Audiofonologia Tom XV 1999

Jan Zając¹, Krzysztof Kochanek^{1,2}, Stanisław Pietraszek³, Adam Piłka^{1,2}, Henryk Skarżyński^{1,2}

¹ Katedra i Klinika Otolaryngologii AM, Warszawa
² Instytut Fizjologii i Patologii Słuchu, Warszawa
³ Zakład Elektroniki Biomedycznej, Instytut Elektroniki, Politechnika Śląska, Gliwce

Automatyczne oznaczanie szczytu fali V słuchowych potencjałów wywołanych pnia mózgu za pomocą funkcji korelacji – wyniki wstępne

Automatic Detection of Wave V of Auditory Brainstem Responses Using Correlation Function – Preliminary Results

Słowa kluczowe: słuchowe potencjały wywołane pnia mózgu, automatyczna detekcja. Key words: auditory brainstem responses, automatic detection.

Streszczenie

W pracy przedstawiono opis algorytmu automatycznej detekcji fali V słuchowych potencjałów wywołanych pnia mózgu wykorzystującego funkcję korelacji. Algorytm zastosowano do analizy odpowiedzi pnia mózgu rejestrowanych dla trzasku procedurą szeregu natężeniowego w zakresie intensywności od 10 do 100 dB nHL. Porównanie wyników oznaczenia szczytów fali V w zespole ekspertów oraz za pomocą opracowanego algorytmu wykazało 93% zgodność wyników.

Summary

This paper presents an algorithm of automatic identification of wave V of auditory brainstem responses by means of correlation function with normalized response. The algorithm was applied for threshold determination using 100 us clicks with intensities ranging from 10 to 100 dB nHL. The performance of the developed algorithm showed 93% agreement with visual inspection of experts.

Automatyczne oznaczanie szczytu fali V słuchowych potencjałów wywołanych ... 219

W praktyce klinicznej badanie słuchowych potencjałów wywołanych pnia mózgu – ABR wykorzystuje się w ocenie progu słyszenia oraz w diagnostyce różnicowej zaburzeń słuchu. Do oceny progu słyszenia wykorzystuje się próg fali V, natomiast w diagnostyce różnicowej parametry czasowe odpowiedzi – latencje i interwały czasowe oraz wykres funkcji: latencja–natężenie. Parametry czasowe odpowiedzi wyznacza się zazwyczaj na podstawie oceny wzrokowej zapisu odpowiedzi, co oznacza, że ma duży wpływ doświadczenia osoby interpretującej zapisy odpowiedzi na wynik badania.

W nowoczesnych urządzeniach do obiektywnych badań słuchu dąży się do tego, aby wszystkie etapy badania odbywały się w sposób automatyczny, łącznie z oceną wyniku badania, co w oczywisty sposób prowadzi do skrócenia czasu badania [Hoke 1991; Henry 2000]. Takie rozwiązania stosuje się obecnie w większości nowoczesnych urządzeń do audiometrii impedancyjnej, które umożliwiają automatyczne przeprowadzenie badania oraz automatyczną ocenę jego wyniku. W przypadku słuchowych potencjałów wywołanych pnia mózgu wiele produkowanych obecnie urządzeń umożliwia automatyczną realizację procesów stymulacji i akwizycji, ale do rzadkości należą urządzenia, w których analiza wyników odbywa się w sposób automatyczny. Przykładami urządzeń, w których doskonale rozwiazano problem detekcji fali V, sa amerykańskie urządzenia Algo-1 oraz Algo-2 firmy Natus [Herrmann 1995; Hall 1987; Kileny 1989]. W urządzeniach tych przeznaczonych do badań przesiewowych słuchu u noworodków automatycznie realizowane są procesy akwizycji, stymulacji i analizy odpowiedzi dla trzasku o intensywności 35 dB nHL. Po zakończeniu badania operator otrzymuje informacje o tym, czy w zapisie odpowiedzi była obecna fala V. Problem automatycznej interpretacji zapisu odpowiedzi jest złożony, czego efektem jest m.in. brak urządzeń z automatyczna analiza wyników badań. Niemniej podejmowane są wciąż liczne próby opracowania odpowiednich algorytmów przy zastosowaniu różnych zaawansowanych metod statystycznych, które umożliwią automatyczną analizę wyników badań [Don 1984; Neely 1999; Sturzebecher 1997].

W niniejszej pracy podjęto próbę opracowania algorytmu, który umożliwi automatyczną detekcję szczytu fali V w odpowiedziach rejestrowanych procedurą szeregu natężeniowego oraz automatyczne wykreślanie wykresu funkcji: latencja-natężenie.

I. OPIS ALGORYTMU

Algorytm opracowywano dla odpowiedzi pnia mózgu rejestrowanych procedurą szeregu natężeniowego dla bodźca typu trzask. W pierwszym etapie

spośród wyników badań ABR zgromadzonych w Instytucie Fizjologii i Patologii Słuchu oraz Klinice Otolaryngologii Akademii Medycznej w Warszawie wyselekcjonowano 50 badań osób o słuchu normalnym oraz 50 zestawów odpowiedzi osób z ubytkami słuchu typu ślimakowego o różnej wielkości. W grupie osób o słuchu normalnym wartości progu słyszenia nie przekraczały 20 dB HL w całym zakresie częstotliwości audiometrycznych, natomiast w grupie osób z ubytkami ślimakowymi 80 dB HL dla częstotliwości powyżej 2 kHz. Przykład szeregu natężeniowego osoby o słuchu normalnym przedstawiono na ryc 1. Pasmo wzmacniacza biologicznego wynosiło od 200 do 2000 Hz, a czas analizy 10 lub 20 ms. Częstość powtarzania bodźca zawierała się w granicach 31-37/s. W badaniach stosowano trzask o naprzemiennej polaryzacji. W wybranych zestawach odpowiedzi szczyt fali V oznaczono w zespole 3 osób o dużym doświadczeniu.



Ryc. 1 Przykład zestawu odpowiedzi ABR zarejestrowanych procedura szeregu natężeniowego u osoby o słuchu normalnym

Korzystając z funkcji matematycznej sumowania, w którą jest wyposażony system do badań elektrofizjologicznych słuchu o nazwie "Eptest" z zestawów odpowiedzi osób o słuchu normalnym, wyznaczono uśrednione odpowiedzi dla trzasku o następujących intensywnościach: 100, 90, 80, 70, 60, 50, 40, 30, 20 i 10 dB nHL. Indywidualne przebiegi wyjściowe oraz uśrednione odpowiedzi dla różnych intensywności przedstawiono na ryc. 2. Na podstawie danych z ryc. 2, sporządzono wzorcowy szereg natężeniowy odpowiedzi pnia mózgu wywoływanych trzaskiem o intensywnościach z zakresu od 10 do 100 dB nHL, który przedstawiono na ryc. 3. Średnie wartości parametrów czasowych wzorcowej odpowiedzi poszczególnych intensywności trzasku są przestawione w tab. 1. Wartości te nie różnią się w sposób istotny od danych prezentowanych w piśmiennictwie.



Ryc. 2. Indywidualne oraz uśrednione odpowiedzi ABR dla trzasku o różnych intensywnościach

Tab. 1. Średnie wartości i odchylenie standardowe	latencji oraz interwałów czasowych odpowiedzi
pnia mózgu wywoływanych trza	skiem o różnej intensywności

Intensywność w dB nHL	Latencje poszczególnych fal w ms			Interwały czasowe w ms		
	Ι	III	v	I-III	III-V	I-V
100	1.49 +/- 0,06	3,77 +/- 0,11	5,71 +/- 0,14	2,28 +/- 0,10	1,92 +/- 0.11	4,23 +/- 0,12
90	1,54 +/- 0,10	3,80 +/- 0,16	5,72 +/- 0,20	2,26 +/- 0,10	1,91+/- 0.13	4,19 +/- 0.17
80	1,67 +/- 0,13	3,90 +/- 0,18	5,80 +/- 0,24	1,54 +/- 0,10	1,90 +/- 0.15	4,16 +/- 0.22
70	1,90 +/- 0,17	4,10 +/- 0,23	5,96 +/- 0,27	2,23 +/- 0,10	1,86 +/- 0.17	4,07 +/- 0,27
60	2,19 +/- 0,25	4,32 +/- 0,25	6,20 +/- 0,30	2,19 +/- 0,24	1,87 +/- 0.20	3,97 +/- 0.27
50	2,55 +/- 0,31	4,76 +/- 0,31	6,56 +/- 0,33	2,15 +/- 0,26	1,77 +/- 0.23	4,04 +/- 0,27
40	2,76 +/- 0,38	5,08 +/- 0,24	6,98 +/- 0,39	2,23 +/- 0,20	1,83 +/- 0.21	4,13 +/- 0.40
30		5,38 +/- 0,25	7,43 +/- 0,50		1,92 +/- 0.29	
20			7,92 +/- 0,46			
10			8,44 +/- 0,48			





Podstawę opracowanego algorytmu detekcji szczytu fali V stanowi funkcja korelacji badanego przebiegu z wybranym wzorcem fali V. Metoda bazująca na funkcji korelacji wydaje się metodą najwłaściwszą z uwagi na charakter V fali. Ma ona kształt, który w nieznacznym stopniu zmienia się przy zmianach intensywności lub częstości powtarzania bodźca. Metoda korelacyjna polega na szukaniu znanego kształtu (w tym przypadku odpowiednio dobranego wzorca) w badanej odpowiedzi.

Funkcja korelacji jest zdefiniowana następująco:

$$K_t = \sum_{i=0}^{N} W_i * B_{t+i}$$

gdzie:

K_t – wartość funkcji korelacji w czasie t,

W_i – wartość amplitudy wzorca w czasie i,

 $B_{t+i} \ -$ wartość amplitudy badanego przebiegu w czasie t+i.

W pierwszym etapie opracowywania metody jako wzorce zastosowano odpowiedzi przedstawione na ryc. 3. Ponieważ próby testowania algorytmu na wybranych w pierwszym etapie pracy zestawach odpowiedzi nie były zadowalające, postanowiono zmienić wzorzec odpowiedzi, opierając się przy jego opracowywaniu na odpowiedzi dla bodźca o dużej intensywności, w tym przypadku 90 dB nHL. Odpowiedź ta charakteryzuje się dużą powtarzalnością i znacznie mniejszym niż dla niskich intensywności rozrzutem międzyosobniczym wartości parametrów czasowych. Na ryc. 4 przedstawiono wzorcową falę V zastosowaną w kolejnym etapie opracowywania algorytmu.



Ryc. 4. Wzorzec fali V dla trzasku o intensywności 90 dB nHL

Przedstawiony wzorzec stosowano do analizy odpowiedzi o różnych intensywnościach. Z uwagi na fakt, że dla niższych intensywności fala V ma niższą amplitudę i dłuższą latencję, wzorce odpowiedzi dla tych intensywności utworzono z wzorca fali V dla 90 dB nHL poprzez zastosowanie procesu nadpróbkowania (ang. *oversampling*).



Ryc. 5. Porównanie parametrów wzorców fali V dla intensywności 30 i 90 dB nHL

Po dokonaniu analizy wzorcowych odpowiedzi przedstawionych na ryc. 3, przyjęto, że dla odpowiedzi dla bodźca o intensywności 30 dB nHL współczynnik nadpróbkowania wyniesie 1,2. Dla odpowiedzi wywoływanych trzaskiem o intensywnościach z zakresu od 30 do 90 dB nHL wartość współczynnika nadpróbkowania będzie się zmieniała w sposób liniowy od wartości 1 dla 90 dB nHL do wartości 1,2 dla intensywności 30 dB nHL. Na ryc. 5 przedstawiono porównanie kształtów i parametrów fali V dla intensywności 30 i 90 dB nHL.

Na ryc. 6 przedstawiono opracowane wzorce fali V dla trzasku o intensywnościach z zakresu od 20 do 90 dB nHL, natomiast na ryc. 7 przykład odpowiedzi dla bodźca o intensywności 90 dB nHL, wzorzec odpowiedzi oraz przebieg funkcji korelacyjnej. Szczyt funkcji korelacji znajduje się w miejscu, gdzie w badanym przebiegu oznaczony jest szczyt fali V.







222

J. Zając, K. Kochanek, S. Pietraszek, A. Piłka, H. Skarżyński

W opracowanym algorytmie przyjęto następujące kryteria na występowanie fali V: maksimum funkcji korelacji nie może być mniejsze niż 650 nV2, a czas, w którym funkcja korelacji osiąga 75% swojej maksymalnej wartości, nie może być dłuższy niż 1 ms. Drugie kryterium można określić jako badanie stromości funkcji korelacji. Przyjęte wartości dobrano eksperymentalnie po dokonaniu analizy zestawu 344 odpowiedzi. Spośród tych odpowiedzi ekspert oznaczył szczyty V fali w 244 odpowiedziach. Przy podanych wyżej kryteriach algorytm oznaczył automatycznie 240 szczytów.

II. TESTOWANIE ALGORYTMU

Algorytm automatycznej detekcji fali V poddano próbom klinicznym na losowo wybranych zestawach odpowiedzi ABR osób o słuchu normalnym (n = 30) oraz osób z ubytkami słuchu typu ślimakowego o różnej wielkości (n = 70).

W zestawach tych trzech niezależne doświadczone osoby oznaczyły wzrokowo szczyty fali V. Wyniki oznaczeń szczytów dokonanych przez poszczególne osoby różniły się tylko w dwóch przypadkach. Te same zestawy odpowiedzi oceniono za pomocą opracowanego algorytmu. Wyniki analizy obecności fali V w odpowiedziach ABR dokonanej za pomocą algorytmu w odniesieniu do oznaczeń zespołu ekspertów były następujące:

liczba analizowanych odpowiedzi	304
liczba oznaczonych szczytów przez zespół ekspertów	244
liczba odpowiedzi oznaczonych algorytmem	240
zgodność oznaczeń ekspertów i algorytmu	93%

Na ryc. 8 przedstawiono przykład oznaczenia fali V przy zastosowaniu algorytmu automatycznej detekcji fali V. W zapisach tych algorytm poprawnie rozpoznał obecność fali V dla wszystkich poziomów trzasku.

III. OMÓWIENIE WYNIKÓW

Uzyskane na obecnym etapie wyniki automatycznej detekcji fali V za pomocą opracowanego algorytmu są stosunkowo dobre, ale jednak nieco gorsze niż ocena ekspertów. Z klinicznego punktu widzenia 93% zgodność wyników ocen ekspertów i algorytmu jest zadowalająca, ponieważ zastosowanie automatycznego oznaczania szczytu fali V znacznie skraca czas opracowywania wyników, w tym przypadku sporządzania wykresu funkcji: latencja–natężenie. Jeżeli nawet istnieje potrzeba skorygowania w kilku przypadkach niewłaściwych oznaczeń dokonanych prze automatyczny algorytm, to i tak proces ten zabiera mniej czasu niż oznaczenie ręczne szczytu fali V we wszystkich odpowiedziach.



Ryc. 8. Przykład automatycznego oznaczenia fali V oraz wyznaczenia wykresu funkcji: latencja-natężenie

W kolejnych etapach opracowywania algorytmu w celu poprawy jego efektywności planuje się wprowadzenie dodatkowych funkcji uwzględniających, przy oznaczaniu szczytu fali V dla niższych intensywności, położenie fali V dla wyższych intensywności oraz wykorzystanie zależności pomiędzy latencjami odpowiedzi dla różnych intensywności, opisanych funkcją: latencja–natężenie.

Bibliografia

- Don M., Elberling C., Waring M. (1984): Objective detection of averaged brainstem responses. "Scand. Audiol." 13, 219-228.
- Hall III J. W., Kileny P., Ruth R., Kripal J. (1987): Newborn auditory screening with Algo-1 vs. conventional brain-stem response. "ASHA" 29, 120-124.
- Henry J., Fausti S., Kempton J., Trune D., Mitchell C. (2000): Twenty-stimulus train for rapid acquisition of auditory brainstem responses in humans. "J. Am. Acad. Audiol." 11, 103-113.
- Hoke M., Pantev C., Ansa L., Lütkenhöner B., Herrmann E. (1991): A timesaving BERA technique for frequency-specific assessment of the auditory threshold through tone-pulse series stimulation (TOPSTIM) with simultaneous gliding high-pass noise masking (GHINOMA): "Acta Otolaryngol. Suppl. (Stockh)" 482, 45-56.

224

226 J. Zając, K. Kochanek, S. Pietraszek, A. Piłka, H. Skarżyński

Herrmann B., Thornton A., Joseph J. (1995): Automated infant hearing screening using ABR: development and vaidation. "Am. J. Audiol." 4, 2, 6-14.

Kileny P. (1988): New insights of infant ABR hearing screening. "Scand. Audiol." Suppl. 30, 81-88.

- Neely S., Gorga M., Dorn P. (1999): Optimized methods for automated detection of auditory brainstem responses in humans. "Abstracts of the Twent-Second Midwinter Research Meeting Association for Research in Otolaryngology" February 13-18, 1999, St. Petersburg Beach, Florida, USA, 22, 46.
- Sturzebecher E., Cebulla M. (1997): Objective detection of auditory evoked potentials. Comparison of several statistical tests in the frequency domain on the basis of near-treshold ABR data. "Scand. Audiol." 26, 7-14.