

System automatycznej detekcji słuchowych potencjałów wywołanych pnia mózgu. II. Ocena działania systemu dla danych klinicznych

System for automatic detection of auditory brainstem responses. II. Evaluation of the system for clinical data

BARTOSZ TRZASKOWSKI^{1,2/}, KRZYSZTOF KOCHANEK^{1,2/}, W. WIKTOR JĘDRZEJCZAK^{1,2/}, ADAM PIŁKA^{1,2/}, HENRYK SKARŻYŃSKI^{1,2/}

^{1/} Instytut Fizjologii i Patologii Słuchu, Warszawa

^{2/} Światowe Centrum Słuchu, Kajetany

Wprowadzenie. Podstawą dokładnej oceny jakości działania automatycznego systemu detekcji ABR, powinno być określenie jego wydajności w przypadku danych rejestrowanych podczas typowej pracy klinicznej.

Cel pracy. Ocena jakości działania nowatorskiego systemu automatycznej detekcji słuchowych potencjałów wywołanych pnia mózgu dla danych klinicznych.

Materiał i metody. System ma postać komputerowego algorytmu skonstruowanego w oparciu o metodologię z zakresu statystyki i analizy sygnałów. Został przetestowany na dużej liczbie zapisów ABR zarejestrowanych w grupie osób z prawidłowym słuchem oraz w grupie pacjentów z uszkodzeniami ślimakowymi słuchu. Wyniki działania systemu zostały porównane z oznaczeniami ekspertów.

Wyniki. System charakteryzuje się dużą zgodnością z ekspertami w ocenach zapisów zarówno dla osób z prawidłowym słuchem, jak i z uszkodzeniami ślimakowymi słuchu.

Wnioski. Opracowany system może pełnić funkcję wspomagającą osobę oceniającą badanie ABR podczas typowej pracy klinicznej.

Słowa kluczowe: słuchowe potencjały wywołane pnia mózgu, automatyczna detekcja odpowiedzi, ABR

Introduction. A detailed evaluation of the quality of operation of automatic auditory brainstem responses (ABRs) detection system should be based on determination of its performance using data recorded during a typical clinical duty.

Aim. The main purpose of this study was to evaluate performance of a novel ABR detection system for clinical data.

Material and methods. The system relies on a computer algorithm based on the methodology used in the fields of statistics and signal processing. It was tested using a large number of ABRs recorded in a group of people with normal hearing and in a group of patients with sensorineural hearing loss. Results from the system were compared with those from human experts.

Results. Results from the system showed a high consistency with expert assessments for a set of ABR tests recorded both in people with normal hearing and in those with sensorineural hearing loss.

Conclusions. The developed system could be useful as a module supporting the person assessing ABR results during typical clinical routines.

Key words: auditory brainstem response, automatic response detection

© Otorynolaryngologia 2013, 12(4): 183-189

www.mediton.pl/orl

Adres do korespondencji / Address for correspondence

mgr Bartosz Trzaskowski
Instytut Fizjologii i Patologii Słuchu
ul. Mochackiego 10, 02-042 Warszawa
Światowe Centrum Słuchu, Kajetany, ul. Mokra 17, 05-830
Nadarzyn
tel. 22 356 03 59; e-mail: b.trzaskowski@ifps.org.pl

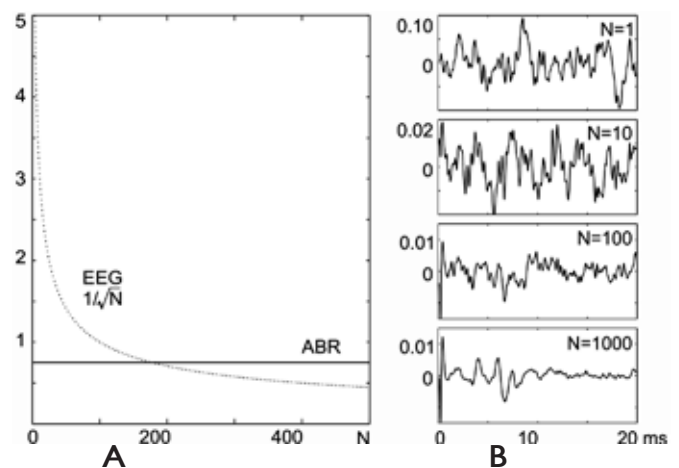
WSTĘP

Słuchowe potencjały wywołane pnia mózgu (ang. *Auditory Brainstem Responses*, ABR) zostały opisane w 1970 roku przez Jewetta i zespół [1,2]. Obecnie stanowią jedną z najbardziej rozpowszechnionych metod obiektywnej diagnostyki słuchu [3,4]. Znajdują zastosowanie przede wszystkim w ocenie proggu słyszenia oraz diagnostyce pozaslimakowych zaburzeń słuchu [5]. Ocena wyniku badania ABR wykonywana jest przy pomocy wzrokowego oszacowania obecności odpowiedzi w zapisie, a jej jakość i wiarygodność zależy od doświadczenia osoby oceniającej badanie. Powoduje to ryzyko wystąpienia rozbieżności w ocenie wyników pomiędzy klinicystami lub ośrodkami.

Próbie oszacowania wpływu subiektywnego elementu w postaci wzrokowej oceny wyniku badania ABR podjęli w 2004 roku Michael Vidler i David Parker [6]. Grupie 16 ekspertów postawiono zadanie określenia proggu odpowiedzi dla 12 szeregów natężeniowych wytwarzanych w komputerowej symulacji badania. Średnio eksperci posiadali ponad 15-letnie doświadczenie w audiologii i ponad 8 lat w ocenie badań ABR. Oceny ekspertów charakteryzowały się dużym rozrzutem. Nie było żadnego szeregu natężeniowego, dla którego eksperci byłiby zgodni w ocenie proggu, a największa różnica pomiędzy oznaczonymi przez ekspertów progami wynosiła 60 dB. W przypadku 9 z 12 szeregów różnica pomiędzy najwyższym, a najniższym oszacowaniem proggu wynosiła 35 dB lub więcej. Wyniki tego eksperymentu pokazały dobitnie, że subiektywna, wzrokowa ocena wyników badania ABR może mieć bardzo duży wpływ na rozrzut wyników oceny badań ABR.

Trudności związane ze wzrokową oceną wyniku badania ABR, w głównej mierze powodowane są małą amplitudą odpowiedzi i dużą liczbą silnych zakłóceń występujących podczas badania. Zakłócenia te mogą być związane bezpośrednio z osobą badaną lub pochodzić z otoczenia. Udział zakłóceń pochodzących z otoczenia można zmniejszać poprzez poprawę warunków rejestracji i parametrów urządzeń pomiarowych. Zakłócenia pochodzące od osoby badanej minimalizuje się poprzez odpowiednie ułożenie ciała, ograniczanie możliwości ruchu i zmniejszenie napięcia mięśniowego osoby badanej. Jednak w praktyce nie jest możliwe całkowite ich wyeliminowanie. Głównymi rodzajami aktywności zakłócającymi pomiary ABR są elektryczna aktywność mięśni i spontaniczna aktywność mózgu rejestrowana jako elektroencefalogram (ang. *Electroencephalogram*, EEG) [7]. Słuchowe odpowiedzi wywołane pnia mózgu są zapisami zmian

potencjału mierzonymi na powierzchni czaszki w odpowiedzi na bodziec słuchowy. Amplituda tych zmian jest rzędu dziesiątych części mikrowolta. Na tle ciągłej spontanicznej elektrycznej aktywności mózgu o amplitudzie z zakresu 10-100 μV ich wkład jest niezauważalny w pojedynczych rejestracjach. W celu wydobywania odpowiedzi ABR z tła EEG stosuje się proces uśredniania dużej liczby rejestracji, w którym wkład spontanicznej elektrycznej aktywności mózgu, nie związanej z bodźcem i przypadkowej w skali czasowej charakterystycznej dla ABR, zmniejsza się wraz ze wzrostem liczby uśrednień (ryc. 1). Pojedyncze przypadkowe zakłócenia rejestrowane podczas badania ABR najczęściej są usuwane z zapisu poprzez odrzucenie pojedynczych rejestracji zawierających artefakty.



Ryc. 1. Teoretyczna zależność amplitudy spontanicznej elektrycznej aktywności mózgu i słuchowych potencjałów wywołanych pnia mózgu od liczby uśrednień pojedynczych rejestracji (A). Wpływ procesu uśredniania pojedynczych rejestracji na wydobywanie odpowiedzi ABR z tła w przykładowym zapisie dla osoby z normą słuchową (B).

Urządzenia kliniczne stosowane do rejestracji ABR są standardowo wyposażone w algorytmy uśredniania zdolne do szacowania poziomu szumu [8,9] i wykrywania oraz odrzucania artefaktów. Przy zastosowaniu procesu uśredniania i odrzucania rejestracji z artefaktami można znacząco zmniejszyć wkład większości niepożądanych składowych w zapisie ABR. Jednak całkowite usunięcie niepożądanych aktywności jest w większości przypadków niemożliwe. Dodatkowo, niektóre zakłócenia rejestrowane podczas zapisu ABR są związane z bodźcem słuchowym i nie mogą być usunięte przy pomocy tych metod [10,11].

Mała amplituda ABR, duża ilość zakłóceń w zapisie oraz zmienność morfologii odpowiedzi powodują, że prawidłowa ocena wyniku badania ABR

jest utrudniona zarówno dla doświadczonych klinicyistów jak i w przypadku systemów automatycznej detekcji odpowiedzi. W pracy [12] opisano działanie autorskiego systemu automatycznej detekcji ABR.

Celem niniejszych badań była ocena wydajności działania tego systemu w przypadku dużego zbioru danych klinicznych zawierającego zapisy osób ze słuchem prawidłowym oraz z ubytkami słuchu. W pracy skoncentrowano się na analizie proggu fali V.

MATERIAŁ I METODA

Testowany system detekcji słuchowych potencjałów wywołanych pnia mózgu ma postać komputerowego algorytmu stworzonego w oparciu o metody z zakresu statystyki i analizy sygnałów. Zdolność systemu do automatycznego wyznaczania proggu odpowiedzi ABR została przetestowana przy użyciu dużej liczby zapisów klinicznych. Dane pochodziły z archiwum Instytutu Fizjologii i Patologii Słuchu (IFPS). Odpowiedzi ABR zostały zarejestrowane przez grupę pracowników IFPS, doświadczonych w wykonywaniu badań ABR. Dane zawierały zapisy szeregów natężeniowych, zarówno kobiet jak i mężczyzn. Wszystkie pomiary wykonywane były procedurą szeregu natężeniowego, dla bodźca typu trzask. Do analizy wybrano wyłącznie dane zarejestrowane jednym typem urządzenia (tab. I). Badania zostały ocenione przez dwóch ekspertów z wieloletnim doświadczeniem w zakresie rejestracji i analizy zapisów ABR. W grupie osób ze słuchem prawidłowym przeanalizowano 123, a w grupie osób ze ślimakowymi ubytkami słuchu 246 szeregów natężeniowych. W sumie w zbiorze 369 szeregów natężeniowych przeanalizowano zapisy dla 2032 odpowiedzi dla różnych natężeń bodźca: 740 w grupie osób z prawidłowym słuchem i 1292 w grupie osób z ubytkami słuchu.

Tabela I. Charakterystyka systemu pomiarowego użytego do rejestracji analizowanych w pracy zapisów klinicznych

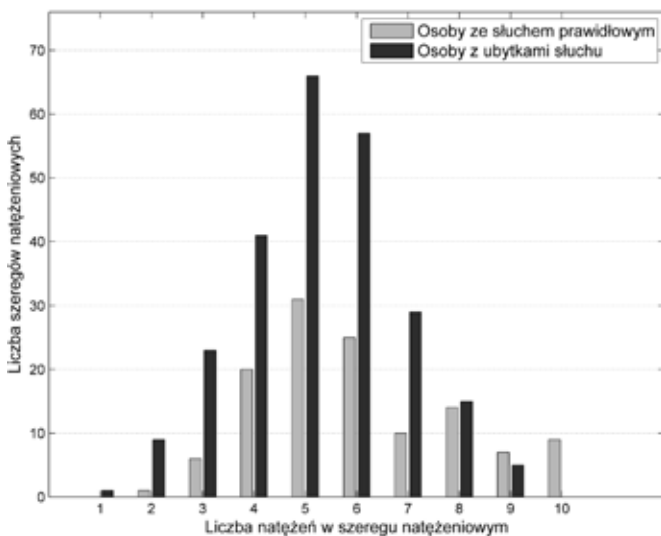
System pomiarowy	Audio-Evoked Potentials TESTer ver. 2.1
Producent	PEM (Pracownia Elektroniki Medycznej)
Słuchawki	Nauszne TDH-39
Typ bodźca	Trzask 100 μ s
Natężenie bodźca	10 - 100 dB nHL
Pasma wzmacniacza	200 - 1000 Hz
Wzmocnienie	5, 10 lub 20 μ V/V
Częstość podawania bodźca	27, 31, 37 Hz
Długość okna akwizycji	10 i 20 ms
Polaryzacja	Naprzemienna
Metoda uśredniania	Liniowa

Autorski system automatycznej detekcji był uprzednio testowany przy użyciu danych klinicznych zarejestrowanych specjalnie w celu oszacowania jakości jego działania [12]. Dane te zostały zarejestrowane w grupach osób ze słuchem prawidłowym (21 osób) oraz z ubytkami słuchu (14 osób) według jednorodnej specjalnie opracowanej pod tym kątem procedury pomiarowej. System charakteryzował się dobrą zgodnością w wykrywaniu proggu odpowiedzi z oznaczeniami ekspertów, osiągając wydajność podobną do opisywanych w literaturze [13-17].

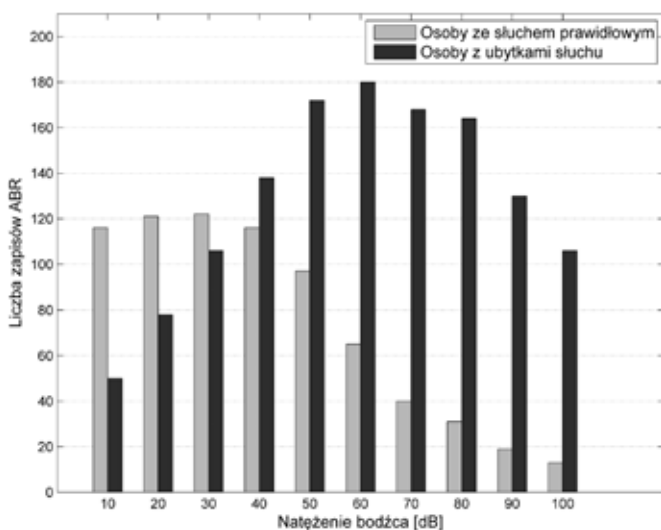
W niniejszej pracy podjęta została próba oszacowania jakości działania systemu dla znacznie większej liczby zapisów (3289), rejestrowanych podczas typowej pracy klinicznej. Zapisy rejestrowane były w standardowych w praktyce klinicznej warunkach według typowo stosowanych procedur pomiarowych. W przypadku tego zbioru danych najważniejsze było to, żeby reprezentował typowe pomiary kliniczne i dane te jako takie, posiadały dwie niekorzystne cechy z punktu widzenia oceny wydajności systemu. Po pierwsze, część szeregów posiadała tylko jeden zapis dla wysokich wartości natężenia bodźca słuchowego, dla których odpowiedź była silna i dobrze widoczna. W tych przypadkach drugi zapis został wytworzony w systemie automatycznej detekcji poprzez dodanie sygnału symulującego EEG wytwarzanego przy zastosowaniu matematycznego modelu autoregresyjnego [18,19]. W zbiorze 740 par zapisów ABR dla grupy osób ze słuchem normalnym było 348 (47%) przypadków, w których zarejestrowano po dwa zapisy dla tego samego natężenia oraz 392 przypadki (53%), dla których wykonano tylko pojedynczą rejestrację odpowiedzi dla danego natężenia. Drugi przebieg został komputerowo wytworzony w oparciu o przebieg rzeczywisty. W grupie pacjentów ze ślimakowymi ubytkami słuchu, spośród 1292 par zapisów w 383 przypadkach (30%) drugi zapis dla odpowiedzi na dany bodziec był wytwarzany przy użyciu pierwszego, rzeczywistego zapisu klinicznego. Pod kątem oceny jakości działania algorytmu było to niekorzystne, ponieważ system nie dysponował informacją zgodną z założeniami pracy algorytmu. Algorytm został zaprojektowany do wykorzystania informacji pochodzącej z dwóch zapisów i nie mógł w pełni wydajnie wykorzystać niektórych elementów składowych, na przykład modułów wstępnego szacowania obecności odpowiedzi lub warunków współwystępowania określonych struktur w obu zapisach. Po drugie, badane zapisy rejestrowane były przez różne osoby i w zależności od przyzwyczajień osoby przeprowadzającej badanie i warunków klinicznych, w szeregach natężeniowych występowały

zapisy dla różnej liczby natężeń bodźca poniżej progu odpowiedzi. W przypadku niektórych zapisów algorytm nie miał możliwości znacznego zaniżenia progu odpowiedzi względem jego rzeczywistej wartości.

Z uwagi na fakt, że do analizy pobrano zapisy ABR zarejestrowane podczas typowych badań zbiorów ten był niejednorodny pod względem liczby zapisów w szeregach natężeniowych oraz pod względem rozkładu wartości natężeń bodźców słuchowych. Histogram liczby zapisów w szeregach natężeniowych dla



Ryc. 2. Rozkład liczb natężeń bodźca w poszczególnych szeregach natężeniowych zarejestrowanych w grupach osób ze słuchem prawidłowym oraz ze ślimakowymi ubytkami słuchu. Liczba natężeń w szeregu natężeniowym oznacza liczbę natężeń bodźca słuchowego dla których przeprowadzono rejestracje w badaniu progowym ABR wykonywanym metodą szeregu natężeniowego.



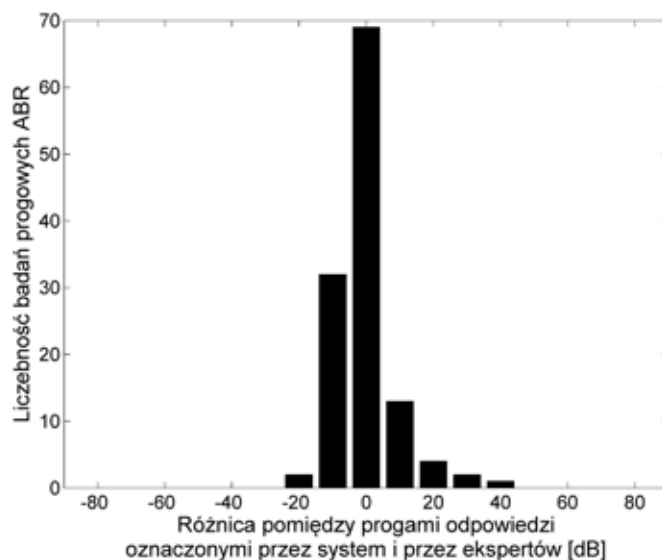
Ryc. 3. Rozkład natężeń bodźca słuchowego typu trzask 100 µs w zbiorach zapisów ABR zarejestrowanych dla grup osób z prawidłowym słuchem oraz z ubytkami słuchu.

grupy osób ze słuchem prawidłowym i z ubytkami słuchu pokazany jest na rycinie 2. Rycina 3 przedstawia rozkład natężeń bodźca w zbiorach danych obu tych grup.

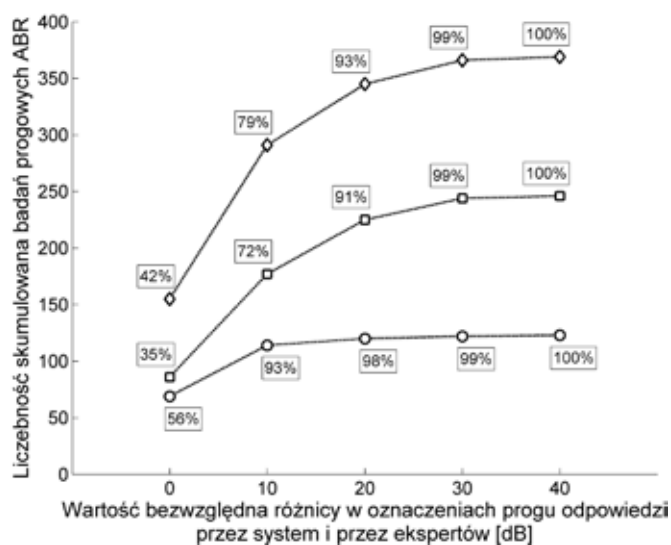
WYNIKI

Rozkład różnic w oznaczeniu progu fali V przez system i przez ekspertów dla grupy osób ze słuchem prawidłowym został przedstawiony na rycinie 4. Większość różnic mieściła się w przedziale ± 20 dB. Na rycinie 5 przedstawiono wykres skumulowanych wartości bezwzględnych różnic pomiędzy oznaczeniami progów fali V ekspertów i automatycznego algorytmu. Jak wynika z przedstawionego wykresu, w 98% przypadków różnice pomiędzy progami oznaczonymi przez ekspertów i algorytm były nie większe niż 20 dB. W 93% zapisów różnice nie były większe niż 10 dB, a w ponad połowie przypadków (56%) system wyznaczył próg odpowiedzi zgodnie z oceną ekspertów.

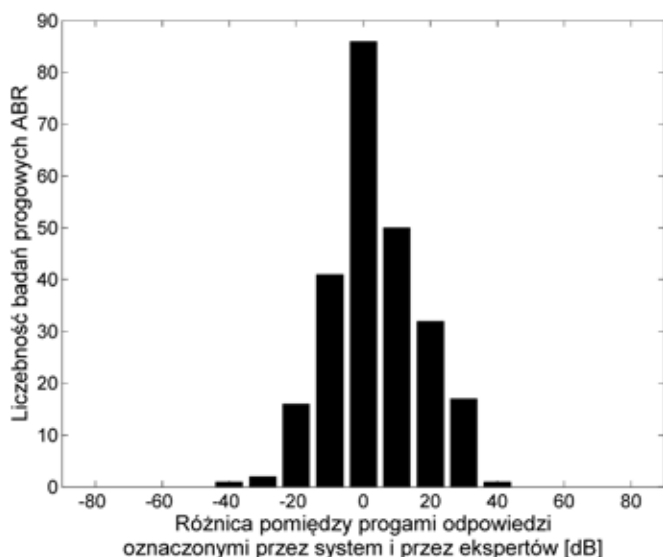
W grupie osób ze ślimakowymi ubytkami słuchu rozrzut różnic w oznaczeniach progu był większy (ryc. 6), jednak prawie wszystkie różnice zawierały się w przedziale od -20 do 30 dB (98%). Na rycinie 5 przedstawiono rozkład skumulowanych wartości różnic w oznaczeniach progu odpowiedzi dla tej grupy. Podobnie jak w przypadku grupy osób z prawidłowym słuchem, system nie pomylił się w oszacowaniu progu o więcej niż 40 dB, jednak jakość działania systemu dla tej grupy danych była zauważalnie niższa. System oznaczył próg odpowiedzi dokładnie tak jak eksperci w 35% podczas gdy w grupie pacjentów ze słuchem normalnym



Ryc. 4. Rozkład różnic w wartościach progu odpowiedzi ABR oznaczonych przez system automatycznej detekcji oraz przez ekspertów, dla osób z prawidłowym słuchem.



Ryc. 5. Wykres kumulacyjny wartości bezwzględnych różnic w oszacowaniach progu odpowiedzi ABR wykonanych przez system automatycznej detekcji oraz przez ekspertów, dla osób z prawidłowym słuchem (okrągły znacznik), dla osób z ubytkami słuchu (kwadratowy znacznik) oraz dla całego materiału zawierającego zapisy ABR dla osób ze słuchem prawidłowym oraz z ubytkami słuchu (znacznik w kształcie rombu).



Ryc. 6. Rozkład różnic w wartościach progu odpowiedzi ABR oznaczonych przez system automatycznej detekcji oraz przez ekspertów, dla osób z ubytkami słuchu.

zgodność taka występowała w ponad połowie przypadków (56%). Dla obu grup różnice do 30 dB uzyskano w 99% przypadków.

Na rycinie 5 przedstawiono również skumulowane wykresy bezwzględnych różnic pomiędzy oznaczeniami systemu, a ocenami ekspertów w całym materiale. W 94% przypadków różnice pomiędzy progami nie przekraczały 20 dB, natomiast różnice nie przekraczające 10 dB występowały w 79% przypadków. Takie same wartości progów fali V oznaczone

przez algorytm i ekspertów występowały w 42% przypadków.

DYSKUSJA

W literaturze opisywane były systemy automatycznej detekcji odpowiedzi ABR [20-24]. Jednak wydajność tych systemów była testowana na zbiorze zapisów ABR zarejestrowanych specjalnie w celu określenia jakości ich działania. W przypadku jednorodnego zbioru danych, przygotowanych przy zastosowaniu opracowanej pod tym kątem procedury pomiarowej, system testowany w niniejszej pracy charakteryzował się podobną zgodnością z oznaczeniami ekspertów jak w przypadku innych systemów. Dla zbioru 35 badań progowych ABR wykonanych w grupie osób ze słuchem prawidłowym i z ubytkami słuchu różnice w oznaczeniach progu przez system nie były większe od 20 dB względem oznaczeń ekspertów. W zakresie różnic do 10 dB system osiągnął zgodność w 94% przypadków [12].

Ocena wyników badań ABR jest utrudniona ze względu na słabą amplitudę odpowiedzi i mnogość czynników zakłócających pomiary. Nawet pomiary wykonane w dobrych warunkach, przy braku zakłóceń z otoczenia, mogą być trudne do oceny w przypadku zapisów dla bodźców o natężeniu bliskim wartości progu odpowiedzi. W praktyce klinicznej, warunki pomiarowe najczęściej są dalekie od idealnych. Występowaniu zakłóceń nie daje się zapobiec, osoby badane często nie są zrelaksowane, a czas dostępny na wykonanie rejestracji jest ograniczony. Czynniki te powodują zwiększenie udziału szumu i artefaktów w zapisach w porównaniu do optymalnych warunków pomiarowych. W przypadku nowych automatycznych systemów detekcji ABR, trudno jest ocenić jakość ich działania bez testów dla rzeczywistych danych, zarejestrowanych w typowych warunkach klinicznych.

Z tego powodu, w niniejszej pracy podjęto próbę oceny działania systemu dla zbioru danych reprezentatywnego dla typowych pomiarów klinicznych, zawierającego oprócz zapisów dobrej jakości, również odsetek rejestracji niekompletnych, o małej liczbie pojedynczych uśrednień lub z dużą ilością zakłóceń. System był testowany przy użyciu znacznie większego niż w przypadku pracy [12] zestawu danych klinicznych zawierającego 369 badań progowych wykonanych w grupach osób ze słuchem prawidłowym oraz z ubytkami ślimakowymi. Łącznie w całym materiale przeanalizowanych zostało 3289 rzeczywistych zapisów klinicznych oraz 775 zapisów wytworzonych matematycznie w oparciu o zapisy rzeczywiste. Na tym zbiorze danych system osiągnął 94% zgodność z ekspertami w oznaczeniu

progę w przedziale do 20 dB. Jest to wynik nieco gorszy niż w przypadku zbioru danych, zarejestrowanych specjalnie pod kątem oceny jakości działania algorytmu. Biorąc pod uwagę fakt, że zbiór testowych danych klinicznych charakteryzował się dużą niejednorodnością i niekompletnością wyników, ten należy uznać za bardzo dobry.

W ponad 38% zapisów jeden z dwóch zapisów dla danego natężenia bodźca nie występował i musiał być matematycznie wytwarzany w oparciu jedynie o istniejący zapis rzeczywistego pomiaru. Taka sytuacja mogła powodować efekt odwrotny do oczekiwanego i zakładanego przez system, gdzie zamiast zmniejszenia wkładu szumu następowało jego wzmocnienie, a zamiast eliminacji ewentualnych artefaktów, dodatkowe zwiększenie ich znaczenia poprzez powielenie ich w drugim zapisie. W zbiorze danych występowały również bardzo krótkie szeregi natężeniowe (ryc. 2). Ponad połowa szeregów (54%) miała do pięciu punktów długości, a w 11% przypadków długość szeregów nie przekraczała 3 zapisów. Dla tak krótkich szeregów natężeniowych testowany system automatycznej detekcji ABR działał wyłącznie w oparciu o założone kryteria, nie mogąc wykorzystać mechanizmów ekstrapolacji oczekiwanej wartości latencji fali V ani mechanizmów oceny poprawności oznaczeń. Możliwość selektywnego typowania potencjalnych składowych odpowiedzi oraz możliwość ich weryfikacji w kontekście zbiorczej informacji o charakterystykach odpowiedzi w pozostałych zapisach szeregu natężeniowego

stanowiły główny atut systemu, który w przypadku krótkich szeregów nie mógł zostać wykorzystany.

Zasadniczym celem niniejszej pracy była ocena jakości działania algorytmu automatycznej detekcji progę fali V dla danych rejestrowanych podczas typowej pracy klinicznej. Wydajność systemu w przypadku tych danych była nieco mniejsza niż w przypadku danych zarejestrowanych w optymalnych warunkach (zgodność 94% w oznaczeniu progę z dokładnością do 10 dB), czy w przypadku podobnych systemów dla specjalnie przygotowanych zapisów, o zgodności rzędu 83%-96% w zakresie do 10 dB różnicy [13-17], jednak wydaje się być zupełnie wystarczająca pod kątem zastosowania w aplikacjach wspomagających pracę osoby przeprowadzającej badania progowe ABR.

WNIOSKI

Na podstawie uzyskanych wyników sformułowano następujące wnioski:

1. Dla zbioru typowych zapisów klinicznych ABR, autorski system detekcji fali V umożliwia satysfakcjonującą ocenę progę fali V.
2. System automatycznej detekcji fali V może wspomagać pracę osób z mniejszym doświadczeniem w zakresie oceny progę fali V.

Praca naukowa finansowana częściowo ze środków na naukę w latach 2007-2010 jako projekt badawczy.

Piśmiennictwo

1. Jewett DL, Romano MN, Williston JS. Human auditory evoked potentials: possible brain stem components detected on the scalp. *Science* 1970; 167(3924): 1517-8.
2. Jewett DL, Williston JS. Auditory-evoked far fields averaged from the scalp of humans. *Brain* 1971; 94(4): 681-96.
3. Kochanek K. Słuchowe potencjały wywołane. (w) *Audiologia Kliniczna*. Śliwińska-Kowalska M (red.). Mediton, Łódź 2005: 163-76.
4. Pruszewicz A, Obrębowski A. *Audiologia kliniczna*. Zarys. Wyd. IV, WNUM, Poznań 2010: 284-317.
5. Kochanek K. Zastosowanie słuchowych potencjałów wywołanych pnia mózgu w diagnostyce zaburzeń słuchu typu pozaślimakowego. *Otorinolaryngologia* 2002; 1(3): 167-72.
6. Vidler M, Parkert D. Auditory brainstem response threshold estimation: subjective threshold estimation by experienced clinicians in a computer simulation of the clinical test. *Int J Audiol* 2004; 43(7): 417-29.
7. Berger H. Über das menschliche Elektroencephalogramm. *Archiv für Psychiatrie* 1929; 87: 527-570.
8. Elberling C, Don M. Quality Estimation of Averaged Auditory Brainstem Responses. *Scand Audiol* 1984; 13(3): 187-97.
9. Don M, Elberling C. Objective Detection of Averaged Auditory Brainstem Responses. *Scand Audiol* 1984; 13(4): 219-28.
10. Kiang NY-S, Crist AH, French M, Edwards A. Postauricular electric response to acoustic stimuli in humans. *Q Prog Rep Res Laboratory Elec MIT* 1963; 68(2): 218-25.
11. Trzaskowski B, Jędrzejczak WW, Piłka E, Kochanek K, Skarżyński H. Automatic removal of sonomotor waves from auditory brainstem responses. *Computers in Biology and Medicine* 2013; 43(5): 524-32.
12. Trzaskowski B, Jędrzejczak WW, Piłka E, Kochanek K, Skarżyński H. System automatycznej detekcji słuchowych potencjałów wywołanych pnia mózgu. I. Opis i testowanie systemu. *Otorinolaryngologia* 2013; 12(3): 137-47.
13. Vivion MC, Wolf KE, Goldstein R, Hirsch JE, McFarland WH. Toward objective analysis for electroencephalic audiometry. *J Speech Hear Res* 1979; 22(1): 88-102.
14. Sayers BMcA, McClelland R J. Evaluation of the cross correlation method for the objective detection of auditory threshold for auditory brainstem potentials. 2nd Int. Evoked Potentials Symp Cleveland, 1982.
15. Mason SM. On-Line Computer Scoring of the Auditory Brainstem Response for Estimation of Hearing Threshold. *Audiology* 1984; 23(3): 277-96.

16. Ozdamar O, Delgado RE, Eilers RE, Urbano RC. Automated electrophysiologic hearing testing using a threshold-seeking algorithm. *J Am Acad Audiol* 1994; 5(2): 77-88.
17. Vannier E, Adam O, Karasinski P, Ohresser M, Motsch JF. Computer-assisted ABR interpretation using the automatic construction of the latency-intensity curve. *Audiology* 2001; 40(4): 191-201.
18. Yu XH, He ZY, Zhang YS. Time-varying adaptive filters for evoked potential estimation. *IEEE Trans Biomed Eng* 1994; 41(11): 1062-71.
19. Yu XH, He ZY, Zhang YS. Peak component latency-corrected average method for evoked potential waveform estimation. *IEEE Trans Biomed Eng* 1994; 41(11): 1072-82.
20. Pratt H, Urbach D, Bleich N. Auditory Brainstem Evoked Potentials Peak Identification by Finite Impulse Response Digital Filters. *Audiology* 1989; 28(5): 272-83.
21. Popescu M, Papadimitriou S, Karamitsos D, Bezerianos A. Adaptive denoising and multiscale detection of the V wave in brainstem auditory evoked potentials. *Audiol Neurootol* 1999; 4(1): 38-50.
22. Zając J, Kochanek K, Pietraszek S, Piłka A, Skarżyński H. Automatyczne oznaczanie szczytu fali V słuchowych potencjałów wywołanych pnia mózgu za pomocą funkcji korelacji - wyniki wstępne. *Audiofonologia* 1999; 15: 217-26.
23. Cebulla M, Stürzebecher E, Wernecke KD. Objective detection of auditory brainstem potentials: comparison of statistical tests in the time and frequency domains. *Scand Audiol* 2000; 29(1): 44-51.
24. Lv J, Simpson DM, Bell SL. Objective detection of evoked potentials using a bootstrap technique. *Med Eng Phys* 2007; 29(2): 191-8.