

Związek pomiędzy progami ESR i parametrami stymulacji elektrycznej w licznej i zróżnicowanej grupie pacjentów

Examination of dependences between ESR threshold and MCL value in numerous and diverse patient population

Arkadiusz Wąsowski, Artur Lorens, Adam Walkowiak, Anna Piotrowska,
Lech Śliwa, Henryk Skarżyński

Instytut Fizjologii i Patologii Słuchu, Warszawa

Streszczenie

W pracy przedstawiono wyniki badań nad zależnością pomiędzy progiem elektrycznie wywołanego odruchu mięśnia strzemiączkowego (ESRT) a progiem komfortowego słyszenia (MCL) w dużym i zróżnicowanym materiale. Przebadano 159 pacjentów implantowanych, użytkowników systemu MedEL Combi 40+ i Combi 40. Przeanalizowano wpływ wieku w momencie implantacji oraz doświadczenia słuchowego w implancie na obserwowane zależności. Autorzy uważają, że metoda ESR może być wykorzystana do estymacji optymalnych parametrów stymulacji elektrycznej przez implant ślimakowy i powinna być wdrożona do procedury dopasowania systemu implantu ślimakowego.

Słowa kluczowe: implant ślimakowy, elektrycznie wywołany odruch mięśnia strzemiączkowego, poziom komfortowego słyszenia MCL.

Summary

Dependences between electrically evoked stapedius muscle reflex thresholds (ESRT) and most comfortable loudness level (MCL) are presented in this paper. Large and diverse population of 159 MedEL Combi 40/40+ implant system users was examined. Influence of the age of implantation and experience with CI system and some additional factors were analyzed and discussed. Authors believe that ESR measurement can be used for estimation of optimal electrical stimulation parameters and should be introduced to the speech processor fitting procedure.

Key words: cochlear implant, electrically evoked stapedius muscle reflex, most comfortable loudness level MCL.

Wprowadzenie

Nowoczesne systemy implantów ślimakowych umożliwiają wielokanałową, bezpośrednią stymulację elektryczną zakończeń nerwu słuchowego. Pozwala to na stworzenie „słuchu elektrycznego”, dzięki któremu pacjent z głębokim odbiorczym ubytkiem słuchu może powrócić do świata dźwięków. Osiągnięcie możliwie najlepszych korzyści słuchowych z implantu wymaga optymalnego doboru od kilkudziesięciu do stu kilkudziesięciu parametrów pobudzenia elektrycznego. Różnice w specyfice ubytku słuchu, parametrach bioelektrycznych złącza elektroda – neuron oraz właściwościach drogi słuchowej każdego pacjenta wymagają indywidualnego dopasowania systemu implantu ślimakowego, które pełni kluczową rolę w opiece nad pacjentem implantowanym i ma decydujący wpływ na jego możliwości słuchowe [Lorens (i in.) 1999a]

Optymalny dobór parametrów pobudzenia elektrycznego wymaga uzyskania możliwie dużej ilości wiarygodnych informacji o słuchu elektrycznym pacjenta. Do niedawna standardowe procedury dopasowywania systemu implantu ślimakowego opierały się głównie na badaniach psychofizycznych. Pomiar psychofizyczne dotyczą percepcji bodźca,

a dokładnie zależności między fizyczną charakterystyką bodźca a percypowanymi atrybutami wywołanego przez niego wrażenia [Jarosz 1998]. U osób implantowanych bodźcem jest impuls elektryczny dostarczany przy pomocy elektrody implantu i stymulujący nerw słuchowy, a wrażeniem percepcja dźwięku. Uzyskane tymi metodami wyniki służyły do estymacji optymalnych wartości parametrów pobudzenia elektrycznego [Lorens (i in.) 1997; 2001; Sainz (i in.) 2003].

Niestety, metody psychofizyczne nie zawsze są efektywne, ponieważ wymagają czynnej współpracy pacjenta oraz umiejętności oceny różnorodnych cech dźwięku, np. głośności, wysokości, długości trwania [Lorens (i in.) 1999; 2001]. Dzieci niesłyszące od urodzenia nie mają wystarczającego doświadczenia słuchowego, a tym samym umiejętności prowadzenia takiej oceny. Także pacjenci dorośli, zwłaszcza ci, którzy przebywali w świecie ciszy przez długi okres czasu, mają trudności z precyzyjną oceną cech dźwięku, co prawdopodobnie jest wynikiem zmian, które zachodzą w drodze słuchowej na skutek braku stymulacji.

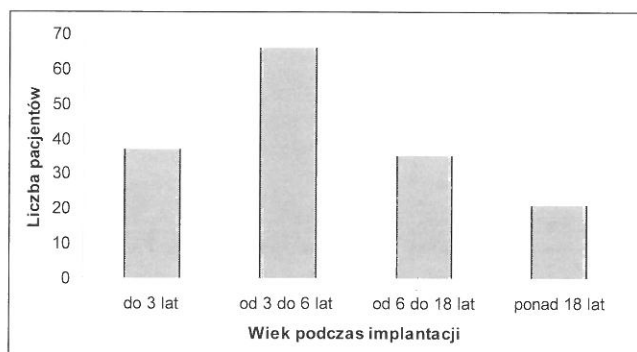
Koniecznością stało się opracowanie nowych metod oceny słuchu elektrycznego, niewymagających subiektywnej oceny cech dźwięku, których wyniki mogłyby być zas-

tosowane do estymacji optymalnych parametrów stymulacji elektrycznej przez implant ślimakowy.

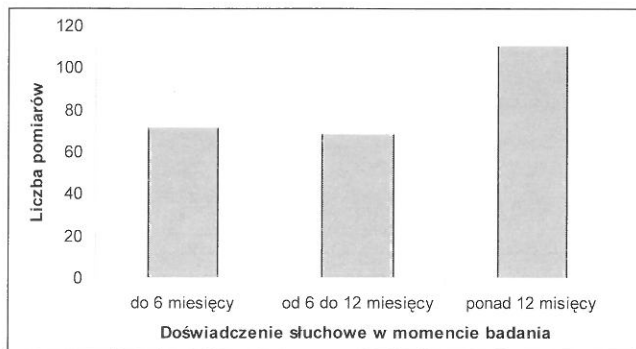
Jedną z takich metod jest rejestracja elektrycznie wywołanego odruchu mięśnia strzemiączkowego (ESR – *Electrically Evoked Stapedius Muscle Reflex*). Odruch mięśnia strzemiączkowego jest reakcją fizjologiczną, która polega na kurczeniu się mięśnia pod wpływem głośnego dźwięku. Badania nad elektrycznie wywołanym odruchem ESR rozpoczęli Jerger i współpracownicy w 1986 [Jerger (i in.) 1986]. Wykazali oni, że łuk odruchowy w przypadku ESR jest taki sam, jak w przypadku odruchu fizjologicznego. Począwszy od lat 90. prowadzone były badania nad zastosowaniem klinicznym pomiarów elektrycznie wywołanego odruchu mięśnia strzemiączkowego w procedurze ustawienia systemów implantów ślimakowych [Battmer 1990; Hodges 1997; 1999; Lorens 1999; 2002]. Postulowano wykorzystanie zmierzonego progu odruchu mięśnia strzemiączkowego (ESRT) do oszacowania jednego z ważniejszych parametrów stymulacji elektrycznej – maksymalnego poziomu komfortowego słyszenia – MCL (amplituda bodźca elektrycznego odpowiadająca najgłośniejszemu, spośród jeszcze komfortowych, wrażeniu słuchowemu). Parametr ten do tej pory wyznaczany był jedynie w badaniach psychofizycznych (subiektywnie) podczas ustawiania procesora mowy. W tym celu stosowano metodę skalowania głośności z wykorzystaniem skal kategoryalnych, oddzielnie dla każdej elektrycznej implantu.

W prowadzonych dotychczas badaniach zakładano, że aby móc zastąpić pomiary psychofizyczne pomiarami ESR należy w pierwszej kolejności wykazać istnienie korelacji pomiędzy progiem elektrycznie wywołanego odruchu mięśnia strzemiączkowego (ESRT) a psychofizycznie wyznaczoną wartością parametru MCL. Pomiar ESR może być prowadzony w warunkach śród- i pooperacyjnych z zastosowaniem dwóch różnych metod pomiarowych. W warunkach śródoperacyjnych rejestracja odruchu polega najczęściej na obserwacji mikroskopowej w polu operacyjnym skurczu mięśnia strzemiączkowego pod wpływem stymulacji elektrycznej. Badanie pooperacyjne wykonuje się przy użyciu miernika impedancji akustycznej ucha. Pomiar polega na rejestracji chwilowego wzrostu impedancji akustycznej układu przewodzeniowego w wyniku skurczu mięśnia strzemiączkowego. Metoda pomiarowa jest zatem podobna do stosowanej powszechnie metody pomiaru akustycznie wywołanego odruchu mięśnia strzemiączkowego, wykonywanego rutynowo w ramach audiometrii impedancyjnej.

Ponieważ pomiary śródoperacyjne odruchu mięśnia strzemiączkowego wykazują niską korelację z optymalnymi wartościami MCL, wyznaczonymi metodami behawioralnymi [Raine 1997; Walkowiak (i in.) 2001; Allum (i in.) 2002], większej przydatności badania odruchu strzemiączkowego w procesie ustawiania procesora mowy upatruje się w wykorzystaniu pooperacyjnych pomiarów ESR. Niestety wyniki badań wykazują znaczące rozbieżności w ocenie zależności pomiędzy zmierzonymi pooperacyjnie progami elektrycznie wywołanego odruchu mięśnia strzemiączkowego a parametrami stymulacji elektrycznej przez implant. Clutton i współpracownicy [1998] wykazali w grupie 12 dzieci umiarkowaną korelację (0,48) pomiędzy progiem ESR i poziomem MCL. Spivak i Chute [1994] w badaniach 12 dzieci wykazał u 8 z nich dobrą zgodność pomiędzy ESRT i behawioralnie



Ryc. 1. Wiek pacjentów podczas implantacji



Ryc. 2. Doświadczenie słuchowe w implantacji ślimakowej w momencie badania

zmierzonym MCL. Allum i współpracownicy [Allum (i in.) 2002] uzyskali w grupie 54 dzieci wartość współczynnika korelacji, wynoszącą około 0,65. Jeszcze lepszą korelację, wynoszącą 0,79, uzyskał Lorens w badaniach w wyselekcjonowanej grupie 6 oraz 7 dzieci, będących doświadczonymi użytkownikami systemu implantu ślimakowego [Lorens (i in.) 2003a; 2003b; 2004].

Znaczące rozbieżności pomiędzy wynikami różnych autorów mogą być spowodowane kilkoma czynnikami. Wiek oraz doświadczenie słuchowe, nabyte podczas użytkowania systemu implantu badanych populacji, różnią się w poszczególnych pracach. Stosowane są odmienne procedury behawioralnego doboru wartości MCL na poszczególnych elektrodach. Wreszcie poszczególni autorzy przyjęli odmienne procedury pomiaru ESR. Należy też zauważyć, że badania prowadzono w grupach o niewielkiej liczebności.

Cel pracy

Wiarygodna ocena relacji pomiędzy ESRT a poziomem MCL wymaga przeprowadzenia badań w dużej populacji, zróżnicowanej zarówno pod względem wieku, jak i doświadczenia słuchowego w implantacji, poddanej znormalizowanej i jednorodnej procedurze psychofizycznego pomiaru MCL oraz rejestracji ESRT. Celem pracy było ustalenie zależności pomiędzy progiem ESR a wartością MCL oraz przeanalizowanie wpływu czynników takich, jak wiek pacjenta oraz doświadczenie w użytkowaniu systemu implantu.

Materiał

Materiał pracy stanowiło 159 pacjentów implantowanych w Instytucie Fizjologii i Patologii Słuchu w Warszawie od 2000 do 2003 roku, użytkowników systemu MedEl Combi 40 i Combi 40+. Wiek pacjentów w chwili implantacji wahał się

od 1 roku 7 miesięcy do 72 lat. Pacjenci w momencie prowadzenia badania posiadali różny okres doświadczenia słuchowego w systemie implantu, wahający się od 2 do 26 miesięcy. W całej grupie 19% pacjentów to pacjenci postlingwalni, a 81% to pacjenci prelingwalni. W celu przeprowadzenia analizy wpływu wieku i doświadczenia słuchowego na relację między ESRT a MCL materiał podzielono na grupy pod względem:

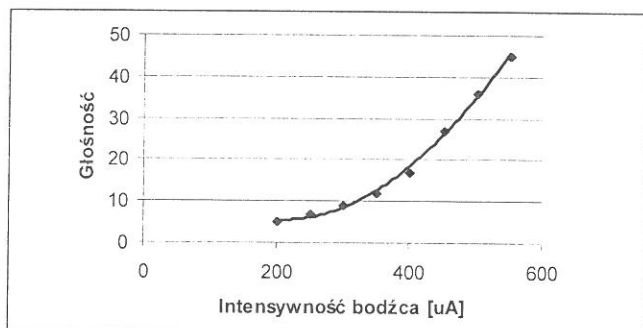
- wieku implantacji: od 0 do 3 lat, od 3 do 6 lat, od 6 do 18 lat, ponad 18 lat
- doświadczenia słuchowego w implantacji w momencie wykonywania badania: od 0 do 6 miesięcy, od 6 do 12 miesięcy, ponad 12 miesięcy

Liczebność poszczególnych grup została przedstawiona na ryc. 1 i 2.

Metoda

Psychofizyczne pomiary poziomu MCL

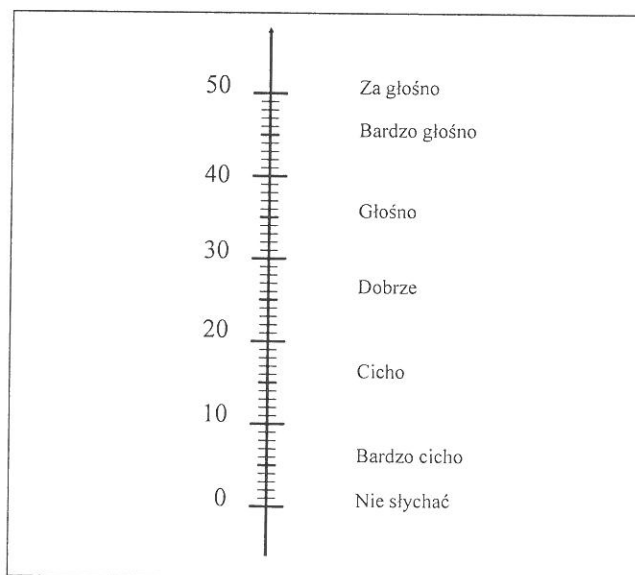
Wszyscy pacjenci zostali objęci standardową procedurą dopasowania systemu implantu ślimakowego. Dobór optymalnego poziomu MCL dokonywany był głównie na podstawie funkcji narastania głośności wyznaczonej z użyciem własnej procedury opartej na skalowaniu głośności [Lorens (i in.) 2003b]. Podczas badania pacjent był proszony o ocenę wrażenia głośności, wywołanego bodźcem elektrycznym o określonej amplitudzie. Do oceny głośności wykorzystano skalę pięćdziesięciopunktową, tzw. skalę wirtzburską, z naniesionymi siedmioma kategoriami (ryc. 3). Amplituda impulsu elektrycznego podawanego za pomocą elektrody implantu była zwiększana stopniowo ze stałym skokiem. W rezultacie otrzymano zbiór punktów, który po wykonaniu aproksymacji wielomianowej definiuje funkcję narastania głośności dla konkretnej elektrody. Parametr MCL jest to amplituda impulsu elektrycznego, odpowiadająca ocenie głośności równej 35 punktów. Pomiar funkcji narastania głośności oraz wyznaczenie parametru MCL prowadzono osobno dla każdej elektrody implantu. Na ryc. 3 przedstawiono przykładową funkcję narastania głośności oraz sposób wyznaczenia poziomu MCL.



Ryc. 3. Przykładowa funkcja narastania głośności

W przypadku dzieci, których umiejętności nie pozwalają na wykorzystanie pełnej skali wirtzburskiej, wyznaczenie funkcji narastania głośności przeprowadza się z zastosowaniem skali ocen uproszczonej do trzech kategorii: cicho, średnio, głośno. Dziecko przed wykonaniem pomiarów przechodzi intensywny, prowadzony przez surdopedagoga, trening słuchowy, którego celem jest nauka oceny głośności

i którego przebieg dostosowany jest do wieku i możliwości dziecka. Gdy uproszczona procedura również jest za trudna, wyznaczenia parametru MCL dokonuje się za pomocą procedury pediatrycznej opracowanej przez Lorensa i współpracowników [Lorens (i in.) 1999a; 2002].



Ryc. 4. Skala wirtzburska skalowania głośności z naniesionymi kategoriami

Wyznaczenie progu elektrycznie wywołanego odruchu mięśnia strzemiączkowego (ESRT)

W celu wyznaczenia wartości ESRT zastosowano metodę opracowaną przez Lorensa i współpracowników [Lorens (i in.) 2002; 2003a; 2003b; 2004].

Do pomiarów wybrano elektrody 1, 3, 5, 7, 8, dla systemu Medel Combi 40 oraz elektrody 1, 3, 5, 7, 9, 11, 12 dla systemu Combi 40+. W wypadku gdy jedna lub więcej z elektrod nie były elektrodami aktywnymi w programie używanym przez pacjenta podczas badania, wybierane były elektrody sąsiednie. Badanie uznawano za zakończone sukcesem, jeżeli zarejestrowano próg odruchu przy wykorzystaniu co najmniej 2 elektrod. Badanie ponawiano po upływie 3 miesięcy, jeżeli nie udało się zarejestrować progu odruchu na minimum 2 elektrodach. Jeżeli podczas badania uzyskano satysfakcjonujące rezultaty, to ponowna rejestracja progów odruchu następowała po upływie minimum 6 miesięcy. W sumie wykonano 249 badań, w trakcie których wyznaczono 1238 wartości ESRT.

Analiza danych

Przedmiotem analizy statystycznej były wartości ładunków (iloczyn wartości prądu i szerokości impulsu) ESRT oraz wartości ładunków MCL na poszczególnych elektrodach. Obliczono współczynniki korelacji Pearsona oraz różnice ładunków pomiędzy progami ESR a wartościami MCL. Analizę, z podziałem na grupy pod względem wieku implantacji oraz doświadczenia słuchowego w systemie implantu ślimakowego, przeprowadzono wykorzystując pakiet oprogramowania StatSoft Statistica 6.0.

- Lorens A., Walkowiak A., Czyżewski A., Skarżyński H. [2000]. Psychophysical measurements in cochlear implant patients. „Proceedings of 4th European Congress of Oto-Rhino-Laryngology Head and Neck Surgery” I, 131-134.
- Lorens A., Piotrowska A., Śliwa L., Walkowiak A., Skarżyński H. [2002]. Application of Stapedius Muscle Reflex Measurement in Cochlear Implant Speech Processor Fitting. „Proceedings of the 6th World Multiconference on Systemics, Cybernetics and Informatics, Orlando” XIII, 502-504.
- Lorens A., Skarżyński H., Piotrowska A., Walkowiak A., Śliwa L. [2003a]. Objective methods of post-operative tests in cochlear implant patient. „Proceedings of the XVII World Congress of the International Federation of Oto-Rhino-Laryngological Societies (IFOS), Cairo, Egypt. Elsevier International Congress Series” 1240C, 379-383.
- Lorens A. [2003b]. Model słuchu elektrycznego. Rozprawa doktorska. Gdańsk: Politechnika Gdańska, Katedra Inżynierii Dźwięku i Obrazu.
- Wąsowski A. [2003]. Wykorzystanie metod obiektywnych w dopasowaniu systemu implantu ślimakowego. Praca magisterska. Warszawa: Politechnika Warszawska, Instytut Systemów Elektronicznych.
- Lorens A., Walkowiak A., Piotrowska A., Skarżyński H., Anderson I. [2004a]. ESRT and MCL correlations in experienced paediatric cochlear implant users. „Cochlear Implants International” 5(1), 28-37.
- Lorens A., Wąsowski A., Piotrowska A., Skarżyński H. [2004b]. Stability of electrically elicited stapedius reflex threshold in implanted children over time. „Cochlear Implants. Proceedings of the VIII International Cochlear Implant Conference, Indianapolis, IN, USA Elsevier International Congress Series ICS” 1273, 84-86.
- Sainz M., de la Torre A. [2003]. Analysis of programming maps and its application for balancing multichannel cochlear implants. „International Journal of Audiology” 42, 43-51.
- Skarżyński H., Geremek A., Szuchnik J., Kosmalowa J., Lorens A., Michałowska E. [2000]. Warsaw Cochlear Implant Program from 1992 to 1999. „4th European Congress of Oto-Rhino-Laryngology Head and Neck Surgery „Past–Present–Future”, Berlin 2000” 163-166.
- Spivak L. G., Chute P. M. [1994]. The relationship between electric acoustic reflex thresholds and behavioural comfort levels in children and adult cochlear implant patients. „Ear Hearing” 15, 184-192.
- Stephan K., Welzl-Müller K. [1990]. Dynamic range of the contralateral stapedius reflex in cochlear implant patients. „Scandinavian Audiology” 19, 111-115.
- Stephan K., Welzl-Müller K. [1992]. Stapedius reflex in patients with an inner ear prosthesis. „International Journal of Artificial Organs” 15(7), 436-439.
- Stephan K., Welzl-Müller K. [2000]. Post-operative Stapedius Reflex Tests with Simultaneous Loudness Scaling in Patients Supplied with Cochlear Implants. „Audiology” 39, 13-18.
- Walkowiak A., Lorens A., Piotrowska A., Śliwa L., Skarżyński H. [2001]. Intraoperative Objective Methods of Examination of Hearing System Electrical Characteristics. „Structures-Waves-Biomedical Engineering” X (2), 159-165.
- Zehnder A., Allum J. H., Honegger F., Probst R. [1999]. The usefulness of intraoperatively registered, electrically evoked stapedius reflex for the programming of cochlear implants in children. „HNO 1999 Nov” 47(11), 970-5.

Adres do korespondencji

Arkadiusz Wąsowski
Międzynarodowe Centrum Słuchu i Mowy
ul. Mokra 17, Kajetany
05-830 Nadarzyn
e-mail: awasowski@ichs.pl