Audiofonologia
Tom XIII 1998

Grażyna Tacikowska[1], Krzysztof Kochanek[1,2], Grzegorz Janczewski[2], Henryk Skarżyński[1,2], Adam Piłka[1,2], Jan Zając[1,2], Mirosław Jaśkiewicz[1]

[1] Instytut Fizjologii i Patologii Słuchu, Warszawa
[2] Klinika Otolaryngologii Akademii Medycznej w Warszawie

Zmiany latencji fali V słuchowych potencjałów wywołanych pnia mózgu rejestrowanych techniką ciągów maksymalnej długości – MLS w funkcji częstości powtarzania bodźca i jego intensywności

Changes of Wave V Latency of Auditory Brainstem Responses Elicited by Maximum Length Sequences – MLS at Different Repetition Rates and Stimulus Levels

Słowa kluczowe: słuchowe potencjały wywołane pnia mózgu, adaptacja, ciągi maksymalnej długości.
Key words: auditory brainstem response, adaptation, maximum length sequences.

Streszczenie

Celem pracy była ocena wpływu intensywności bodźca na wielkość przyrostów latencji fali V, spowodowanych znacznym wzrostem częstości powtarzania bodźca. Badania wykonano w grupie 21 uszu normalnie słyszących. Potencjały wywołane pnia mózgu rejestrowano techniką tradycyjną z częstością powtarzania 86,6/s, 190/s i 356/s. Analiza statystyczna wyników obejmowała wpływ intensywności bodźca w zakresie intensywności od 30 do 80 dB nHL. Przyrosty latencji fali V wyznaczono w stosunku do latencji otrzymanej dla częstości stymulacji 31/s i częstości 86,6/s. Przeprowadzone badania wykazały, że przyrosty latencji fali V spowodowane wzrostem szybkości stymulacji zależą w niewielkim stopniu od intensywności trzasku w zakresie 30 do 60 dB nHL, natomiast zmniejszają się w sposób istotny statystycznie dla intensywności 80 dB nHL.

Summary

In this study, ABRs recorded using the MLS technique were compared to those obtained by conventional averaging. The ABRs were recorded in 14 normally hearing adults at a conventional rate of 31 clicks/s and at three MLS rates of 86.6, 190, and 356 clicks/s. Each subject was tested at six stimulus levels decreasing from 80 down to 30 dB nHL in 10-dB steps. The wave V latency increased with increasing the stimulation rate for all stimulus levels. The mean shift of the wave V latency (averaged across the subjects) associated with the increase of the stimulation rate from a conventional rate of 31/s to the MLS rates was used to assess the adaptation of the response at different stimulus levels. For all repetition rates, the greatest shifts were observed at 50 and 60 dB nHL. The results of this study confirmed that the wave V latency shifts resulting from an increase of the stimulation rate are level dependent.

W praktyce klinicznej słuchowe potencjały wywołane pnia mózgu (ABR) rejestruje się tradycyjnie dla stosunkowo niskich częstości powtarzania bodźca, 30/s w badaniach progu słyszenia oraz 10-20/s przy ocenie parametrów czasowych – latencji oraz interwałów. Wyższe częstości stymulacji stosuje się w badaniach adaptacji słuchowej realizowanych metodą, w której porównuje się parametry odpowiedzi wywoływanych bodźcami o różnej częstości powtarzania. Przy wykorzystaniu tradycyjnej techniki uśredniania maksymalna częstość stymulacji stosowana w badaniach adaptacji wynosi ok. 90/s, natomiast z zastosowaniem techniki ciągów maksymalnej długości – MLS (ang. *maximum length sequences*), opisanej po raz pierwszy w 1982 r. przez Eysholdta i Schreinera, ok. 1000/s [Burkard (i inni) 1990]. Wyrazem adaptacji dokonującej się w układzie słuchowym, ocenianej w badaniach ABR jest wzrost latencji i spadek amplitudy poszczególnych fal oraz wzrost wartości interwałów czasowych.

W dotychczasowych pracach, w których częstości powtarzania bodźca nie przekraczały 100/s, nie obserwowano zależności wielkości przyrostów latencji fali V spowodowanych wzrostem szybkości stymulacji od intensywności bodźca [Donn (i inni) 1977; Gerling, Finitzo-Hieber 1983; Paludetti (i inni) 1983]. Powstaje jednak pytanie, czy poziom bodźca nie wpływa również na przyrosty latencji fali V przy zastosowaniu bardzo dużych częstości powtarzania bodźca.

W niniejszej pracy podjęto badania, których celem jest ocena wpływu intensywności trzasku na zmiany latencji fali V towarzyszące znacznemu wzrostowi częstości powtarzania bodźca. Odpowiedzi pnia mózgu rejestrowano techniką tradycyjną dla częstości powtarzania 31/s oraz techniką MLS dla częstości 86,6, 190 i 356/s. Intensywność trzasku zmieniano w granicach 10-90 dB nHL.

I. MATERIAŁ I METODA

W badaniach uczestniczyło 13 osób o słuchu normalnym (8 kobiet i 5 mężczyzn) w wieku 13-26 lat, ogólnie zdrowych. Próg słyszenia w zakresie częs-

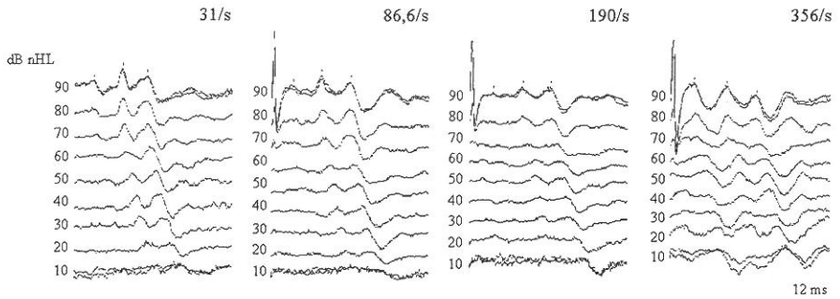
totliwości audiometrycznych 250-8000 Hz nie przekraczał 15 dB nHL. Wyniki obiektywnych badań słuchu za pomocą audiometrii impedancyjnej, otoemisji akustycznej oraz klasycznych odpowiedzi pnia mózgu były prawidłowe.

Rejestracje ABR wykonywano jednokanałowo za pomocą polskiego systemu do badań elektrofizjologicznych o nazwie „Eptest", wyposażonego w program do rejestracji odpowiedzi pnia mózgu techniką MLS. Pasmo wzmacniacza biologicznego zawierało się w granicach 200-2000 Hz. W badaniach stosowano bodziec typu „trzask" o czasie trwania 100 μs i polaryzacji ujemnej, który prezentowano przez słuchawki TDH-39 z intensywnością malejącą od 90 dB nHL do 10 dB nHL ze skokiem 10 dB.

U wszystkich osób wykonywano w pierwszej kolejności badanie ABR metodą konwencjonalną z częstością powtarzania 31/s. Czas analizy odpowiedzi wynosił 10 ms, a liczba uśrednień – ok. 1000. Następnie wykonywano rejestracje odpowiedzi pnia mózgu techniką MLS, procedurą szeregu natężeniowego dla średnich częstości powtarzania bodźca – 86/s, 190/s i 356/s. Czas analizy odpowiedzi był stały dla wszystkich częstości powtarzania bodźca i wynosił 20 ms. Liczba uśrednień zazwyczaj nie przekraczała 2000.

Z zarejestrowanych odpowiedzi wyznaczono latencje fali V oraz przyrosty latencji spowodowane wzrostem częstości stymulacji z 31/s do 86,6, 190 i 356/s oraz z 86,6 do 190 i 356/s. W analizie statystycznej stosowano test t-Studenta dla prób powiązanych i niezależnych. Różnice uważano za znaczące przy poziomach istotności $p < 0,05$. Łącznej analizie poddano odpowiedzi 21 uszu.

II. WYNIKI

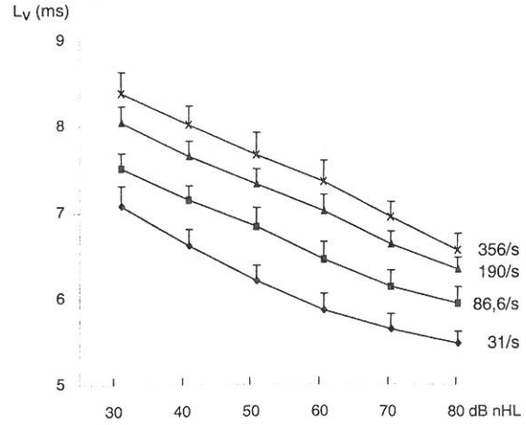


Ryc. 1. Przykład rejestracji słuchowych potencjałów wywołanych pnia mózgu w funkcji intensywności trzasku dla różnych częstości powtarzania.

Na ryc. 1 przedstawiono przykłady zapisów odpowiedzi ABR otrzymanych dla różnych intensywności trzasku metodą konwencjonalną oraz metodą MLS dla różnych częstości powtarzania bodźca. We wszystkich zestawach można zidenty-

fikować fale: I, III i V dla dużych intensywności trzasku oraz falę V dla pozostałych intensywności. Morfologia odpowiedzi dla różnych częstości stymulacji jest podobna.

Rejestrację odpowiedzi dla trzasku o intensywności 90 dB nHL wykonano tylko u części osób, ponieważ niektórzy oceniali bodźce prezentowane z dużą częstością powtarzania jako zbyt głośne. Nie u wszystkich osób można było również precyzyjnie oznaczyć szczyt fali V w odpowiedziach dla intensywności 10 i 20 dB nHL, szczególnie dla największych częstości stymulacji. W związku z tym analizę statystyczną uzyskanych wyników przeprowadzono w odniesieniu do latencji fali V odpowiedzi rejestrowanych w zakresie intensywności trzasku od 30 do 80 dB nHL.



Ryc. 2. Wykresy funkcji: latencja – natężenie fali V dla różnych częstości powtarzania trzasku

Tab. 1. Średnie wartości latencji oraz odchylenie standardowe fali V (w ms) dla różnych częstości stymulacji oraz intensywności trzasku

Intensywność (w dB nHL)	Częstość powtarzania bodźca			
	31/s	86,6/s	190/s	356/s
80	5,48 ± 0,13	5,94 ± 0,20	6,34 ± 0,13	6,56 ± 0,19
70	5,64 ± 0,17	6,14 ± 0,18	6,62 ± 0,16	6,94 ± 0,18
60	5,86 ± 0,19	6,45 ± 0,21	7,01 ± 0,20	7,34 ± 0,25
50	6,20 ± 0,18	6,83 ± 0,22	7,32 ± 0,17	7,66 ± 0,27
40	6,61 ± 0,19	7,14 ± 0,17	7,65 ± 0,17	8,02 ± 0,22
30	7,08 ± 0,23	7,52 ± 0,18	8,04 ± 0,20	8,38 ± 0,26

Na ryc. 2 przedstawiono wykresy funkcji: latencja – natężenie fali V dla różnych częstości stymulacji wyznaczone na podstawie średnich wartości latencji fali V zestawionych w tab. 1. Na wykresach zaznaczono również wartość jednego odchylenia standardowego. Niezależnie od częstości powtarzania bodźca wartości

latencji fali V zmniejszają się wraz ze wzrostem intensywności bodźca, przy czym dla większych częstości stymulacji, począwszy od 86,6/s, wykres przyjmuje charakter funkcji liniowej, szczególnie dla intensywności trzasku poniżej 60 dB nHL. Przy ustalonym poziomie bodźca wartości latencji fali V rosną wraz ze wzrostem częstości stymulacji. Wartość odchylenia standardowego nieznacznie rośnie dla odpowiedzi wywoływanych trzaskiem o częstości powtarzania 356/s.

Średnie przyrosty latencji fali V związane ze zmianą intensywności bodźca od 30 do 80 dB nHL zawierały się w granicach od 1,61 do 1,87 ms dla poszczególnych częstości stymulacji i nie różniły się między sobą w sposób istotny statystycznie.

Tab. 2. Średnie wartości nachyleń wykresów funkcji: latencja – natężenie oraz wartości współczynników korelacji liniowej dla poszczególnych częstości stymulacji

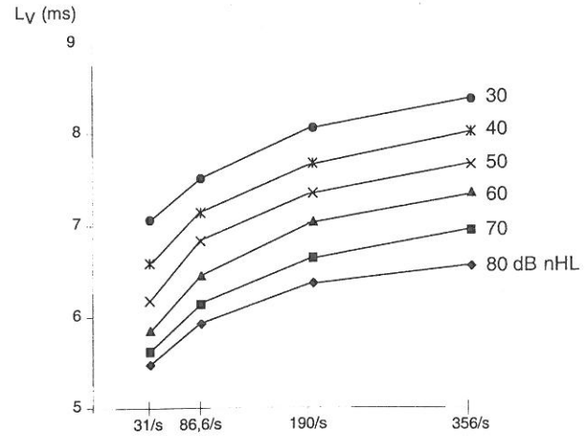
Częstość powtarzania bodźca	Nachylenie funkcji liniowej	Wartość współczynnika korelacji liniowej
31/s	-32 μs/dB	-0,982
86,6/s	-32 μs/dB	-0,997
190/s	-34 μs/dB	-0,999
356/s	-38 μs/dB	-0,999

W tab. 2 przedstawiono średnie wartości nachylenia wykresu funkcji: latencja – natężenie dla różnych częstości powtarzania bodźca oraz wartość współczynników korelacji liniowej. Podobnie jak w pracach innych autorów, nachylenie funkcji: latencja – natężenie wyznaczono na podstawie wyników analiz korelacji liniowej. Nachylenie funkcji nieznacznie zwiększało się wraz ze wzrostem częstości powtarzania bodźca. Wartość współczynnika dla wszystkich funkcji wynosiła w przybliżeniu 1, co oznacza, iż rzeczywiste wykresy funkcji były dobrze aproksymowane wykresem funkcji liniowej.

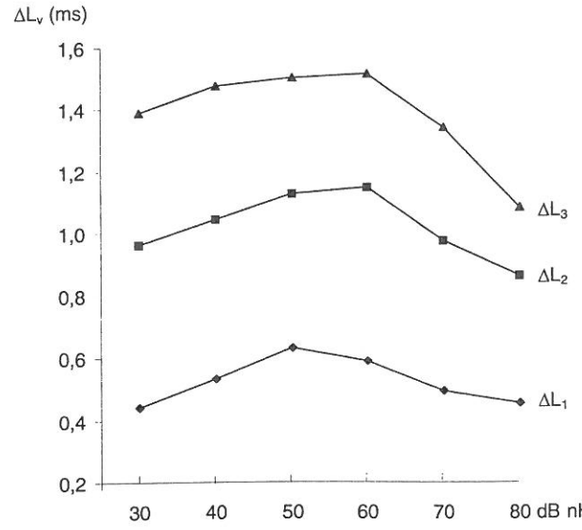
Na ryc. 3 przedstawiono wykresy latencji fali V w funkcji częstości powtarzania bodźca dla różnych intensywności trzasku. Niezależnie od intensywności bodźca wartości latencji fali V zwiększają się wraz ze wzrostem częstości stymulacji, osiągając maksymalne wartości dla częstości 356/s.

Na ryc. 4 przedstawiono wykresy przyrostów latencji fali V – ΔL, spowodowanych wzrostem częstości powtarzania bodźca z 31 do 86,6, 190 i 356/s w funkcji intensywności trzasku, natomiast w tab. 3 zestawiono średnie wartości przyrostów. Dla danej częstości powtarzania bodźca największe przyrosty latencji obserwuje się dla intensywności 50 i 60 dB nHL. Dla intensywności poniżej 50 dB nHL i powyżej 60 dB nHL przyrosty latencji ΔL_1 i ΔL_2 zmniejszają się w sposób istotny statystycznie. Przyrosty latencji ΔL_3 są mniejsze w sposób istotny

statystycznie jedynie dla intensywności większych od 60 dB nHL, osiągając dla poziomu 80 dB nHL wartości minimalne. Na przykład średni przyrost latencji dla częstości 356/s oraz intensywności 50 i 60 dB nHL wynosi ponad 1,5 ms, natomiast dla intensywności 80 dB ok. 1 ms.



Ryc. 3. Wykresy latencji fali V w funkcji częstości powtarzania bodźca – 80, 190 i 356/s dla różnych intensywności trzasku

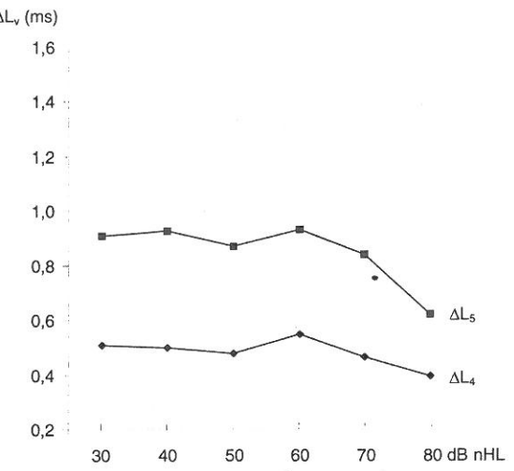


Ryc. 4. Wykresy przyrostów latencji fali V - ΔL spowodowanych wzrostem częstości powtarzania bodźca z 31 do 86,6, 190 i 356/s w funkcji intensywności trzasku (ΔL_1 – różnica latencji fali V dla częstości 86,6 i 31/s; ΔL_2 – różnica latencji fali V dla częstości 190 i 31/s; ΔL_3 – różnica latencji fali V dla częstości 356 i 31/s)

Tab. 3. Średnie wartości oraz odchylenie standardowe przyrostów latencji fali V– ΔL spowodowanych wzrostem częstości powtarzania bodźca z 31 do 86,6, 190 i 356/s dla różnych intensywności trzasku (ΔL_1 – różnica dla częstości 86,6 i 31/s; ΔL_2 – różnica dla częstości 190 i 31/s; ΔL_3 – różnica dla częstości 356 i 31/s)

Intensywność (w dB nHL)	Przyrosty latencji fali V (w ms)		
	ΔL_1	ΔL_2	ΔL_3
80	0,43 ± 0,11	0,86 ± 0,15	1,08 ± 0,16
70	0,50 ± 0,08	0,98 ± 0,15	1,34 ± 0,24
60	0,59 ± 0,14	1,15 ± 0,23	1,51 ± 0,20
50	0,63 ± 0,19	1,13 ± 0,18	1,50 ± 0,28
40	0,53 ± 0,15	1,04 ± 0,16	1,48 ± 0,25
30	0,44 ± 0,18	0,96 ± 0,25	1,39 ± 0,30

Zatem zmiana intensywności trzasku z 60 do 80 dB nHL powoduje zmniejszenie wartości przyrostu latencji spowodowanego wzrostem częstości powtarzania bodźca w przybliżeniu o ok. 0,5 ms. Niezależnie od intensywności trzasku najniższe wartości przyrostów latencji fali V otrzymano dla częstości 86,6/s, a największe dla częstości 356/s.



Ryc. 5. Wykresy przyrostów latencji fali V – ΔL spowodowanych wzrostem częstości powtarzania bodźca z 86,6 do 190 i 356/s w funkcji intensywności trzasku (ΔL_4 – różnica latencji fali V dla częstości 190 i 86,6/s; ΔL_5 - różnica latencji fali V dla częstości 350 i 86,6/s)

Na ryc. 5 przedstawiono wykresy przyrostów latencji fali V – ΔL spowodowanych wzrostem częstości powtarzania bodźca z 86,6 do 190 i 356/s w funkcji intensywności trzasku. Wartości przyrostów latencji fali V – ΔL_4 i ΔL_5 nie

zmieniają się w sposób statystycznie istotny w zakresie intensywności od 30 do 70 dB nHL, natomiast zmniejszają się w sposób istotny statystycznie dla intensywności 80 dB nHL.

III. DYSKUSJA

Przeprowadzone w niniejszej pracy badania wykazały, że stosując metodę ciągów maksymalnej długości do rejestracji słuchowych potencjałów wywołanych pnia mózgu, można otrzymać zapisy o morfologii porównywalnej z zapisami odpowiedzi rejestrowanymi metodą konwencjonalną. Podobnie jak w przykładzie przedstawionym na ryc. 1, również u pozostałych osób, we wszystkich odpowiedziach wywołanych bodźcem o dużej intensywności obecne były fale: I, III i V dla każdej częstości stymulacji. Podobne obserwacje poczynili Eyshold i Schrainer [1982], a także Burkard, Shi i Hecox [1990], Lina-Granade, Collet i Morgon [1994] oraz Lasky, Shi i Hecox [1992].

Zasadniczym celem niniejszej pracy była ocena wielkości zmian latencji fali V słuchowych potencjałów wywołanych pnia mózgu rejestrowanych metodą MLS dla różnych intensywności trzasku i częstości powtarzania bodźca. W dostępnym piśmiennictwie nie znaleziono prac o podobnie sformułowanym celu, co znacznie utrudnia bezpośrednie porównanie wyników niniejszej pracy dotyczących oceny przyrostów latencji z wynikami prac innych autorów. Odnieść się można jedynie do wyników pomiarów latencji fali V.

W większości dotychczasowych prac, w których stosowano technikę MLS, koncentrowano się na porównywaniu parametrów odpowiedzi ABR rejestrowanych techniką konwencjonalną i MLS. Obok oceny amplitudy, latencji i progu poszczególnych fal analizowano również przebieg funkcji: latencja – natężenie fali V [Burkard (i inni) 1996; Lasky (i inni) 1993]. Podstawowym parametrem stosowanym przy porównywaniu funkcji: latencja – natężenie jest nachylenie wykresu funkcji, które najczęściej wyznacza się na podstawie wyników analizy korelacji liniowej. Wyniki niniejszej pracy wykazały, że nachylenia funkcji: latencja – natężenie dla odpowiedzi rejestrowanych techniką konwencjonalną i techniką MLS w zakresie intensywności od 30 do 80 dB nHL zmieniały się w niewielkim stopniu dla różnych częstości stymulacji (od -32 do -38 ms/dB). Podobne wyniki uzyskali również inni autorzy. Na przykład u Burkarda [1990] nachylenie wykresu w zakresie intensywności od 20 do 60 nHL dla średniej częstości powtarzania 125/s wynosiło -38 µs/dB, co jest bliskie wartości uzyskanej dla metody konwencjonalnej (-40 µs/dB). Podobne wyniki otrzymała Lina-Granade [1994] dla intensywności z zakresu od 10 do 80 dB nHL i częstości 98/s. Natomiast Lasky [1992] wykazał, że nachylenie krzywej funkcji: latencja – natężenie

w metodzie MLS dla częstości 250/s i zakresu intensywności od 10 do 60 dB nHL jest istotnie mniejsze niż w metodzie konwencjonalnej. Podobną tendencję zaobserwowano również w niniejszej pracy w zakresie intensywności trzasku od 30 do 60 dB nHL (ryc. 2). Dla tego zakresu intensywności wzrost częstości powtarzania z 31/s do 356/s spowodował spadek nachylenia wykresu z -41 do -35 µs/dB.

Na podstawie uzyskanych wyników można stwierdzić, że nachylenia wykresów dla odpowiedzi rejestrowanych techniką konwencjonalną i MLS są zbliżone, a otrzymane wartości nachyleń pozostają w zgodzie z wynikami prac innych autorów.

Analiza wykresów przedstawiających zależność latencji fali V od częstości powtarzania bodźca dla różnych intensywności (ryc. 3) wykazała, że wzrost częstości powtarzania bodźca powoduje wzrost wartości latencji dla wszystkich intensywności trzasku, a wykres funkcji ma charakter funkcji logarytmicznej. Redukcja intensywności bodźca powoduje prawie równoległe i proporcjonalne do spadku intensywności przesunięcie wykresu ku górze. Przy zbliżonych parametrach stymulacji podobne wyniki uzyskał Leung [1998], który oceniał latencje fali V w zakresie intensywności trzasku od 10 do 60 dB nHL i dla częstości powtarzania w zakresie od 9,1 do ok. 500/s. Przebieg wykresu funkcji dla bodźca o intensywności 80 dB nHL oraz średnie wartości latencji fali V otrzymane w niniejszej pracy są bardzo zbliżone do wyników przedstawionych w pracy Thorntona [1993].

Analiza przyrostów latencji fali V spowodowanych wzrostem częstości stymulacji z 31/s do 86,6/s 190/s i 356/s w funkcji intensywności trzasku (ryc. 4 i tab. 3) wykazała, że wartość przyrostu latencji zależy od intensywności bodźca. Wartości przyrostów latencji ΔL_1 i ΔL_2 rosną wraz ze wzrostem intensywności bodźca do poziomu 50-60 dB nHL, a następnie ponownie zmniejszają się, przyjmując najniższe wartości dla intensywności 80 dB nHL. Wartości przyrostów latencji ΔL_3 w zakresie intensywności od 30 do 60 dB nHL nie różnią się między sobą w sposób istotny statystycznie, natomiast są mniejsze dla intensywności 80 dB nHL, podobnie jak wartości przyrostów latencji ΔL_1 i ΔL_2. Można zatem powiedzieć, że intensywność trzasku ma wpływ na wielkości zmian latencji spowodowanych wzrostem częstości stymulacji, a największe przyrosty latencji obserwuje się dla średnich intensywności trzasku – 50 i 60 dB nHL.

Powyższa obserwacja stoi w sprzeczności z wynikami prac, w których stosowano częstości stymulacji dostępne w tradycyjnej technice uśredniania. W pracach tych nie stwierdzano wpływu intensywności bodźca na przyrosty latencji fali V spowodowane wzrostem częstości powtarzania [Don 1977; Gerling 1983; Paludetti 1983]. Należy jednak zwrócić uwagę na fakt, że wpływ intensywności bodźca na przyrosty latencji fali V spowodowane wzrostem częstości powtarzania bodźca jest silniejszy dla większych częstości powtarzania bodźca. Zatem stosowanie niższych częstości powtarzania bodźca może tego efektu nie uwidaczniać, co stwierdzano we wcześniejszych pracach.

W tym miejscu należy zwrócić również uwagę na fakt, że przebieg funkcji: latencja – natężenie zmienia się wraz ze wzrostem częstości stymulacji. Dla częstości 31/s wykres ma charakter funkcji nieliniowej – hiperbolicznej, natomiast dla wyższych częstości charakter funkcji liniowej. Zatem obliczanie w sposób typowy przyrostów latencji fali V jako różnicy latencji funkcji liniowej (duże częstości powtarzania) i nieliniowej (niskie częstości powtarzania) może prowadzić do błędnych wniosków. Dlatego w niniejszej pracy wykonano dodatkową analizę przyrostów latencji fali V dla częstości 190 i 356/s w odniesieniu do latencji fali V dla częstości 86,6/s. W ten sposób można było ocenić wpływ intensywności bodźca na wartości przyrostów latencji fali V spowodowanych zmianą częstości powtarzania bodźca w zakresie częstości powyżej 86,6/s. Wyniki tej analizy przedstawiono w formie wykresu na ryc. 5. Analiza statystyczna wyników wykazała, że wartości przyrostów latencji fali V – ΔL_4 i ΔL_5 zmniejszają się w sposób istotny statystycznie jedynie dla intensywności 80 dB nHL. Dla pozostałych intensywności nie stwierdzono wpływu intensywności bodźca na wartości przyrostów latencji DL4 i DL5. Ostatecznie można zatem przyjąć, że wzrost intensywności trzasku powyżej 60 dB nHL zmniejsza przyrosty fali V spowodowane wzrostem częstości stymulacji.

Jak wspomniano wcześniej, przyrosty latencji fali V spowodowane wzrostem częstości stymulacji wykorzystuje się w praktyce klinicznej do oceny wielkości adaptacji słuchowej i różnicowania na tej podstawie ubytków słuchu typu ślimakowego i pozaślimakowego. Wyniki dotychczasowych prac, w których stosowano częstości powtarzania bodźca poniżej 90/s, nie zakończyły się powodzeniem – głównie z uwagi na fakt, że przyrosty latencji fali V były niewielkie (ok. 0,5 ms), a wartość odchylenia standardowego była zbyt duża [Debruyne 1986; Freeman 1991]. Wielu autorów sugerowało, że zastosowanie innych metod stymulacji, bardziej stresujących dla układu słuchowego, zwiększy efektywność testu adaptacji w odniesieniu do różnicowania ubytków ślimakowych i pozaślimakowych. Takimi metodami mogą być maskowanie poprzedzające [Burkard 1983; Kochanek (i inni) 1998] oraz technika MLS, które umożliwiają uzyskanie dużych przyrostów latencji fali V. W pracy Kochanka i współpracowników [1998] wykazano, że na podstawie wyników testu maskowania poprzedzającego można różnicować ubytki słuchu typu ślimakowego i pozaślimakowego. W dostępnym piśmiennictwie nie opublikowano natomiast do tej pory pracy oceniającej przydatność testu adaptacji wykorzystującego technikę MLS do różnicowania tego typu ubytków słuchu.

Przeprowadzone w niniejszej pracy badania wykazały, że największe przyrosty latencji fali V spowodowane wzrostem częstości powtarzania bodźca wynosiły ok. 1,5 ms. Przyrosty te są zatem większe od wartości przyrostów latencji uzyskiwanych w metodzie maskowania poprzedzającego, wynoszących w uszach normalnie słyszących ok. 1 ms. Można zatem przypuszczać, że podobnie jak test maskowania poprzedzającego, również test adaptacji z wykorzystaniem techniki

MLS okaże się przydatny w praktyce klinicznej w odniesieniu do różnicowania ubytków ślimakowych i pozaślimakowych. Pomimo że zagadnienie to nie było celem niniejszego doniesienia, istotna jest odpowiedź na pytanie, czy na podstawie uzyskanych wyników można określić optymalne parametry stymulacji testu adaptacyjnego z wykorzystaniem techniki MLS.

Z klinicznego punktu widzenia można przyjąć, że optymalne parametry stymulacji to takie, które umożliwiają uzyskanie największych przyrostów latencji fali V spowodowanych wzrostem częstości powtarzania bodźca. W niniejszej pracy stwierdzono, że największe przyrosty latencji fali V występowały dla intensywności trzasku poniżej 70 dB nHL oraz dla częstości 356/s. Zatem intensywność trzasku powinna być wybrana z zakresu od 30 do 60 dB nHL oraz częstość powtarzania bodźca powinna wynosić 356/s. Ponieważ najłatwiej latencje V fali oznacza się przy wyższych intensywnościach, dlatego w dalszych badaniach intensywność trzasku będzie wynosiła 60 dB nHL.

Podczas badań wiele osób zwracało uwagę na fakt, iż dla częstości powtarzania bodźca 356/s głośność stosowanych bodźców była zbyt duża. Dlatego na użytek kliniczny oceny adaptacji słuchowej można przyjąć niższą częstość powtarzania bodźca, wynoszącą 190/s, która również zapewnia uzyskiwanie dużych przyrostów latencji fali V, o wartościach powyżej 1 ms. Zatem jako optymalne parametry testu adaptacyjnego opartego na ocenie przyrostów latencji fali V spowodowanych wzrostem częstości powtarzania można uznać częstość powtarzania wynoszącą 190/s oraz intensywność 60 dB nHL.

Wpływ intensywności bodźca na wartość przyrostów latencji spowodowanych wzrostem częstości stymulacji jest interesujący również z poznawczego punktu widzenia. Dla autorów niniejszej pracy zaskakujący był fakt, że wartości przyrostów latencji zmniejszały się dla bodźca o intensywności 70 i 80 dB nHL. Próbując wyjaśnić przyczyny tego spadku wartości przyrostów latencji, należy uwzględnić kilka mechanizmów, które leżą u podstaw zmian latencji fali V spowodowanych zmianą intensywności oraz częstotliwości bodźca.

Zmiany latencji fali V w odpowiedziach wywołanych trzaskiem o różnej intensywności tłumaczy się zasadniczo zmianą miejsca pobudzenia na błonie podstawnej [Don (i inni) 1998; Elberling 1979]. Przy stymulacji bodźcami o dużej intensywności głównym miejscem generacji odpowiedzi jest zakręt podstawny, odpowiedzialny za przetwarzanie wysokich częstotliwości [Bauch (i inni) 1988; Drift (i inni) 1987], a latencje odpowiedzi są wówczas krótkie. Gdy intensywność trzasku zmniejsza się, pobudzenie przesuwa się w kierunku zakrętu środkowego i szczytowego, co prowadzi do wydłużenia latencji [Elberling 1979; Eggermont 1980, Malinoff 1990]. Można zatem przypuszczać, że dla bodźców o intensywnościach 70 i 80 dB nHL stymulowany jest głównie zakręt podstawny, natomiast przy intensywnościach niższych – zakręt środkowy. Oznacza to, że w pierwszym przy-

padku ocena zjawiska adaptacji dotyczy głównie wysokich częstotliwości, natomiast w drugim, niższych częstotliwości. W pracy Burkarda [1991] wykazano, że większe przyrosty latencji spowodowane wzrostem częstości powtarzania krótkich impulsów tonalnych o różnych częstotliwościach występowały dla niższych częstotliwości bodźca. Zakładając zatem, że odpowiedzi dla trzasku o dużej intensywności pochodzą z zakrętu podstawnego, wyniki pracy Burkarda pozwalają wyjaśnić, dlaczego przyrosty latencji dla dużych intensywności trzasku są mniejsze niż dla średnich i niższych, przy których pobudzany jest zakręt środkowy ślimaka.

Jeżeli hipoteza przedstawiona powyżej jest słuszna, to przyrosty latencji spowodowane wzrostem częstości powtarzania bodźca powinny być jeszcze mniejsze dla bodźców o intensywnościach 90 i 100 dB nHL. Badania w tym zakresie będą przedmiotem oddzielnego doniesienia, podobnie jak ocena użyteczności klinicznej testu adaptacji opartego na zmiennej częstości stymulacji.

Na podstawie wyników uzyskanych w niniejszej pracy można sformułować następujący wniosek: przyrosty latencji fali V spowodowane wzrostem częstości powtarzania bodźca od 88,6 do 356/s zależą od intensywności trzasku. Dla intensywności z zakresu od 30 do 60 dB nHL przyrosty różnią się w niewielkim stopniu, natomiast zmniejszają się w sposób istotny statystycznie dla intensywności 80 dB nHL.

Bibliografia

Bauch C., Olsen W., 1988: Auditory brainstem responses as a function of average hearing sensitivity for 2000-4000 Hz. „Audiology" 27, 156-163.

Burkard R., 1991: Human brain-stem auditory evoked responses obtained by cross correlation to trains of clicks, noise bursts, and tone bursts. „J. Acoust. Soc. Am." 90, 1398-1404.

Burkard R., Hecox K., 1983: The effect of broadband noise on the human brainstem auditory evoked response. Rate and intensity effects. „J. Acoust. Soc. Am." 74, 1204-1213.

Burkard R., Shi Y., Hecox K., 1990: A comparison of maximum lenght and Legendre sequence for the derivation of brain-stem auditory-evoked responses at rapid rates of stimulation. „J. Acoust. Soc. Am." 87, 1656-1664.

Debruyne F., 1986: Influence of age and hearing loss on the latency shifts of the auditory brainstem responses as a results of increased stimulus rate. „Audiology" 25, 101-106.

Don M., Allen A. R., Starr A., 1977: Effects of click rates on the latency of the auditory brainstem responses in humans. „Ann. Otol. Rhinol. Laryngol." 86, 186-195.

Don M., Ponton C., Eggermont J., 1998: The effects of sensory hearing loss on cochlear filter times estimated from auditory brainstem response latencies. „J. Acoust. Soc. Am." 104, 4, 2280-2289.

Drift J.F. C. van der, Brocaar M. P., van Zanten G. A., 1987: The relation between the pure -ton audiogram and the click auditory brainstem responses threshold in cochlear hearing loss. „Audiology" 26, 1-10.

Eggermont J., Don M., 1980: Analysis of the click-evoked auditory brainstem potentials in humans using high-pass noise masking. II. Effect of click intensity. „J. Acoust. Soc. Am." 68, 1671-1675.

Elberling C., 1979: Auditory electrophysiology: spectral analisys of cochlear and brain stem evoked potentials. „Scand. Audiol." 8, 57-64.

Eyshold U., Schreiner Ch., 1982: Maximum lenght sequences-a fast method for measuring brain-stem-evoked responses. „Audiology " 21, 242-250 .

Freeman S., Sohmer H., Silver S., 1991: The effect of stimulus repetition rate on the diagnostic efficacy of the auditory nerve-brain-stem evoked response. „Electroenceph. Clin. Neurophysiol." 78, 284-290.

Gerling I., Finitzo-Hieber T., 1983: Auditory brianstem response with high stimulus rate in normal and patient populations. „Ann. Otol. Rhinol. Laryngol." 92, 119-123.

Kochanek K., Janczewski G., Skarżyński H., Zakrzewska-Pniewska B., Marchel A., Grzanka A., Piłka A., Jaśkiewicz M., Tacikowska G., 1998: Forward masking of auditory brainstem responses in normal hearing and in retrocochlear hearing loss. „Central and East European Journal of Oto-Rhino-Laryngology and Head and Neck Surgery" III, 2 (10), 251-257.

Lasky R., Perlman J., Hecox K., 1992: Maximum lenght sequence auditory evoked responses in human newborns and adults. „J. Am. Acad. Audiol." 3, 383-389.

Lasky R., Shi Y., Hecox K., 1993: Binaural maximum lenght sequence auditory-evoked brain-stem responses in human adults.„J. Acoust. Soc. Am." 93, 2077-2087.

Leung S., Slaven A., Thornton A., Brickley G., 1998: The use of high stimulus rate auditory brainstem responses in the estimation of hearing threshold. „Hear. Res." 123, 201-205.

Lina -Granade G., Collet L., Morgon A., 1994: Auditory-evoked brainstem responses elicited by maximum-lenght sequences in normal and sensorineural ears. „Audiology" 33, 218-236

Malinoff R. L., Spivak L. G., 1990: Effect of stimulus parameters on auditory brainstem response spectral analysis. „Audiology" 29, 21-28.

Paludetti G., Maurizi M., Ottaviani F., 1983: Effects of stimulus repetition rate on the auditory brainstem responses (ABR). „Am. J. Otol." 4, 226-234.

Thornton A. R. D., Slaven A., 1993: Auditory brainstem responses recorded at fast stimulation rates using maximum length sequences. „Br. J. Audiol." 27, 205-210.