

# Zastosowanie systemu automatycznej detekcji i usuwania fali sonomotorycznej z zapisu słuchowych potencjałów wywołanych pnia mózgu

## Application of the system of automatic detection and removal of sonomotor wave from auditory brainstem responses

Bartosz Trzaskowski, W. Wiktor Jędrzejczak, Edyta Piłka, Krzysztof Kochanek, Henryk Skarżyński

Institut Fizjologii i Patologii Słuchu, ul. Zgrupowania AK Kampinos 1, 01-943 Warszawa, tel. +48 22 356 03 55, e-mail: b.trzaskowski@ifps.org.pl

### Streszczenie

W pracy przedstawiono zastosowanie systemu automatycznej detekcji i usuwania artefaktów w postaci fali sonomotorycznej z zapisu słuchowych potencjałów wywołanych pnia mózgu (ABR – Auditory Brainstem Responses). System ten jest oparty na metodzie dekompozycji przybliżonych, która umożliwia wyodrębnienie z analizowanego sygnału jego składowych na podstawie kryteriów uwzględniających wartości latencji i energii oraz morfologię. Działanie systemu zostało przetestowane na danych modelowanych i rzeczywistych sygnałach ABR.

**Słowa kluczowe:** słuchowe potencjały wywołane pnia mózgu, fala sonomotoryczna

### Abstract

The application of automatic detection and removal of sonomotor waves from Auditory Brainstem Responses (ABR), is presented. The system is based on the method of adaptive approximations, which enables the isolation of the components from analyzed signal, basing on their latency, energy and the morphology. The performance of the system was evaluated on simulated signals and the real ABR recordings.

**Key words:** auditory brainstem responses, sonomotor wave

### Wstęp

Słuchowe potencjały wywołane pnia mózgu są obecnie wykorzystywane do obiektywnej oceny stanu słuchu [1]. Głównymi parametrami charakteryzującymi odpowiedź na bodziec słuchowy są amplituda i latencje poszczególnych fal. Zależą one od parametrów bodźca i fizjologicznych procesów zachodzących w drodze słuchowej. Spośród tych struktur największe znaczenie diagnostyczne ma fala V będąca przejawem synchronicznej aktywności neuronów jądra wstęgi bocznej oraz częściowo wzgórków dolnych.

Metoda badania słuchowych potencjałów wywołanych pnia mózgu jest obarczona czynnikiem subiektywnym w postaci wzrokowej oceny wyników przez osobę prowadzącą badanie [2]. Innym elementem zaburzającym jest spontaniczna elektryczna aktywność mózgu rejestrowana za pomocą elektroencefalografii (EEG – *Electroencephalography*). W celu wyróżnienia odpowiedzi ABR z tła EEG uśrednia się pojedyncze rejestracje [3]. Potencjały wywołane pnia mózgu, jako odpowiedzi silnie związane z bodźcem, sumują się w procesie uśredniania, a wkład spontanicznej aktywności mózgu przypadkowej w tej skali czasowej zmniejsza się wraz z liczbą uśrednień.

Kolejnym rodzajem zakłóceń spotykanych przy rejestracjach słuchowych potencjałów wywołanych pnia mózgu są odpowie-

dzi sonomotoryczne. Należą do nich między innymi: odruch mięśnia żwaczego (*jaw reflex*), potencjał mięśnia usznego tylnego (PAM – *Postauricular Muscle Potential*), potencjał potyliczny (*inion potential*), a także miogenne przedsionkowe potencjały wywołane (VEMP – *Vestibular Evoked Myogenic Potentials*) [4–6].

Potencjałem często nakładającym się na zapis ABR przy dużym natężeniu bodźca jest odkryty w 1963 roku potencjał generowany w mięśniu usznym tylnym [5]. Jest on rejestrowany w zapisach ABR w postaci fali sonomotorycznej (SMW – *Sonomotor Wave*) o latencji ok. 12 ms.

Ze względu na możliwość wystąpienia fali sonomotorycznej o wartości latencji niewiele większej niż latencja fali V, istnieje ryzyko błędnego oznaczenia tych fal. Opracowanie metody oczyszczania zapisu z fali sonomotorycznej mogłoby wpłynąć na zmniejszenie ryzyka wystąpienia takiej sytuacji. Usuwanie fali sonomotorycznej z zapisu ABR może mieć także bardzo duże znaczenie w przypadku coraz częściej stosowanych systemów automatycznej detekcji odpowiedzi [7–10].

Fala sonomotoryczna, podobnie jak odpowiedź ABR, jest zjawiskiem związanym z bodźcem, dlatego niemożliwe jest zmniejszenie jej udziału w zapisie poprzez odrzucanie zapisów z artefaktami czy zastosowanie procesu uśredniania pojedynczych rejestracji. Konieczne jest zatem opracowanie metody usuwania fali sonomotorycznej z uśrednionego zapisu, bez ingerencji w odpowiedź ABR.

### Materiał i metoda

#### Dane modelowane

Optymalne parametry pracy systemu oraz jego maksymalna zdolność do usuwania fali sonomotorycznej zostały wyznaczone w wyniku analizy dużej liczby sygnałów modelowanych ( $N = 1000$ ). Dane modelowane generowano poprzez dodanie do wzorca odpowiedzi ABR sygnału symulowanej fali sonomotorycznej i zapisu modelowanej spontanicznej aktywności mózgu.

Wzorce odpowiedzi otrzymano, uśredniając specjalnie wyselekcjonowane rejestracje ABR. Każdy wykorzystany zapis był wynikiem uśredniania pojedynczych odpowiedzi. Na rysunku 1 przedstawiono wzorce odpowiedzi dla intensywności 10–80 dB nHL (*Decibel Above Normal Adult Hearing Level*). Wartość 0 dB nHL została wyznaczona jako średnia progowa wartość natężenia bodźca w grupie osób ze słuchem normalnym. W tabeli 1 przedstawiono liczbę uśrednień zapisów ABR użytych do wyznaczenia wzorców odpowiedzi dla danej intensywności bodźca.

**Tabela 1** Liczba uśrednień zapisów ABR wzorców odpowiedzi w zależności od natężenia bodźca

Natężenie bodźca [dB nHL]	80	70	60	50	40	30	20	10
Liczba uśrednień zapisów ABR	6	9	19	73	104	132	144	148

Falę sonomotoryczną modelowano jako funkcję Gabora o specjalnie dobranych parametrach. Funkcja Gabora to funkcja sinus modulowana funkcją Gaussa, wyrażona wzorem:

$$g_y = A \times e^{-\pi \left(\frac{t-u}{s}\right)^2} \sin(2\pi f(t-u) + \varphi) \quad (1)$$

Funkcja Gabora opisana jest przez następujące parametry: amplituda ( $A$ ), czas ( $u$ ), częstotliwość ( $f$ ), szerokość ( $s$ ) i faza ( $\varphi$ ). Amplitudę fali sonomotorycznej stanowi wartość losowa podlegająca rozkładowi płaskiemu z przedziału od 0 do wartości wyznaczonej na podstawie analizy danych klinicznych. Szerokość i latencja fali to zmienne losowe rozkładu normalnego wokół wartości oczekiwanych, wyznaczonych na podstawie wartości średnich tych parametrów z rzeczywistych zapisów fali sonomotorycznej.

Na potrzeby niniejszej publikacji zdefiniowano wielkość stosunku energii sygnału do energii fali sonomotorycznej (SWR – *Signal to Wave Ratio*). Wielkość tę (wyrażoną w decybelach) zdefiniowano za pomocą wzoru:

$$SWR = 10 \times \log_{10} \left( \frac{\sum_i (s_i - \bar{s})^2}{\sum_i (w_{mi} - \bar{w}_m)^2} \right) \quad (2)$$

gdzie  $s$  – sygnał modelowanego zapisu ABR zawierającego falę sonomotoryczną,  $w_m$  – sygnał modelowanej fali sonomotorycznej.

Rysunek 2 przedstawia histogram stosunku energii sygnału do energii fali sonomotorycznej (SWR) dla 1000 modelowanych zapisów ABR analizowanych w pracy.

Spontaniczna elektryczna aktywność mózgu (EEG) modelowana była za pomocą modelu autoregresyjnego opisanego równaniem [11, 12]:

$$e_t = 1,508 \times e_{t-1} - 0,1587 \times e_{t-2} - 0,3109 \times e_{t-3} - 0,051 \times e_{t-4} + w_t \quad (3)$$

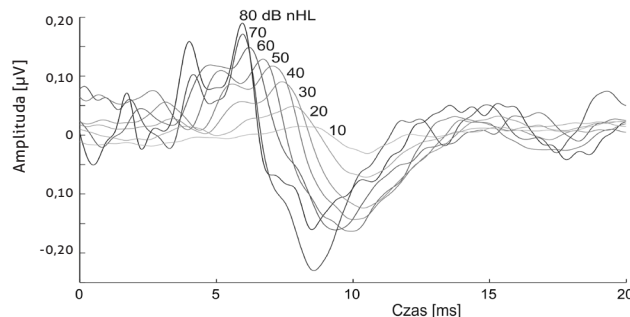
gdzie  $e_t$  – wartość modelowanej spontanicznej aktywności mózgu w dyskretnej chwili czasu  $t$ ,  $w_t$  – szum biały podlegający rozkładowi normalnemu.

W skali czasowej charakterystycznej w przypadku badań ABR zapis spontanicznej aktywności elektrycznej mózgu powinien być traktowany jako szum. Jego wkład w zapis słuchowych potencjałów wywołanych pnia mózgu zależy od wielu czynników (np. liczby uśrednień czy stopnia zrelaksowania osoby badanej) i charakteryzuje się dużym rozrzutem w grupie zapisów spotykanych w codziennej pracy klinicznej. Z tego powodu stosunek energii EEG do energii wzorca odpowiedzi był losowy i podlegał rozkładowi płaskiemu w przedziale wartości ustalonym na podstawie analizy zapisów klinicznych. Rysunek 3 przedstawia przykład syntezy pojedynczego sygnału z opisanych wyżej elementów składowych.

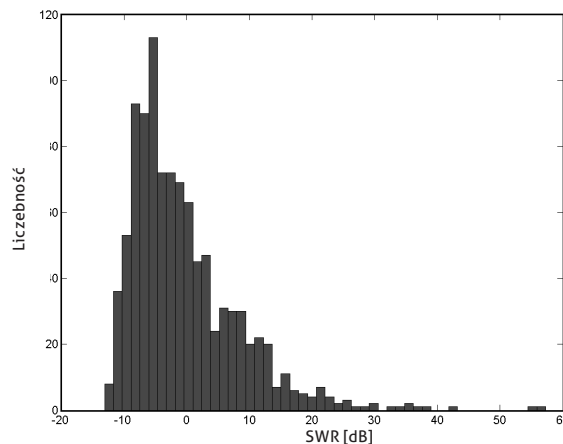
### Dane kliniczne

Dane kliniczne zarejestrowano za pomocą urządzenia EPTTEST v2.1, dla standardowo stosowanego bodźca typu trzask trwającego 100  $\mu$ s o wartości natężenia 10–80 dB nHL, zmienianego skokowo co 10 dB. Bodziec generowany był z częstotliwością 27 Hz i podawany przez słuchawki TDH-39, przy zastosowaniu polaryzacji napięciowej. Pasma wzmacniacza ustawiono w przedziale 200–1000 Hz. Odpowiedzi rejestrowano w oknie 20 ms. Zapis ABR każdej wartości natężenia bodźca był wynikiem liniowego uśrednienia 1024 pojedynczych odpowiedzi.

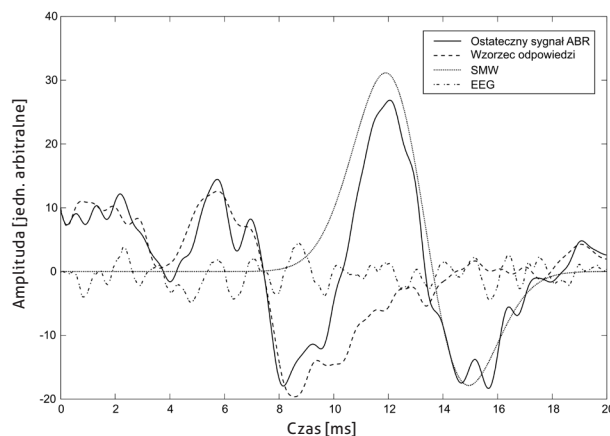
Analizie poddano 5 pełnych zapisów szeregowych natężeniowych, w których występowała wyraźna fala sonomotoryczna, oraz 5 szeregowych natężeniowych bez fali sonomotorycznej. Łącznie przeanalizowano 80 zapisów ABR.



Rys. 1 Wzorce odpowiedzi ABR otrzymane poprzez wielokrotne uśrednianie wyselekcjonowanych zapisów o typowej latencji i morfologii fal



Rys. 2 Histogram stosunku energii sygnału do energii fali sonomotorycznej (SWR) wyrażonego w dB dla 1000 modelowanych zapisów ABR



Rys. 3 Przykład sygnału modelowanego zawierającego falę sonomotoryczną. Wzorec odpowiedzi ABR oznaczono linią przerywaną, modelowana fala sonomotoryczna (SMW) reprezentowana jest przez linię kropkową, spontaniczną aktywność elektryczną mózgu (EEG) oznaczono linią kropka-kreska. Ostateczny sygnał symulowany będący sumą wszystkich składowych oznaczono linią ciągłą.

### Dekompozycje przybliżone

Metody analizy bazujące na dekompozycjach przybliżonych umożliwiają przedstawienie sygnału w postaci sumy funkcji wybranych z określonego zbioru. Jedną z najpopularniejszych jest algorytm MP (*Matching Pursuit*), opisany w 1993 [13]. Jest to nieliniowa iteracyjna procedura poszukująca liniowego rozwinięcia sygnału w postaci sumy znanych funkcji nazywanych atomami, wybieranych z redundantnego zbioru – słownika. Metoda ta bardzo szybko znalazła zastosowanie w analizie sygnałów elektrofizjologicznych [14].

Dekompozycja MP jest rozwiązaniem suboptymalnym. Na początku procedury ze słownika (D) wybierany jest atom odzwierciedlający największy procent energii sygnału ( $g_{y_n}$ ), a jego wkład odejmowany jest od sygnału. Następnie algorytm w sposób analogiczny wybiera ze słownika atom odzwierciedlający

największą część energii residuum ( $R^n$ ), pozostałego po odjęciu od sygnału wyniku dekompozycji w poprzednim kroku. Algorytm działa iteracyjnie do momentu odwzorowania sygnału z żadaną dokładnością lub wykonania określonej liczby powtórzeń. Proces ten opisują równania:

$$\begin{cases} R^0 f = f \\ R^n f = \langle R^n f, g_{\gamma_n} \rangle g_{\gamma_n} + R^{n+1} f \\ g_{\gamma_n} = \arg \max_{g_{\gamma_i} \in D} |\langle R^n f, g_{\gamma_i} \rangle| \end{cases} \quad (4)$$

gdzie  $R^n f$  – residuum sygnału  $f$  w  $n$ -tym powtórzeniu,  $g_{\gamma}$  – funkcja Gabora.

W przypadku kompletnego słownika wraz ze wzrostem liczby powtórzeń do nieskończoności wartości uzyskane w procedurze dekompozycji zbliżają się do wartości sygnału wejściowego. Atomy ze słownika mają postać funkcji Gabora  $g_{\gamma}$ , czyli funkcji sinus modulowanej obwiednią Gaussa.

Sluchowe potencjały wywołane pnia mózgu są sygnałami charakteryzującymi się olbrzymią różnorodnością morfologii odpowiedzi, co w związku z nieoscylacyjnym charakterem odpowiedzi ABR stwarza potrzebę modyfikacji oryginalnego algorytmu MP, np. za pomocą zmniejszenia wkładu składowej harmonicznej atomów Gabora. W badaniach opracowano metodę dekompozycji zapisów ABR na funkcje Gaussa: MP-Gauss. Metoda ta jest modyfikacją oryginalnego algorytmu dopasowania kroczącego, zmieniającą postać funkcji wykorzystywanej w dekompozycji. Zbiór funkcji bazowych, które biorą udział w dekompozycji, stanowią w tym przypadku funkcje Gaussa, a nie jak w przypadku klasycznego MP – funkcje Gabora. Ponieważ funkcja Gaussa stanowi obwiednię funkcji Gabora, to modyfikacja ta pozwala pozabawić atomy Gabora elementu oscylacyjnego.

## Wyniki

### Dane modelowane

W celu wyznaczenia parametrów pracy oraz oceny skuteczności działania systemu automatycznej detekcji i usuwania fali somomotorycznej użyto danych modelowanych. Pozwoliło to zoptymalizować zestawy parametrów systemu poprzez generowanie dowolnie dużej liczby sygnałów testowych o dokładnie określonych właściwościach, jak np. stosunek energii sygnału do szumu (SNR – Signal to Noise Ratio).

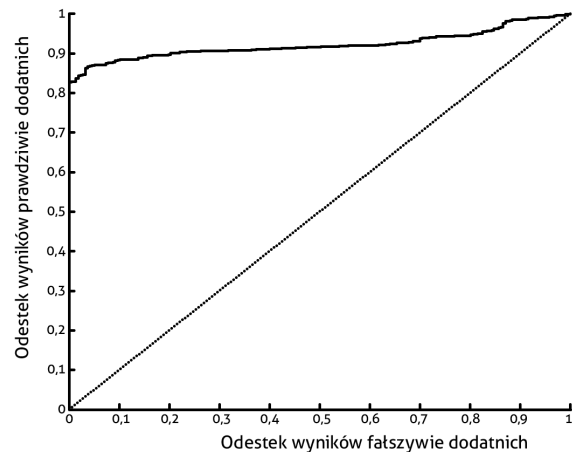
Energetyczna zawartość fali somomotorycznej w sygnale, w sposób liczbowy opisywana wartością współczynnika SWR, przyjmuje dla kolejnych danych modelowanych wartość losową. Histogram współczynnika SWR dla 1000 modelowanych zapisów ABR przedstawiono na rys. 2. Wartość progowa współczynnika SWR, od której uznawano obecność w zapisie ABR fali somomotorycznej, wynosi  $SWR_{thr} = 5$  dB. Wyznaczono ją na podstawie analizy modelowanych sygnałów i przyjęto jako wartość odniesienia przy wyznaczeniu krzywych ROC (Receiver Operating Characteristic) oraz współczynników czułości, specyficzności i wartości predykcyjnych metody.

Rysunek 4 przedstawia krzywą ROC opracowanej metody detekcji i usuwania fali somomotorycznej MP-Gauss. Krzywa została wyznaczona w funkcji parametru detekcji (DP – Detection Parameter) fali somomotorycznej, będącego odsetkiem wartości energii sygnału ABR, odzwierciedlanego przez składowy atom o największej energii przy dekompozycji, w oczekiwanym przedziale latencji.

W tabeli 2 podano pole powierzchni pod krzywą (AUC – Area Under Curve) oraz wyznaczony za pomocą krzywej ROC optymalny parametr detekcji fali somomotorycznej.

Dla systemu optymalnego wyznaczono wartości czułości, specyficzności i parametrów predykcyjnych, które przedstawiono w tabeli 3.

Usuwanie fali somomotorycznej z zapisu ABR realizowane jest w wyniku pełnej dekompozycji sygnału, określenia występowania



Rys. 4 Krzywa ROC metody MP-Gauss (linia ciągła) wyznaczona dla 1000 modelowanych zapisów ABR

AUC	0,9219
DP	9,3543

Tabela 2 Pole powierzchni pod krzywą ROC oraz wartość optymalnego parametru detekcji fali somomotorycznej metody MP-Gauss, wyznaczone dla 1000 modelowanych zapisów ABR

Czułość	0,8672
Specyficzność	0,9631
Wartość predykcyjna dodatnia	0,9884
Wartość predykcyjna ujemna	0,6677

Tabela 3 Wartości czułości, specyficzności oraz dodatnie i ujemne wartości predykcyjne metody MP-Gauss dla 1000 modelowanych zapisów ABR

nia fali somomotorycznej oraz jej latencji na podstawie kryterium energetycznego, a następnie usunięcia w otoczeniu fali określonej liczby atomów w zdefiniowanym przedziale latencji. Optymalny względny przedział latencji i liczba usuwanych atomów zostały wyznaczone na podstawie danych modelowanych.

W celu ilościowego określenia jakości usunięcia fali somomotorycznej zdefiniowane zostały dwa współczynniki jakości usuwania fali ( $QoR$  – Quality of Removal): na podstawie kryterium energetycznego –  $QoR_{en}$  i kryterium korelacyjnego –  $QoR_{corr}$ . Energetyczny współczynnik jakości usuwania został skonstruowany na podstawie wartości usuniętej energii z całkowitej energii fali somomotorycznej. Definiowany jest za pomocą wzoru:

$$QoR_{en} = 1 - \frac{\sum_i (r_i - \bar{r})^2}{\sum_i (w_{mi} - \bar{w}_m)^2}; \quad r = w_m - w_r \quad (5)$$

gdzie  $w_m$  – sygnał modelowanej fali somomotorycznej,  $w_r$  – sygnał zrekonstruowanej fali somomotorycznej.

Korelacyjny współczynnik jakości usuwania polega na ilościowym określeniu podobieństwa sygnału niezakłóconego falą somomotoryczną do residuum sygnału zaburzonego, pozostałego po usunięciu fali. Opisuje się go wzorem:

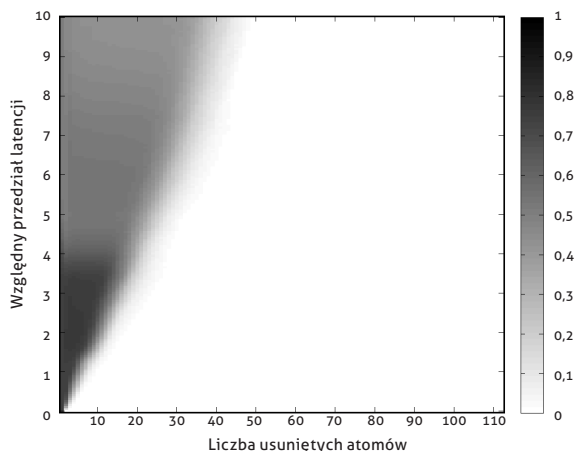
$$QoR_{corr} = \frac{\sum_i (r'_i - \bar{r}') (r''_i - \bar{r}'')}{\sqrt{\sum_i (r'_i - \bar{r}')^2 \times \sum_i (r''_i - \bar{r}'')^2}}; \quad r' = s - w_m; \quad r'' = s - w_r \quad (6)$$

gdzie  $s$  – sygnał modelowanego zapisu ABR zawierającego falę somomotoryczną,  $w_m$  – sygnał modelowanej fali somomotorycznej,  $w_r$  – sygnał zrekonstruowanej fali somomotorycznej.

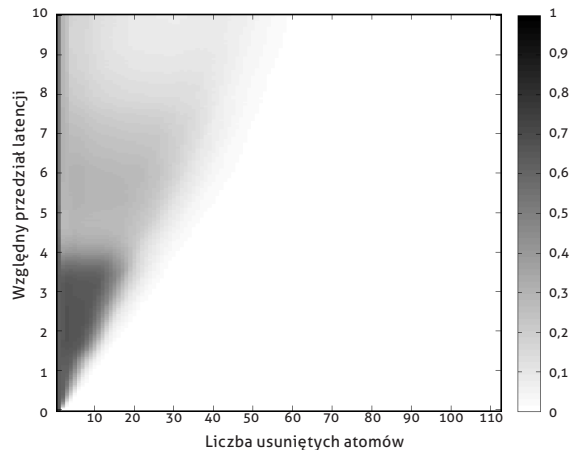
Rysunki 5 i 6 przedstawiają zależność  $QoR_{en}$  i  $QoR_{corr}$  w metodzie MP-Gauss od liczby usuniętych atomów i względnego przedziału latencji, z którego usuwane są atomy. Jest to zależność uśredniona dla 1000 zapisów modelowanych.

Obie miary  $QoR$  dostarczają podobną informację, szacując liczbę jakości usuwania z zapisu ABR fali somomotorycznej, i z tego powodu dają zbliżone wyniki. Otrzymane optymalne wartości względnego przedziału latencji i liczby usuwanych

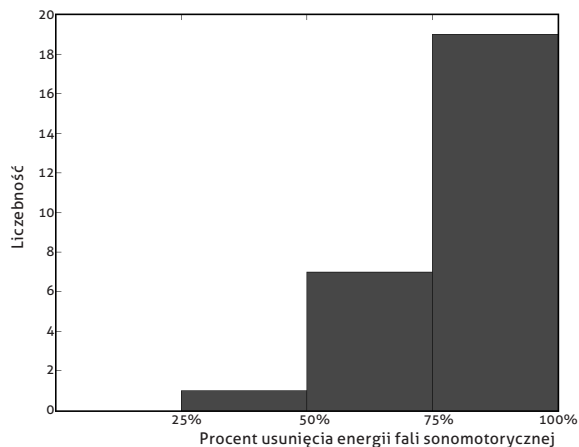
atomów przedstawiono w tabeli 4. Są to wartości tych parametrów, dla których współczynniki jakości usunięcia fali sonomotorycznej  $QoR$  przyjmują wartości maksymalne. Ostateczne wartości zoptymalizowanych parametrów zostały obliczone jako średnia arytmetyczna wartości wyznaczonych przy zastosowaniu obu miar  $QoR$ . Względny przedział latencji  $dl$  to stosunek szerokości przedziału latencji, z którego usuwane są atomy, do wartości odchylenia standardowego funkcji Gaussa głównego atomu dekompozycji fali sonomotorycznej.



Rys. 5 Mapa rozkładu energetycznych współczynników jakości usunięcia fali sonomotorycznej  $QoR_{en}$  w funkcji liczby usuniętych atomów i względnego przedziału usuwania atomów w latencji w metodzie MP-Gauss dla 1000 modelowanych zapisów ABR



Rys. 6 Mapa rozkładu korelacyjnych współczynników jakości usunięcia fali sonomotorycznej  $QoR_{corr}$  w funkcji liczby usuniętych atomów i względnego przedziału usuwania atomów w latencji w metodzie MP-Gauss dla 1000 modelowanych zapisów ABR



Rys. 7 Histogram przedstawiający rozkład jakości usunięcia fali sonomotorycznej wyrażony w procentach usuniętej energii fali – ocena eksperta

**Tabela 4** Optymalne wartości względnego przedziału latencji ( $dl$ ) i liczby usuwanych atomów ( $N$ ), dla których wartości współczynników jakości usunięcia fali sonomotorycznej ( $QoR_{en}$  i  $QoR_{corr}$ ) są maksymalne, metoda MP-Gauss. W ostatnim rzędzie tabeli przedstawiono maksymalne wartości współczynników  $QoR$

	$QoR_{corr}$	$QoR_{en}$
$dl$	2,15	2,05
$N$	3	3
maks. $QoR$	0,6750	0,7761

#### Dane kliniczne

Działanie opracowanego systemu detekcji i usuwania fali sonomotorycznej przetestowano na danych klinicznych zarejestrowanych u pacjentów z normą słuchową. Ocena występowania fali sonomotorycznej została dokonana przez eksperta doświadczonego w analizowaniu zapisów ABR. Zgodnie z tą oceną wśród 80 zapisów ABR (10 szeregów natężeniowych dla 8 intensywności bodźca) fala sonomotoryczna występowała w 27 zapisach.

W każdym zapisie z falą sonomotoryczną została ona wykryta przez algorytm i usunięta. Wyniki działania systemu zostały przedstawione ekspertowi w celu oceny jakości usunięcia fali z zapisu. Histogram ocen usunięcia energii fali z sygnału wyrażonych w procentach przedstawiono na rysunku 7. Głównym celem działania metody MP-Gauss było usunięcie piku fali sonomotorycznej. Za poprawne działanie systemu uznawano usunięcie przynajmniej 50% energii piku. Miało to miejsce w 26 z 27 zapisów z falą, czyli w 96% przypadków.

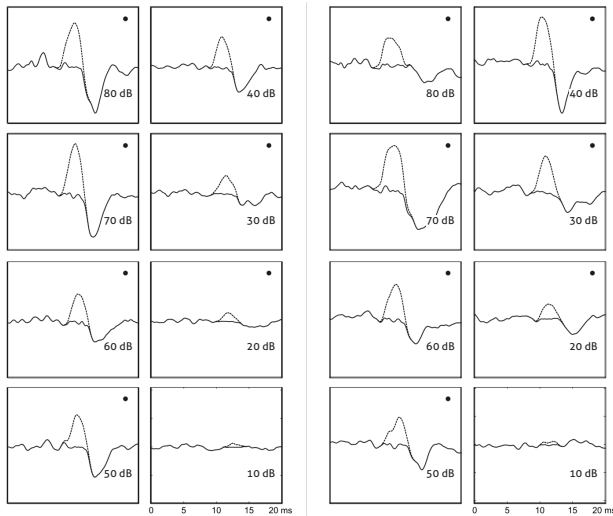
W przypadku 53 pozostałych zapisów niezawierających fali sonomotorycznej system dokonał nieprawidłowej detekcji i usunięcia w 9 przypadkach. Należy podkreślić, że tylko dwie spośród nieprawidłowych detekcji nastąpiły w przypadku bodźca o natężeniu wyższym niż 20 dB nHL. Pozostałe 7 przypadków błędnych detekcji fali sonomotorycznej dotyczyło sygnałów o słabej odpowiedzi lub jej braku na bodźce o natężeniu 10 i 20 dB nHL. Dwa takie przypadki przedstawiono na rysunku 8.

## Dyskusja

W sytuacji, gdy sygnały elektryczne mierzone z powierzchni głowy są zakłócone przez artefakty, standardową procedurą postępowania jest odrzucanie danego sygnału i ponowne wykonanie pomiaru [15]. Coraz częściej jednak – między innymi ze względu na następujące w ostatnich latach zwiększenie mocy obliczeniowych komputerów – proponowane są metody umożliwiające usunięcie artefaktów przy zachowaniu większości właściwości mierzonego sygnału. Ogromny rozwój nastąpił w przypadku analizy sygnałów wielokanałowych. Dzięki porównaniu sygnałów z poszczególnych kanałów możliwa jest separacja aktywności pochodzących z różnych źródeł [16]. Sygnały ABR są mierzone standardowo przy wykorzystaniu tylko jednego kanału, dlatego obiektywne usuwanie artefaktów stanowi większy problem. Dodatkowym utrudnieniem w przypadku fali sonomotorycznej jest fakt jej synchronizacji z bodźcem. Powoduje to, że uśrednianie stosowane w celu zmniejszenia wkładu artefaktów mięśniowych czy aktywności EEG w zapisie dodatkowo ją wzmacnia.

W prezentowanej pracy do rozpoznania fali sonomotorycznej wykorzystano jej właściwości, takie jak: latencja i amplituda, a proces usuwania odbywał się dzięki metodzie dekompozycji przybliżonych MP. Metody tego typu nie były wcześniej stosowane do analizy ABR, ale już wielokrotnie sprawdziły się w wydobywaniu konkretnych składowych z różnych sygnałów fizjologicznych [17–19]. Przede wszystkim stosowano je do usuwania artefaktów z sygnałów EEG i EKG [20, 21].

Istotnym elementem było wyznaczenie optymalnych parametrów pracy systemu automatycznej detekcji i usuwania fali sonomotorycznej. Optymalizacja ta miała na celu maksymalizację poprawności wykrywania i jakości usuwania tego artefaktu przy jednoczesnej minimalizacji usuwania z zapisu odpowiedzi ABR. Dla optymalnych parametrów wyznaczono maksymalną



**Rys. 8** Przykłady dwóch szeregów natężeniowych zawierających falę sonomotoryczną (przed działaniem algorytmu – linia przerywana i po działaniu algorytmu MP-Gauss – linia ciągła; wystąpienie fali sonomotorycznej według eksperta – czarna kropka).

zdolność systemu do usuwania fali sonomotorycznej ilościowo charakteryzowaną przez współczynniki QoR energetyczny i korelacyjny. Otrzymane wysokie wartości tych współczynników (tabela 4) pokazują, że jest możliwe usunięcie znacznej energii fali sonomotorycznej przy zachowaniu odpowiedzi w zapisie. Wyniki dokonanej przez eksperta oceny działania systemu w przypadku danych klinicznych (rys. 7), potwierdzają skuteczność metody w usuwaniu fali sonomotorycznej z zapisów ABR. Wartości czułości i specyficzności otrzymane na podstawie analizy wyników w przypadku danych modelowanych pokazują, że metoda dobrze rozpoznaje fale sonomotoryczne, nie generując przy tym wysokiej liczby detekcji fałszywie dodatnich. Te wyniki również znajdują odzwierciedlenie w rezultatach działania systemu na danych klinicznych.

Zaproponowana w niniejszej pracy metoda może stanowić etap przygotowania sygnałów do oceny przez eksperta, podobnie jak np. standardowo stosowane filtrowanie częstotliwości sieci. Ponadto może być wykorzystana w algorytmach automatycznej detekcji. Usunięcie artefaktów czasami jest krytyczne dla poprawnego działania tego typu systemów [22].

## Wnioski

Otrzymane wyniki pokazują, że jest możliwe usunięcie znacznej części energii fali sonomotorycznej przy zachowaniu odpowiedzi w zapisie ABR.

Wysokie wartości parametrów predykcyjnych w przypadku analizy danych modelowanych oraz dobre wyniki ocen eksperta w przypadku danych klinicznych sugerują, że metoda mogłaby znaleźć zastosowanie w praktyce klinicznej. Zapotrzebowanie na implementację takiej metody jest szczególnie duże w przypadku systemów automatycznej detekcji odpowiedzi ABR.

Opracowana metoda rozpoznawania i usuwania fali sonomotorycznej z zapisu ABR działa w przypadku uśrednionych zapisów dla poszczególnych intensywności bodźca w szeregu natężeniowym. Uwzględnienie dodatkowych warunków w postaci informacji kontekstowej o występowaniu fali dla innych wartości natężeń bodźca lub warunku koincydencji fali sonomotorycznej w dwóch przebiegach może w znaczny sposób przyczynić się do poprawy efektywności prezentowanej metody. ■

## Literatura

1. D.L. Jewett, J.S. Williston: *Auditory-evoked far fields averaged from the scalp of humans*, Brain, vol. 94, 1971, s. 681-696.
2. M. Vidler, D. Parkert: *Auditory brainstem response threshold estimation: subjective threshold estimation by experienced clinicians in a computer simulation of the clinical test*, Int J Audiol, vol. 43, 2004, s. 417-429.
3. M. Don, C. Elberling: *Evaluating residual background noise in human auditory brain-stem responses*, J Acoust Soc Am, vol. 96, 1994, s. 2746-2757.
4. K. Meier-Ewert, K. Gleitsmann, F. Reiter: *Acoustic jaw reflex in man: its relationship to other brain-stem and microreflexes*, Electroencephalogr Clin Neurophysiol, vol. 36, 1974, s. 629-637.
5. N.Y.-S. Kiang, A.H. Christ, M. French, A. Edwards: *Postauricular electric response to acoustic stimuli in humans*, Q Prog Rep Res Laboratory Elec MIT, vol. 68, 1963, s. 218-225.
6. D.T. Cody, J.N. Jacobson, J.C. Walker, R.G. Bickford: *Averaged evoked myogenic and cortical potentials to sound in man*, Ann Otol Rhinol Laryngol, vol. 73, 1964, s. 763-777.
7. S. Iwasaki, Y. Hayashi, A. Seki, M. Nagura, Y. Hashimoto, G. Oshima, T. Hoshino: *A model of two-stage newborn hearing screening with automated auditory brainstem response*, Int J Pediatr Otorhinolaryngol, vol. 67(10), 2003, s. 1099-1104.
8. B.M. Keohane, S.M. Mason, D.M. Baguley: *Clinical evaluation of the vector algorithm for neonatal hearing screening using automated auditory brainstem response*, J Laryngol Otol, vol. 118, 2004, s. 112-116.
9. A.P. Bradley, W.J. Wilson: *Automated analysis of the auditory brainstem response using derivative estimation wavelets*, Audiol Neurootol, vol. 10, 2005, s. 6-21.
10. S.G. Korres, D.G. Balatsouras, C. Lyra, D. Kandiloros, E. Ferekidis: *A comparison of automated auditory brainstem responses and transiently evoked otoacoustic emissions for universal newborn hearing screening*, Med Sci Monit, vol. 12, 2006, s. 260-263.
11. X.H. Yu, Z.Y. He, Y.S. Zhang: *Time-varying adaptive filters for evoked potential estimation*, IEEE Trans Biomed Eng, vol. 41, 1994, s. 1062-1071.
12. X.H. Yu, Z.Y. He, Y.S. Zhang: *Peak component latency-corrected average method for evoked potential waveform estimation*, IEEE Trans Biomed Eng, vol. 41, 1994, s. 1072-1082.
13. S.G. Mallat, Z. Zhang: *Matching pursuit with time-frequency dictionaries*, IEEE Signal Processing Society, vol. 41, 1993, s. 3397-3415.
14. K. Blinowska, P. Durka: *The application of wavelet transform and matching pursuit to the time-varying EEG signals*, ASME Press, vol. 4, 1994, s. 535-540.
15. C. Pantev, R. Khvoles: *Comparison of the efficiency of various criteria for artifact rejection in the recording of auditory brain-stem responses (ABR)*, Scand Audiol, vol. 13, 1984, s. 103-108.
16. G.D. Brown, S. Yamada, T.J. Sejnowski: *Independent component analysis at the neural cocktail party*, Trends Neurosci, vol. 24, 2001, s. 54-63.
17. C.C. Jouny, P.J. Franaszczuk, G.K. Bergey: *Characterization of epileptic seizure dynamics using Gabor atom density*, Clin Neurophysiol, vol. 114, 2003, s. 426-437.
18. W.W. Jędrzejczak, K.J. Blinowska, K. Kochanek, H. Skarżynski: *Synchronized spontaneous otoacoustic emissions analyzed in a time-frequency domain*, J Acoust Soc Am, vol. 124, 2008, s. 3720-3729.
19. Y. Lu, J.E. Michaels: *Numerical implementation of matching pursuit for the analysis of complex ultrasonic signal*, IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control, vol. 55, 2008, s. 173-182.
20. M. Akay, J.A. Daubenspeck: *Investigating the contamination of electroencephalograms by facial muscle electromyographic activity using matching pursuit*, Brain Lang, vol. 66, 1999, s. 184-200.
21. J.H. Huseoy, J. Eilevstjønn, T. Eftestøl, S.O. Aase, H. Myklebust, P.A. Steen: *Removal of cardiopulmonary resuscitation artifacts from human ECG using an efficient matching pursuit-like algorithm*, IEEE Trans Biomed Eng, vol. 49, 2002, s. 1287-1298.
22. K.D. Pool, T. Finitzo: *Evaluation of a computer-automated program for clinical assessment of the auditory brain stem response*, Ear Hear, vol. 10, 1989, s. 304-310.

otrzymano / received: 24.03.2011  
wersja poprawiona / revised version: 10.09.2011  
zaakceptowano / accepted: 20.10.2011