykonując testy i badania opisane wcześniej. Przez cały czas pacjenci pozostawali także pod opieką zespołu Kliniki Rehabilitacji i Kliniki Zaburzeń Mowy. Wyniki ustawienia procesorów były weryfikowane na podstawie testów logopedycznych; brano również pod uwagę subiektywną ocenę jakości wrażeń słuchowych formułowaną przez pacjentów.

V. WYNIKI I WNIOSKI

Uzyskane wyniki świadczą o właściwej metodyce i procedurach ustawienia systemów implantów pnia mózgu zastosowanych w Zakładzie Naukowo-Wdrożeniowym Techniki Medycznej i Akustyki Instytutu Fizjologii i Patologii Słuchu. Dwoje pacjentów osiąga wyniki rehabilitacji słuchowej porównywalne z najlepszymi rezultatami użytkowników implantów ślimakowych [Skarżyński (i in.) 2000a, b], co jest ewenementem w skali światowej. Trzecia pacjentka ma znacznie gorsze rokowania, z uwagi na ciężki stan ogólny wywołany przebytą chorobą nowotworową. Niemniej, nawet w tym przypadku osiągnięte wyniki nie odbiegają od uznawanych za zadowalające w innych ośrodkach światowych [Otto (i in.) (1998)].

Wyniki potwierdzają, że właściwe ustawienie i dopasowanie systemu implantu słuchowego pnia mózgu może zapewnić bardzo duże korzyści ze stosowania tej protezy słuchu. U użytkowników implantów pniowych obserwuje się na ogół małą dynamikę charakterystyki głośności, toteż szczególnie ważny jest odpowiedni dobór parametrów procesora, w tym przede wszystkim poziomów MCL i THR oraz charakterystyki kompresji. Nie mniej ważne jest prawidłowe wyznaczenie organizacji tonotopowej, co ma znaczenie dla właściwego odczucia brzmienia dźwięku i rozumienia mowy. Wyniki pokazują także, że szybkie impulsowe strategie kodowania sygnału, takie jak CIS, dają dobre wyniki w stymulacji elektrycznej ośrodków słuchowych pnia mózgu.

Bibliografia

- Gelfand S. A. [1998]. Hearing, an Introduction to Psychological and Physiological Acoustics. Marcel Dekker, Inc.
- Hilselberg W. E., House W.F., Edgerton B. J. i in. [1984]. Cochlear nucleus implant. „Otolaryngol. Head Neck Surg.” 92, 52-54.
- Jarosz U. [1998]. Wykłady z psychoakustyki. Poznań: Wydawnictwo Naukowe Uniwersytetu im. Adama Mickiewicza.
- Lorens A., Śliwa L., Walkowiak A. [1999]. Principles of speech processor fitting in the program of rehabilitation of child after cochlear implantation. „New Jersey Medicine” 3, 33-35.
- Lorens A., Walkowiak A., Czyżewski A., Skarżyński H. [2000]. Psychophysical measurements in cochlear implant patients. W: K. Jahnke, M. Fisher (red.). 4th European Congress of Oto-Rhino-Laryngology Head and Neck Surgery „Past – Present – Future” 131-134, Bologna: Monduzzi Editore.
- Moore B. C. J. [1999]. Wprowadzenie do psychologii słyszenia. Warszawa: PWN.
- Moore J. K., Osen K. K. [1979]. The human cochlear nuclei. W: O. Creutzfeld, H. Scheich (red.). Experimental Brain Research. Supplementum II: Hearing Mechanisms and Speech, 36-41, Berlin: Springer-Verlag.
- Moser L. M. [1978]. The Würzburg auditory field, a test for prosthesis audiometry. HNO 35(8), 318-321.
- Otto S. R., Shannon R. V., Brackmann D. E. i in. [1998]. The multichannel brainstem implant [ABI]: Results in 20 patients. „Otolaryngol. Head Neck Surg.” 118, 291-303.
- Otto S. R., Ebinger K., Staller S. J. [2000]. Clinical Trials with the Auditory Brain Stem Implant. W: S. B. Waltzman, N. L. Cochen (red.). Cochlear Implants. 357-366, New York: Thieme Medical Publishers, Inc.
- Skarżyński H., Behr R., Niemczyk K., Marchel A., Müller J., Śliwa L., Szuchnik J., Miszka K., Skarżyńska B., Hochmair E., Lorens A., Zawadzki R. [1998]. The programme of brainstem implants in Poland. „Medical Science Monitor” 4, Supl. 2, 40-43.
- Skarżyński H., Szuchnik J., Lorens A., Zawadzki R. [2000a]. First auditory brainstem implantation in Poland: Auditory perception results over 12 months. „J. Laryngol. Otol. Suppl.” 114, 27, 44-45.
- Skarżyński H., Szuchnik J., Miszka K., Zawadzki R., Lorens A., Behr R., Müller J. [2000b]. Rehabilitation results of the auditory brainstem implant user based on tests in Polish and German language. K. Jahnke, M. Fisher (red.). 4th European Congress of Oto-Rhino-Laryngology Head and Neck Surgery „Past – Present – Future” 155-158, Bologna: Monduzzi Editore.
- Skarżyński H., Behr R., Szuchnik J., Lorens A., Zawadzki R., Śliwa L., Walkowiak A., Piotrowska A. [2001]. The psychophysical evaluation of brainstem implanted patients. Proceedings of VI International Symposium „Modern Problems of Physiology and Pathology of Hearing”, 161-162, Suzdal, Rosja.