

Marek Bąk

POTENCJAŁY WYWOŁANE — WPŁYW RODZAJU ZASTOSOWANEGO FILTRU NA UZYSKIWANE WYNIKI

EVOKED POTENTIALS — EFFECT OF FILTER TYPE ON THE RESULTS

Instytut Medycyny Pracy im. prof. J. Nofera, Łódź

Oddział Toksykologii, Klinika Chorób Zawodowych i Toksykologii

STRESZCZENIE

Wstęp: Zawodowe uszkodzenia słuchu i ich diagnostyka stanowią istotne pole zainteresowania medycyny i higieny pracy. Diagnostyka tych schorzeń obejmuje przeprowadzanie badań potencjałów wywołanych z pnia mózgu podczas rekonstrukcji progów słuchu. Głównym celem pracy było zdefiniowanie parametrów fabrycznych filtrów używanych do obróbki zapisu słuchowych potencjałów wywołanych z pnia mózgu. Brak danych charakteryzujących właściwości zastosowanych ww. filtrów skłoniła autora pracy do zweryfikowania algorytmu ich działania pod kątem wpływu na uzyskiwane wyniki oraz ich interpretację. **Materiał i metody:** Do badań słuchowych potencjałów wywołanych wykorzystano urządzenie firmy Nicolet, model Spirit 2000, oraz model sztucznego pacjenta, który stworzono we własnym zakresie. Symulował on opór skóry ludzkiej oraz odpowiedzi z pnia mózgu po podaniu bodźca akustycznego. Weryfikację parametrów filtrów przeprowadzono dwuetapowo. W pierwszej kolejności użyto sygnałów powstających w wyniku indukcji elektromagnetycznej między przewodami pomiarowymi a cewkami słuchawek generatora. W drugim etapie zastosowano precyzyjne źródło złożonego sygnału symulującego odpowiedzi z pnia mózgu. Protokół badania obejmował wykonanie serii pomiarowych z zastosowaniem fabrycznych filtrów: filtru linearnego, filtru neuronalnego oraz uśredniania arytmetycznego. **Wyniki:** Najdokładniejsze w odwzorowaniu sygnału wzorcowego było uśrednianie arytmetyczne, natomiast zastosowanie filtru linearnego powodowało przesunięcie fazowe sygnału wzorcowego o wysokiej amplitudzie. Analogicznie zastosowanie filtru neuronalnego powodowało przesunięcie fazowe sygnału wzorcowego o niskiej amplitudzie. **Wniosek:** Zastosowanie filtrów może spowodować zniekształcenie sygnału wejściowego. Przy analizie wyników potencjałów wywołanych z użyciem filtrów należy zwrócić uwagę na rodzaj zastosowanego filtru i jego wpływ na sygnał wejściowy. Med. Pr. 2010;61(5):513–519

Słowa kluczowe: potencjały wywołane, filtr neuronalny, linearny

ABSTRACT

Background: Occupational hearing loss and its diagnostic methods are one of the subjects of great interest in the field of occupational medicine and hygiene. The primary aim of the work was to determine the characteristics of ready-made filters used to process the brainstem auditory evoked potentials. No data on the properties of these filters have prompted the author to verify the algorithm of their operations with particular reference to their effects on the results and their interpretation. **Material and Methods:** A Nicolet model Spirit 2000 Unit and a phantom of the author's own design were used in the experiment. The phantom simulated the patient's skin resistance and brainstem responses to the presented auditory stimulus. The filter characteristics was verified in two stages. First, the signals generated by electromagnetic induction between the measuring leads and earphone coils were employed. Second, a precise source of the composite signal simulating the brainstem response was used. The study protocol comprised a series of tests using ready-made filters: a neuronal, a linear, and an arithmetical averaging filter. **Results:** The arithmetical averaging resulted in the most real representation of the reference signal, the use of the linear filter resulted in the phase shift of the high-amplitude reference signal, while the use of the neuronal filter resulted in the phase shift of the low-amplitude reference signal. **Conclusion:** The use of filters may lead to the distortion of the input signal. When analysing the results of evoked potential determinations with use of filters, the type of the filter and its effects on the input signal must be taken into account. Med Pr 2010;61(5):513–519

Key words: evoked potentials, linear filter, neuronal filter

Adres autora: Oddział Toksykologii; Klinika Chorób Zawodowych i Toksykologii,

Instytut Medycyny Pracy im. prof. J. Nofera, ul. św. Teresy 8, 91-348 Łódź; e-mail: bm@imp.lodz.pl

Nadesłano: 11 grudnia 2009

Zatwierdzono: 21 grudnia 2009

WSTĘP

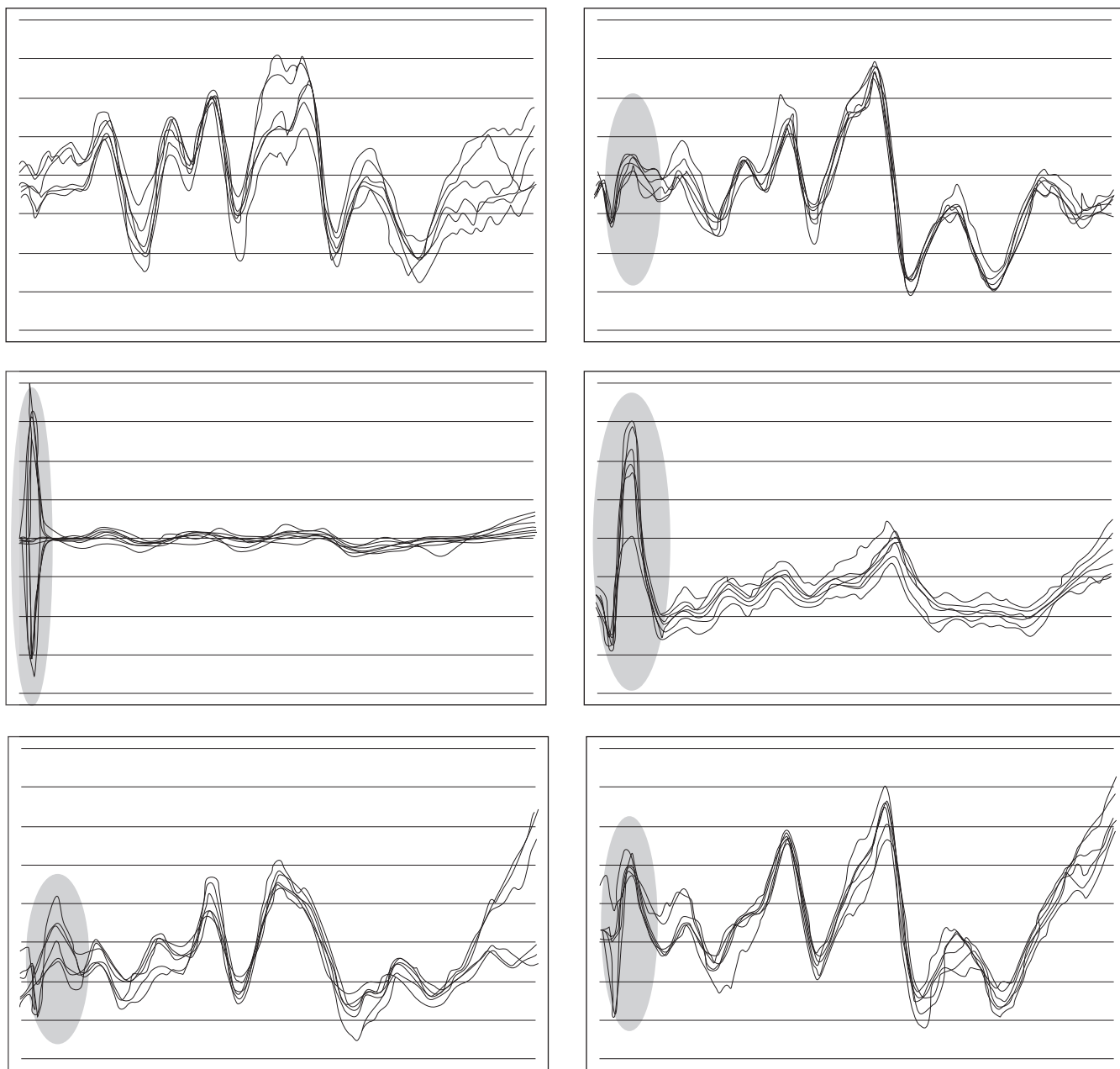
Aparatura do badań słuchowych potencjałów wywołanych na stałe zagościła w medycynie. Badania potencjałów wywołanych z pnia mózgu mają na celu przeprowadzenie wstępnej diagnostyki u pacjentów, u których wystąpił nagły jednostronny ubytek słuchu (1),

śmierć pnia mózgu (przypadki dawców organów) czy też u których rekonstruuje się progi słuchu (przypadki orzecznictwa o chorobach zawodowych). Zawodowe uszkodzenia słuchu i ich diagnostyka stanowią istotne pole zainteresowania medycyny i higieny pracy. Od jakości uzyskanego zapisu zależą dalsze losy pacjentów. Dobrej jakości odpowiedź z tkanek



pobudliwych charakteryzuje odpowiednio duża amplituda w stosunku do poziomu zakłóceń elektromagnetycznych (tzw. SNR — Signal Noise Ratio) oraz powtarzalność. Osiągnięcie prawidłowego zapisu wymaga nie tylko przestrzegania protokołu badania słuchowych potencjałów wywołanych z pnia mózgu (Auditory Brainstem Responses — ABR), ale także posiadania sprzętu zabezpieczonego przed ewentualną możliwością wyindukowania się w nim zakłóceń

elektromagnetycznych. Równie ważna jest współpraca ze strony pacjenta, gdyż może być on źródłem nie tylko badanego sygnału z pnia mózgu, ale także artefaktów. Doświadczenia własne autora wskazują, że mimo przestrzegania wszelkich procedur w czasie wykonywania badania potencjałów wywołanych nie udaje się całkowicie wyeliminować zjawiska uśredniania artefaktów emitowanych podczas jego przeprowadzania (ryc. 1).



Ryc. 1. Przykładowe zapisy badania ABR z badań klinicznych wraz z uśrednionymi (na skutek wyindukowania się z cewek słuchawek) artefaktami o różnej amplitudzie. Zaznaczono artefakty.

Fig. 1. Examples of ABR test recordings with artefacts (resulting from the induction between head coils and measurement wires) of different amplitudes received during clinical tests. The artefacts have been marked.

Urządzenie do badań słuchowych potencjałów wywołanych jest w pewnym sensie cyfrowym multimetrem, którego warunki pracy mogą stanowić pewne ograniczenia w jego zastosowaniu. Teoretycznym ograniczeniem czułości tego typu sprzętu jest szum elektryczny powstający na wskutek oporów obecnych w obwodzie. Jest on proporcjonalny do pierwiastka kwadratowego oporu, pasma częstotliwościowego mierzonego sygnału oraz temperatury bezwzględnej.

Za pomocą badań teoretycznych i doświadczalnych określono maksymalną impedancję źródeł sygnału w zależności od wielkości amplitudy (2). Zgodnie z tymi wytycznymi impedancja całkowita nie powinna przekraczać 5 kiloomów. Aktualnie wykorzystywana aparatura wyposażona jest zarówno w system zabezpieczający użytkowników przed uśrednianiem zakłóceń, jak i system filtrów, który może być pomocny w analizie uzyskanego sygnału, a których istotą jest wyodrębnienie właściwego sygnału z szumów tła. Niestety, mimo wielu prób autora nie udało się uzyskać równania matematycznego opisującego działanie ww. filtrów. Brak wyczerpujących danych dotyczących zasad ich działania skłoniły autora do podjęcia działań mających na celu zweryfikowanie algorytmu ich działania pod kątem wpływu na uzyskiwane wyniki oraz ich interpretację.

MATERIAŁ I METODY

Badania prowadzono przy użyciu fabrycznego sprzętu do badań słuchowych potencjałów wywołanych firmy Nicolet model Spirit 2000 wraz z dostarczonym przez producenta oprogramowaniem. Aparatura ta umożliwiła badanie słuchowych potencjałów wywołanych z pnia mózgu. Urządzenie składa się z komputera klasy PC z kartą przetwornika A/D oraz przystawki, w której umieszczono system komparatorów wraz z systemem pomiaru impedancji elektrod. Całość jest galwanicznie oraz optycznie izolowana od sieci zasilającej. Badanie przeprowadzono w audiometrycznej kabinie ciszy zgodnie z zaleceniami polskiej normy: PN-EN 26189:2000 (opartej na ISO 6189:1983).

W celu potwierdzenia prawidłowego działania fabrycznej aparatury do badań słuchowych potencjałów wywołanych skonstruowano sztucznego pacjenta, w skład którego wchodził programowalny moduł symulujący opór skóry, generator symulujący pracę pnia mózgu oraz układ synchronizacji między symulatorem pnia mózgu a aparaturą pomiarową. Całość została zamknięta w fantomie imitującym pełnowymiaro-

wą czaszkę ludzką, na którym umieszczono elektrody w miejscach typowych.

Eksperyment prowadzono etapowo. W pierwszej kolejności przeprowadzono badania z zastosowaniem artefaktów powstałych w wyniku indukcji elektromagnetycznej między przewodami pomiarowymi a cewkami słuchawek, które są źródłem bodźców akustycznych. W dalszej kolejności zastosowano generator złożonych sygnałów (jak wiadomo sygnały prostokątne w organizmach żywych w tym ludzkim nie występują), którego poszczególne składowe zdefiniowano jako artefakty. Zapisu dokonywano dwukanałowo: jeden kanał odbierał sygnał będący w założeniu prawidłową odpowiedzią z pnia mózgu wraz z artefaktami, a drugi dokonywał pomiaru sygnałów zakłócających. Prawidłową odpowiedź stanowiła różnica sygnałów zawartych w obu kanałach.

W standardowym urządzeniu dane są gromadzone w czasie rzeczywistym za pomocą uśredniania arytmetycznego. Przed przystąpieniem do procesu uśredniania kontrolowano impedancję elektrod umieszczanych na sztucznym pacjencie. Impedancja była identyczna we wszystkich przypadkach uśrednień. W fabrycznym oprogramowaniu urządzenia do badań słuchowych potencjałów wywołanych znajdują się filtry: linearny i neuronalny, jednak mogą być one zastosowane po zakończeniu procesu archiwizacji danych uzyskanych od pacjenta. Do obróbki sygnałów w czasie rzeczywistym stworzono i zaimplementowano nowe oprogramowanie dla urządzenia.

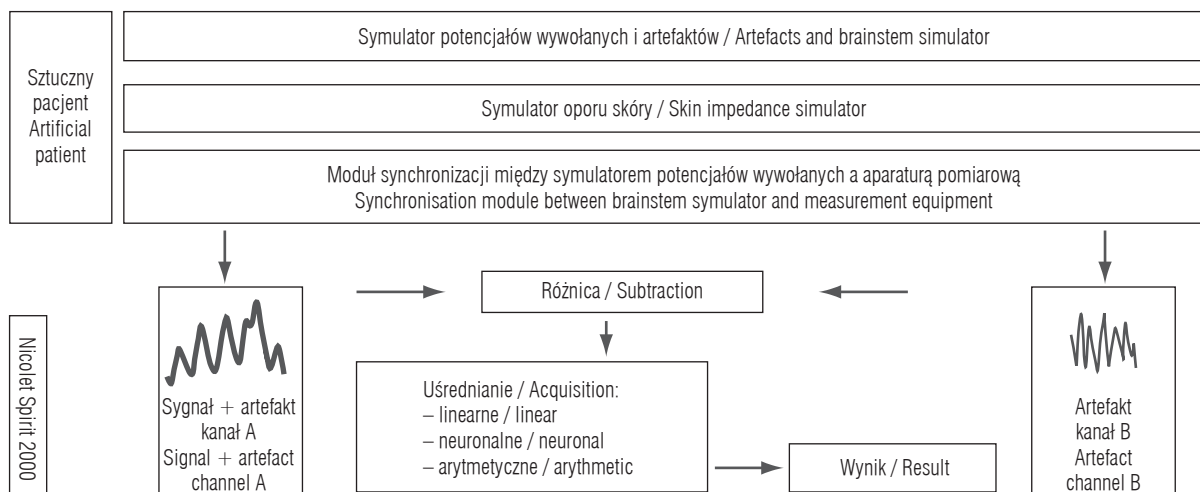
Sztuczny pacjent

Sztuczny pacjent składał się z trzech funkcjonalnych bloków działających niezależnie — modułu symulującego opór skóry, generatora symulującego pracę pnia mózgu oraz układu synchronizacji między symulatorem pnia mózgu a aparaturą pomiarową (ryc. 2).

Moduł symulujący opór skóry składał się z potencjometrów cyfrowych wraz z modułem sterowania. Urządzenie to umożliwia nastawienie dowolnych wartości oporu skóry w zakresie wartości pozwalających na wykonanie prawidłowego zapisu ABR.

Generatory symulujące pracę pnia mózgu należą do rzadkości — nawet serwis fabryczny posługuje się generatorem fali prostokątnej. W związku z powyższym generator symulujący pień mózgu wykonano w oparciu o symulator pracy serca (3). Takie rozwiązanie miało na celu maksymalne uproszczenie generatora, a także dawało możliwość wykorzystania istniejących rozwiązań. Generator został zbudowany jako symetryczne,





Ryc. 2. Schemat sztucznego pacjenta oraz jego implementacja w fabrycznym urządzeniu.

Fig. 2. Schematic diagram of artificial patient and its implementation in the factory-made equipment.

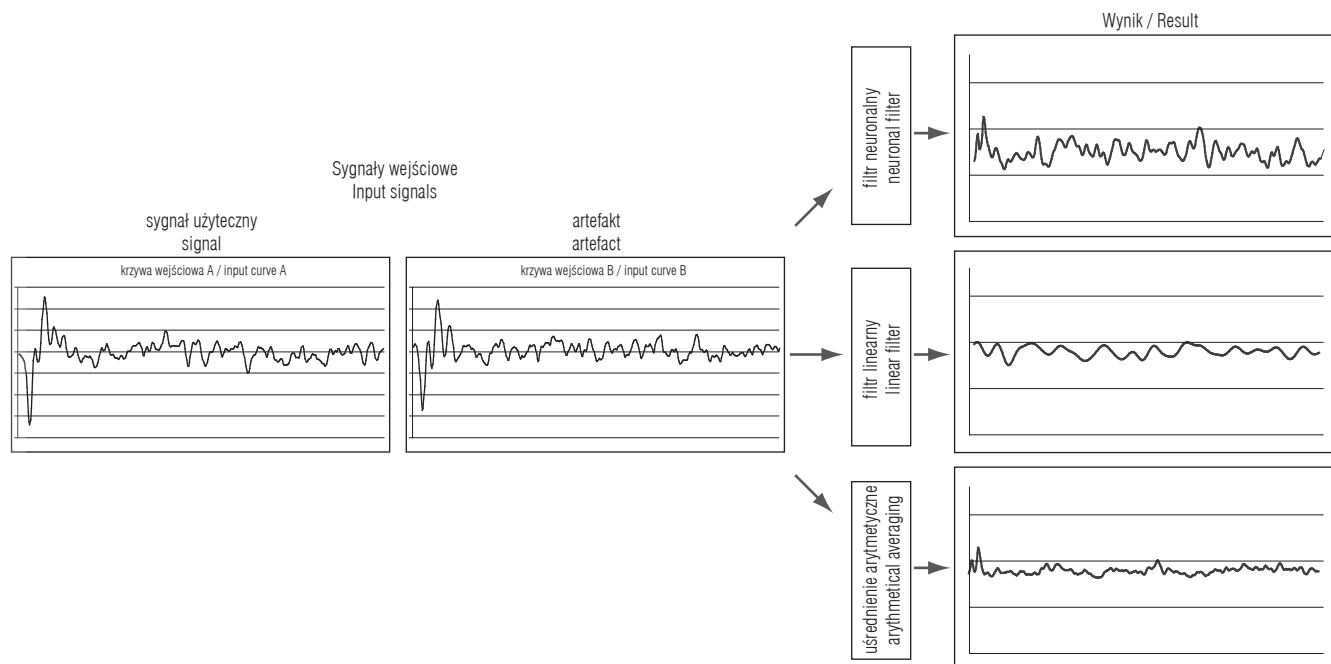
dwukanałowe urządzenie, w którym w obu kanałach istnieje możliwość niezależnej konfiguracji sygnału wyjściowego. Ponieważ w praktyce klinicznej oznaczamy tylko trzy załamki z pięciu w badaniu ABR, tj. I, III i V (4–6), w przedstawionej pracy ich rolę pełnią załamki P, R i T uzyskane z symulatora pracy serca. Końcowy dzielnik napięcia pozwolił uzyskać amplitudę sygnału wyjściowego rzędu 400 μ V.

Układ synchronizacji zbudowany został jako miernik natężenia pola elektromagnetycznego w uzwojeniach słuchawek (7). Układ generował sygnał

synchronizacji po pojawieniu się pola elektromagnetycznego występującego w uzwojeniach słuchawek podczas stymulacji akustycznej.

WYNIKI

Na rycinie 3. zestawiono porównanie wyniku procedury eliminacji artefaktów w przypadku sygnałów powstałych w wyniku indukcji między uzwojeniami słuchawek generujących bodźce akustyczne a przewodami pomiarowymi.

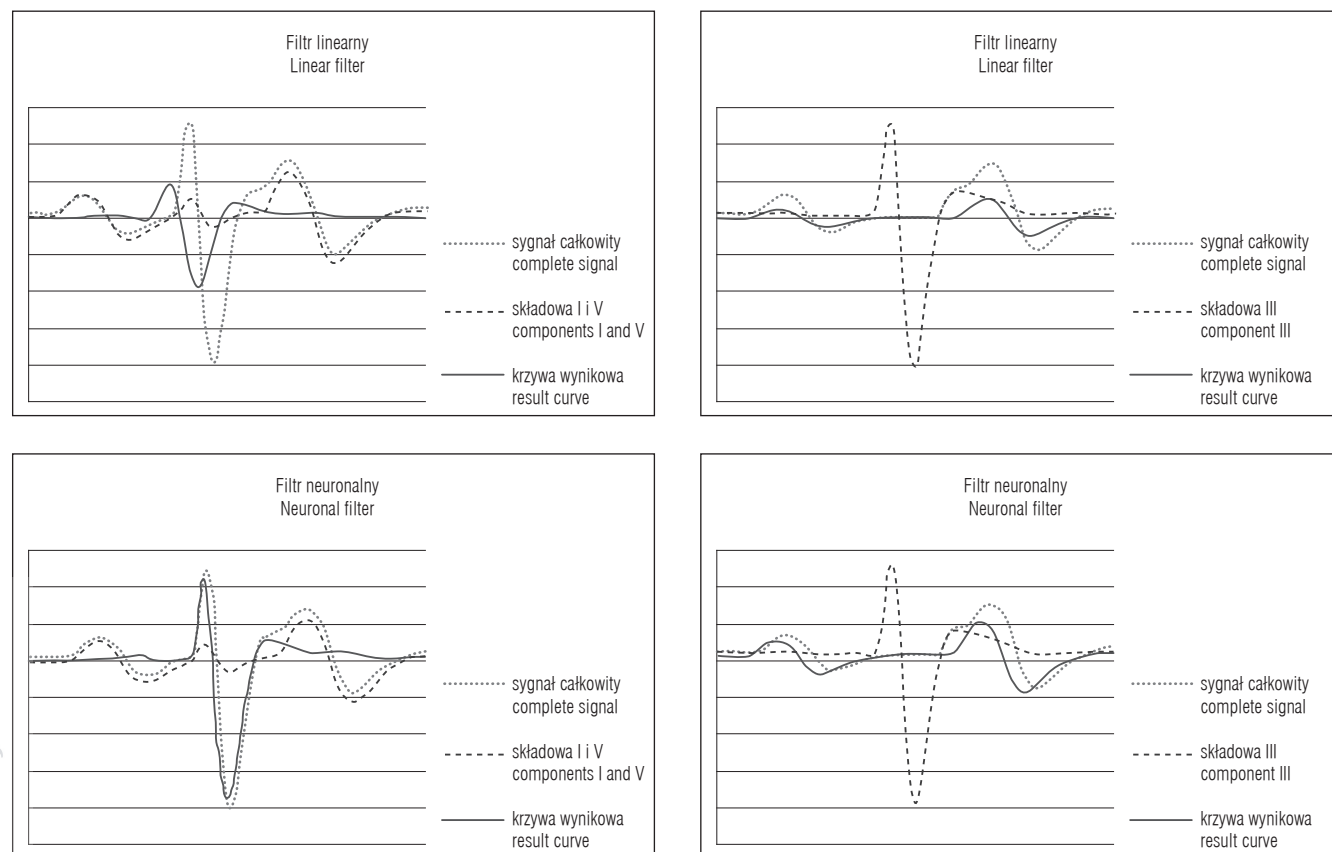


Ryc. 3. Porównanie wyniku procedury z krzywymi wejściowymi — artefakty słuchawek.

Fig. 3. Comparison of the results of the procedure with the input curves — headphone artefacts.

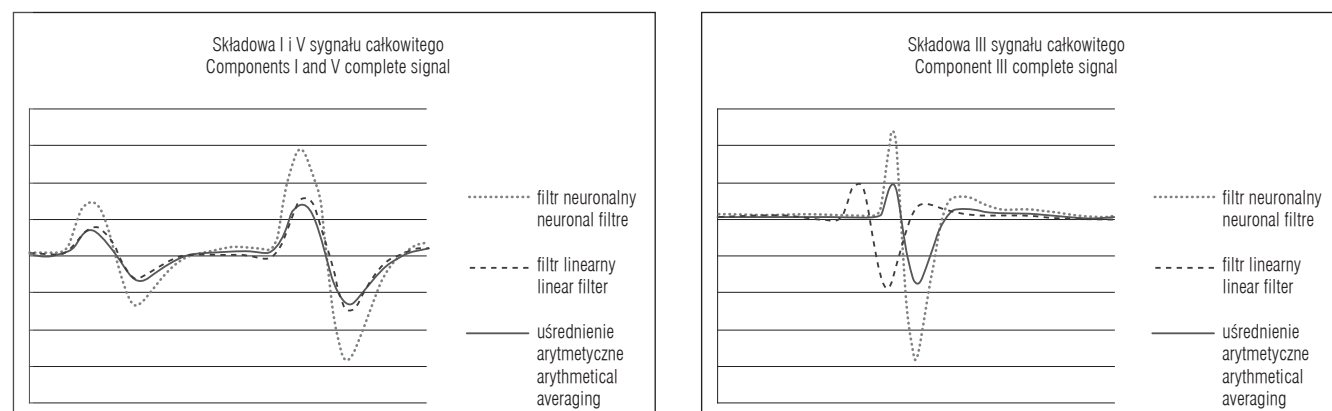
Na rycinie 4. przedstawiono porównanie procedury usuwania składowych sygnałów wzorcowych uzyskanych ze sztucznego pacjenta zdefiniowanych jako artefakty w zależności od zastosowanego filtra (filtr linearny i neuronalny).

Z kolei na rycinie 5. znajduje się porównanie krzywych wynikowych w zależności od procedury — filtr neuronalny, linearny oraz uśredniania arytmetycznego.



Ryc. 4. Porównanie procedury usuwania składowych sygnałów wzorcowych uzyskanych ze sztucznego pacjenta zdefiniowanych jako artefakty w zależności od zastosowanego filtra (filtr linearny i neuronalny).

Fig. 4. Comparison of the procedure used to reduce the components, identified as artifacts, of model signal from artificial patient, depending on the applied filter (linear or neuronal).



Ryc. 5. Porównanie krzywych wynikowych w zależności od procedury — filtr neuronalny, linearny oraz uśredniania arytmetycznego.

Fig. 5. Comparison of resultant curves, depending on the procedure (neuronal filter, linear filter and averaging procedure).

OMÓWIENIE

Stosowanie różnego rodzaju filtrów w aparatach wykorzystywanych do oceny potencjałów wywołanych ma na celu uzyskanie dobrej jakości zapisu odpowiedzi z różnych struktur nerwowych, jest też jedną z metod eliminacji uśrednianych w procesie badania wywołanych artefaktów. Co prawda zastosowane filtry w większości przypadków usuwają w mniejszym lub większym stopniu uśrednione artefakty, jednak zawsze powodują zniekształcenie sygnału użytecznego. Powstawanie artefaktów i ich archiwizacja wynika po części z budowy samej aparatury badawczej i niedoskonałości systemów zabezpieczających. Mimo zastosowania rozbudowanego systemu zabezpieczeń przy budowie sprzętu wykorzystywanego w procesie analizy potencjałów wywołanych artefakty są uśrednianie podczas badania i wchodzi w skład uzyskanego wyniku. Może to prowadzić do uzyskania fałszywych wyników, ich nieprawidłowej interpretacji i w konsekwencji do błędów w procesie diagnostyki struktur nerwowych.

Aparatura do badań słuchowych potencjałów wywołanych z pnia mózgu posiada te same bloki funkcjonalne niezależnie od firmy, która ją zbudowała. Jednostkę centralną stanowi komputer klasy PC, do którego poprzez kartę (najczęściej przetwornik A/D) podłączono przedwzmacniacz, który za pomocą przewodów pomiarowych łączony jest z pacjentem. System ten jest ekranowany. Przewody pomiarowe są wiązkami zwykłych przewodów, które wolne od zabezpieczeń zachowują się jak antena, w której indukują się wszelkiego rodzaju zakłócenia elektromagnetyczne pochodzące z otoczenia. Producenci, mając to na uwadze, opracowali zabezpieczenia przez uśrednianiem artefaktów w procesie archiwizacji danych. Do tych zabezpieczeń zalicza się okienko amplitudowo-czasowe, filtry pasmowe i filtry sieciowe. Okienko amplitudowo-czasowe definiuje dwa parametry — amplitudę odpowiedzi i czas akwizycji danych. Przekroczenie wartości tych dwóch zdefiniowanych parametrów powoduje odrzucanie sygnałów w procesie uśredniania.

Filtry sieciowe mają za zadanie odrzucenie w procesie archiwizacji danych uśredniania artefaktów odpowiadającej zakłóceniom sieciowym (50 Hz dla krajów europejskich i 60 Hz dla USA) — norma EN 61000-4-28 (8). Filtry pasmowe definiują zakres widma pola elektromagnetycznego, z którego zakresu pobierane są dane podczas stymulacji tkanek pobudliwych.

Aparatura do badań potencjałów wywołanych oparta jest na komparatorze. Jako elektroniczny podzespół charakteryzuje się on parametrem CMRR (common mode rejection ratio, tzn. WTSS — współczynnik tłumienia sygnału wspólnego, czyli stosunek wzmocnienia sygnału przeciwnego do wzmocnienia sygnału zgodnego). Opisuje on proces wzmacniania sygnałów przeciwnych i tłumienia sygnałów zgodnych. Zakładając, że mamy do czynienia z idealnym komparatorem, podczas archiwizacji danych na jego wyjściu powinien pojawić się sygnał odpowiadający fali depolaryzacyjnej biegnącej w tkance pobudliwej oraz linia izoelektryczna odpowiadająca artefaktom (9).

W celu prawidłowej eliminacji artefaktów należy poznać ich naturę i parametry. W trakcie analizy wyników własnych zaobserwowano, że z całej gamy artefaktów najbardziej nieprzewidywalne są artefakty egzogenne. Indukują się one między przewodami pomiarowymi a otaczającym polem elektromagnetycznym i w związku z tym są najtrudniejsze do eliminacji.

Istnieją nieliczne doniesienia naukowe dotyczące podobnych zagadnień. Sauvage badał możliwości redukcji szumu elektromagnetycznego aparatury badawczej podczas odpowiedzi z nerwu słuchowego po stymulacji ślimaka na modelach zwierzęcych, a Negishi oprócz modelu opartego na organizmie żywym (w tym przypadku ludzkim) stosował także fantom (10,11).

Dużo łatwiejsze jest eliminowanie artefaktów o ściśle poznanych i zdefiniowanych parametrach. Croft opracował procedurę pozwalającą na usuwanie artefaktów powstałych na skutek ruchów gałek ocznych, natomiast Klop badał użyteczność trzech różnych metod redukcji artefaktów na modelu zwierzęcym, mając na celu wybranie najdoskonalszej do procedury weryfikacji wszczepów ślimakowych u ludzi (12,13). Istnieją także doniesienia opisujące eksperymentalnie metody redukcji artefaktów, jednak nie znajdują one zastosowania w aparaturze badającej czynność komórek nerwowych ze względu na częstotliwość pracy (14).

Na podstawie uzyskanych wyników należy stwierdzić, że najbardziej dokładne w odwzorowaniu sygnału wzorcowego jest uśrednianie arytmetyczne. Z kolei zastosowanie filtra linearnego lub neuronalnego powoduje zniekształcenie sygnału wzorcowego. Można je opisać jako przesunięcie fazowe sygnału wzorcowego o niskiej amplitudzie (w przypadku uśredniania za pomocą filtra neuronalnego) lub też



przesunięcie fazowe sygnału wzorcowego o wysokiej amplitudzie (w przypadku uśredniania za pomocą filtru linearnego). Te same rezultaty osiągnięto podczas próby usunięcia artefaktów powstałych w wyniku indukcji elektromagnetycznej między przewodami pomiarowymi a cewkami słuchawek. Wykazano, że uśrednianie arytmetyczne w największym stopniu redukuje artefakty przy równoczesnym braku wzmocnienia szumu własnego tła aparatury, co pośrednio sugeruje, że artefakty generowane przez cewki słuchawek mają powtarzalne parametry. Różnice w procesach uśredniania poszczególnych załamków można położyć na karb procedury uśredniania linearnego lub też neuronalnego. Niestety, mimo znacznych wysiłków nie udało się uzyskać od producenta aparatu matematycznego równania opisującego działanie tych filtrów.

PODZIĘKOWANIA

Autor publikacji dziękuje prof. dr hab. med. Marioli Śliwińskiej-Kowalskiej, która służyła pomocą i radą podczas realizacji tego projektu, a także mgr. inż. Bogdanowi Lewickiemu z firmy POLEMS Polska za okazaną pomoc w rozwiązywaniu problemów technicznych.

PIŚMIENNICTWO

1. Kochanek K.: Zastosowanie słuchowych potencjałów wywołanych pnia mózgu w diagnostyce zaburzeń słuchu typu pozaślimakowego. *Otolaryngologia* 2002;1:167–172
2. Keithley J.: *Low level measurements handbook*. Keithley Instruments, Cleveland (OH) 1998, ss. 1–15
3. Holzhauer J.: Symulator sygnałów EKG [przedruk z *Elector Electronics*, May 2000]. *Elektron. Prakt.* 2001;3:23–25
4. Gołąb B.: *Anatomia czynnościowa Ośrodkowego Układu Nerwowego*. Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa 1990, ss. 26–37
5. Traczyk Z.: *Fizjologia*. Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa 1992, ss. 119–125
6. Katz J. [red.]: *Handbook of Clinical Audiology*. Lippincott Williams & Wilkins, Pensylwania 2001, ss. 274–297
7. Flind A.: Detektor pola magnetycznego [przedruk z *Everyday with Practical Electronics*]. *Elektron. Prakt.* 1996;2:9–12
8. Norma podstawowa — zmiany częstotliwości w sieci zasilającej. Norma EN 61000-4-28 IEC 61000-4-28
9. Majkowski J.: *Elektroencefalografia kliniczna*. Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa 1989, ss. 51–61
10. Sauvage R., Hajd-Said H.: Analog cancellation of an electrical stimulus artefact using a numerical model. Application to the auditory system. *Innov. Tech. Biol. Med.* 1988;9:357–363
11. Negishi M., Abildgaard M., Nixon T., Constable R.: Removal of time-varying gradient artifacts from EEG data acquired during continuous fMRI. *Clin. Neurophysiol.* 2004;115:2181–2192
12. Croft R., Barry J.: EOG correction of blinks with cascade coefficients: a test and revision of the aligned-artefact average solution. *Clin. Neurophysiol.* 2000;111:444–451
13. Klop W., Hartlooper A., Briare J., Frijns J.: A new method for dealing with stimulus artefact in electrically evoked compound action potential measurements. *Acta Otolaryngol.* 2004;124:137–143
14. Rubiola E.: Advanced interferometric phase and amplitude measurements. *Rev. Sci. Instrum.* 2002;73:2445–2457

