

Kryteria doboru parametrów akustycznych w prawidłowej rejestracji słuchowych potencjałów wywołanych

The acoustic parameters criteria in normal registration of hearing evoked potentials

Piotr Świdziński

Pracownia Psychoakustyki i Elektrofizjologii Głosu, Słuchu i Mowy Katedry i Kliniki Foniatrii i Audiologii Akademii Medycznej im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu

Dr hab. n. med. Piotr Świdziński jest kierownikiem Pracowni Psychoakustyki i Elektrofizjologii Narządu Słuchu, Głosu i Mowy oraz adiunktem Katedry Foniatrii i Audiologii AM w Poznaniu. Studia magisterskie ukończył w 1975 r. w Instytucie Telekomunikacji i Akustyki, Wydział Elektroniki Politechniki Wrocławskiej o specjalności – elektroakustyka. Od 1975 r. do chwili obecnej zatrudniony jest w Katedrze i Klinice Foniatrii i Audiologii AM w Poznaniu. W 1984 r. uzyskał stopień doktora nauk przyrodniczych na podstawie pracy *Rejestracja i ocena przydatności szybkich odpowiedzi korowych o czasie utajenia 12–50 ms w badaniach elektrofizjologicznych narządu słuchu* w Akademii Medycznej w Poznaniu. Na podstawie rozprawy habilitacyjnej *Przydatność analizy akustycznej w diagnostyce zaburzeń głosu*, uzyskał w roku 1999 tytuł dr. hab. n. med. specjalność biologia medyczna; w AM w Poznaniu.

Od 1994 r. prowadzi wykłady i ćwiczenia z podstaw fizycznych audiologii i foniatrii oraz diagnostyki i rehabilitacji zaburzeń słuchu i głosu dla studentów VI roku Wydziału Lekarskiego i V roku Wydziału Stomatologii AM w Poznaniu, dla logopedów Studium Podyplomowego Wydziału Nauk Edukacyjnych i dla studentów Studium Protetyki Słuchu Wydziału Fizyki Uniwersytetu Poznańskiego. Od 2003 r. jest także wykładowcą z zakresu emisji głosu oraz fizjoterapii w audiologii i foniatrii dla studentów Wydziału Nauk o Zdrowiu AM w Poznaniu.

Jest autorem i współautorem ponad 200 prac opublikowanych w naukowych czasopismach krajowych i zagranicznych, ponad 100 doniesień i referatów wygłoszonych na krajowych i zagranicznych zjazdach, i konferencjach oraz posiedzeniach 7 towarzystw naukowych, których jest członkiem, a także innych. Współautor podręcznika *Zarys audiologii klinicznej* oraz *Skryptu z biofizyki – materiały do ćwiczeń*. Współautor jednego patentu. Odznaczony Srebrnym Krzyżem Zasługi przez Prezydenta RP na wniosek JM Rektora Akademii Medycznej w Poznaniu.

Tematyka prac publikowanych i wygłoszonych dotyczy głównie problemów diagnostyki schorzeń narządu głosu i słuchu, rehabilitacji, zastosowania nowych nieinwazyjnych technik badawczych.

Streszczenie

Prezentowana praca jest zarówno wynikiem wiedzy teoretycznej, jak i ponad 25-letniego doświadczenia praktycznego w zakresie rejestracji słuchowych potencjałów wywołanych. Obiektywizacja badań ERA wymaga, aby ustrzec się błędów mogących wynikać z nieprawidłowej stymulacji narządu słuchu bądź złej interpretacji wyników badań. Opisano pokrótce rodzaje rejestracji potencjałów słuchowych z poszczególnych miejsc neuronowej drogi słuchowej oraz kryteria doboru parametrów akustycznych niezbędnych do prawidłowej rejestracji ERA. W szczególności praca obejmuje analizę rodzaju bodźca akustycznego, czasu jego trwania, częstotliwości powtarzania, liczby bodźców. Dokonano również oceny stosunku sygnału użytecznego do szumu w zapisie odpowiedzi ERA.

Słowa kluczowe: potencjały słuchowe wywołane, parametry akustyczne, bodziec.



Abstract

The paper is a result of theoretical knowledge as well as 25 years experience of acoustic evoked potentials registration. The objectiveness of results of ERA registration needs proper hearing organ stimulation as well as proper interpretation of results. There was described various types of hearing potentials registered from all order neurons of hearing pathway and criteria of acoustic parameters in normal hearing ERA registration.

Particularly there was analyzed various types of acoustic stimulus, time of its duration, frequency of its repetition and number of stimulus.

The authors also described real signal to noise ratio in ERA registration.

Key words: ERA, acoustics parameters, stimulus.

(*Postępy w chirurgii głowy i szyi* 2005; 2: 3–12)

Wprowadzenie

Audiometria odpowiedzi elektrycznych (ERA – *Electric Response Audiometry*) jest jedną z obiektywnych metod badania słuchu. W metodzie tej rejestrowana jest różnica potencjałów elektrycznych między elektrodami umieszczonymi w różnych punktach głowy i szyi, a powstająca w wyniku aktywności bioelektrycznej neuronów drogi słuchowej wskutek działania bodźca akustycznego.

Zmiany w potencjałach elektrycznych mózgu u zwierząt pod wpływem bodźców dźwiękowych sygnalizowane były już pod koniec XIX w. przez autorów prac z zakresu elektrofizjologii mózgu. Wymienić tu można też prace polskiego badacza Adolfa Becka z 1890 r. i H. Bergera z 1929 r. [1, 4].

W 1939 r. H. Davis oraz P.A. Davis [5–7] opisali zjawiska bioelektryczne, zachodzące pod wpływem bodźców dźwiękowych i zarejestrowane w zapisie EEG człowieka podczas snu i w stanie czuwania. Jednakże potencjały te nawet przy silnych bodźcach akustycznych miały bardzo małą amplitudę i ginęły w szumie podstawowych potencjałów czynnościowych mózgu, a interpretacja ich zmian była problematyczna. Przez długie lata nie podejmowano dalszych prób oceny tych potencjałów. Dopiero w latach 60. XX w., dzięki gwałtownemu rozwojowi elektroniki, wprowadzeniu maszyn matematycznych, komputerów sumujących i uśredniających dużą liczbę odpowiedzi elektrycznych, zaczęto wyodrębniać odpowiedź wywołaną bodźcem akustycznym z szumu czynności podstawowej mózgu. Szybki rozwój badań ERA doprowadził do zarejestrowania kilkunastu rodzajów odpowiedzi na bodźce akustyczne. W zależności od tego, po jakim czasie od zadziałania bodźca pokazywała się i była rejestrowana odpowiedź, różnicowano potencjały z obwodowego narządu słuchu, potencjały z pnia mózgu, potencjały korowe. Wielu autorów wprowadzało różne nazewnictwo tych odpowiedzi. Charakterystyczną cechą potencjałów wywołanych jest czas utajenia (opóźnienia) rejestrowanych odpowiedzi, liczony od momentu zadziałania bodźca dźwiękowego [7–9]. Ryc. 1. przedstawia schemat 4-neuronowej drogi słuchowej

oraz schemat miejsca powstawania potencjałów wywołanych (ERA) wraz z czasami ich utajenia.

W najnowszej nomenklaturze audiologicznej można badania ERA podzielić wg schematu, który utożsamiany jest najczęściej z miejscem generacji potencjału wywołanego lub czasem utajenia odpowiedzi.

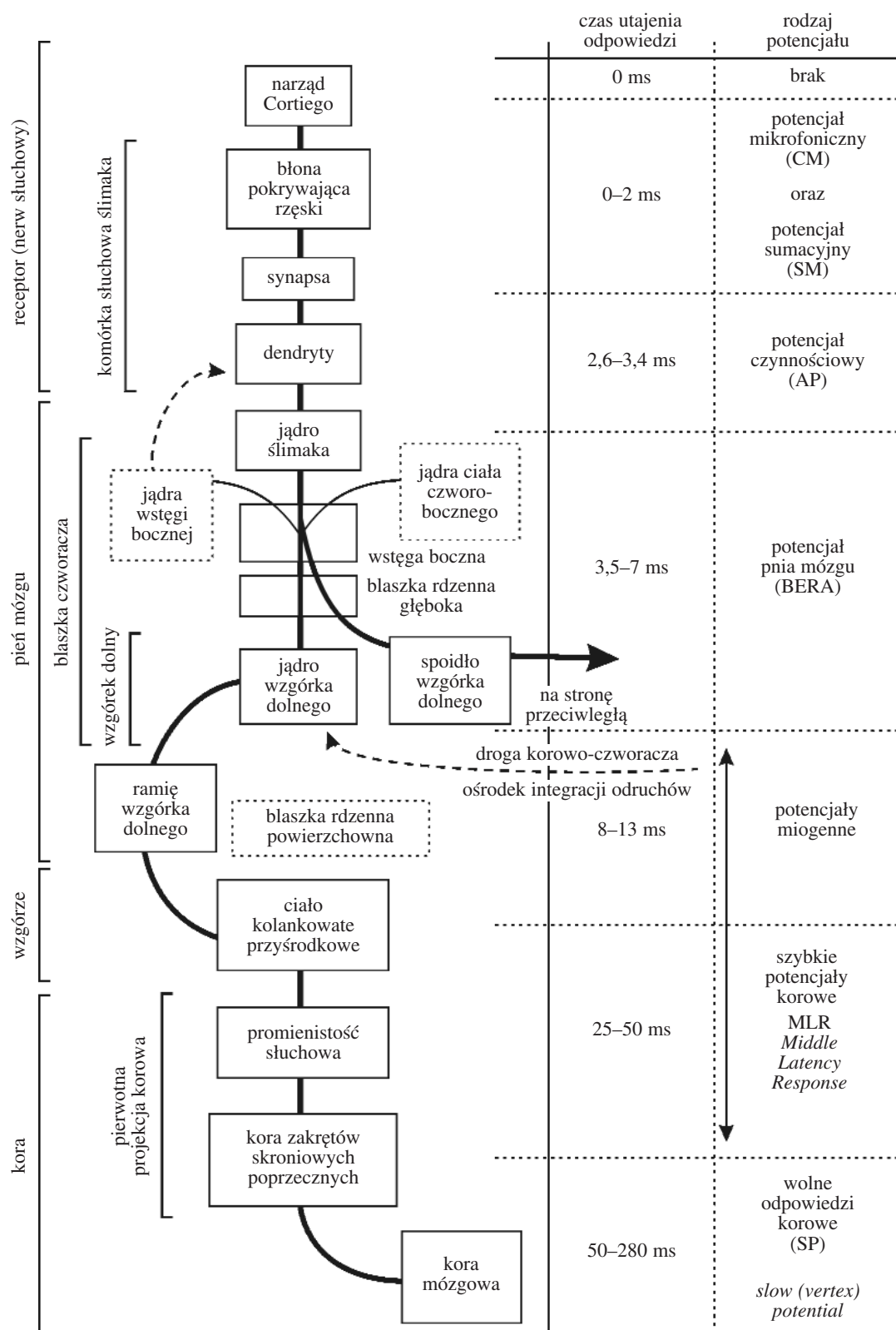
Elektrokochleografia (ECOG)

W metodzie tej rejestruje się potencjały czynnościowe, powstające po zadziałaniu bodźca słuchowego, których źródłem jest obwodowa część narządu słuchu. Są to potencjały mikrofoniczne ślimaka (CM), potencjały sumacyjne (SP) i potencjał czynnościowy nerwu słuchowego (AP). Stosuje się różne techniki badania: z pola bliskiego (metodą transtympanalną) za pomocą elektrod wkłuwanych w okolice okienka okrągłego lub elektrody wkłuwanej względnie przyklejanej do skóry tylnej części przewodu słuchowego zewnętrznego lub błony bębenkowej oraz pola odległego za pomocą elektrod przyklejanych w okolice wyrostka sutkowatego ucha badanego. Amplitudy odpowiedzi ECOG zależą od techniki odbioru tych potencjałów i wynoszą odpowiednio 20–30 μV dla metody transtympanalnej, 2–3 μV dla metody odbioru z przewodu słuchowego zewnętrznego i 0,03–0,3 μV dla techniki odległego pola. Czas utajenia odpowiedzi ECOG wynosi od 0 do 2 ms. Parametry odpowiedzi nie zmieniają się podczas badania w śnie naturalnym i farmakologicznym [2, 10].

Potencjały odbierane z pnia mózgu (BERA, ABR, BSP, BSER)

W metodzie tej rejestruje się potencjały czynnościowe pnia mózgu. Ich anatomicznym podłożem są jądra ślimakowe, oliwa górna i wzgórek dolny blaszki czworacznej. Techniki badania stosowane tutaj podobne są jak w metodzie ECOG, z tą tylko różnicą, że czas utajenia





Ryc. 1. Schemat 4-neuronowej drogi słuchowej oraz schemat miejsca powstawania potencjałów wywołanych (ERA) wraz z czasami ich utajenia (opracowanie własne)



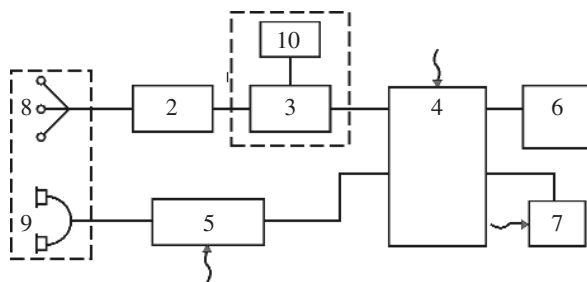
odpowiedzi wynosi od 2 do 12 ms. Najbardziej reprezentatywną odpowiedzią jest wierzchołek oznaczony jako fala V, którego czas utajenia wynosi ok. 6 ms. Parametry odpowiedzi (czas utajenia i amplituda) zmieniają się po zadziałaniu usypiających środków farmakologicznych. Są to badania bardzo przydatne w topodiagnostyce narządu słuchu u ludzi. W zakresie rejestracji z pnia mózgu znajdują się również odpowiedzi z zakresu 6–10 ms, których czas utajenia ściśle zależy od częstotliwości bodźca stymulującego narząd słuchu. Są to potencjały oznaczone jako FFR [2, 11–16].

Potencjały o średnim czasie utajenia

Szybkie potencjały korowe oznaczone pierwotnie jako FVP, później jako MLR są najmniej do tej pory poznane. Ich czas utajenia wynosi 12 do 50 ms. Źródłem powstawania są prawdopodobnie okolice ciała kolankowatego przyśrodkowego. Są odpowiedziami specyficznymi na bodziec słuchowy. W rejestrowanym przedziale czasu 12–50 ms znajdują się odpowiedzi somomotoryczne mięśni czaszki i szyi o czasie utajenia 8–14 ms oraz odpowiedzi typowo neurogenne o czasie utajenia od 20 do 50 ms. Czas utajenia odpowiedzi oraz ich amplitudy nie zmieniają się w sposób zdecydowany podczas snu i po zadziałaniu usypiających środków farmakologicznych. Mogą być rejestrowane za pomocą elektrod płytkowych z powierzchni kory mózgowej (podczas zabiegów neurochirurgicznych) oraz z powierzchni głowy za pomocą elektrod przyklejanych [2, 3, 17–20].

Potencjały wolne odbierane z kory mózgowej (SP – *slow potentials*)

Są to potencjały niespecyficzne, opisane i usystematyzowane jako pierwsze w badaniach elektrofizjologicznych. Anatomicznym podłożem tych odpowiedzi są ośrodki słuchowe w płatach skroniowych. Potencjały te odbierane są za pomocą elektrod wkłuwanych w szczyt czaszki, względnie przyklejanych na powierzchni głowy. Czas utajenia odpowiedzi – mieści się od 50 do 200 ms, a amplitudy odpowiedzi są rzędu kilku do kilkunastu μV . Parametry fizyczne tych odpowiedzi ulegają



Ryc. 2. Schemat zestawu aparatury do badań elektrofizjologicznych narządu słuchu

zmianie podczas snu, są inne podczas czuwania, w śnie farmakologicznym ulegają znacznym zniekształceniom. Istnieją jeszcze potencjały późne o czasie utajenia powyżej 250 ms (LPC względnie CNV), które utożsamiane są z potencjałami prądu stałego czy falą oczekiwania. Należą do nich też P300 i MMN [1, 2, 21, 22].

Fale oczekiwania powstają przez zadziałanie najpierw bodźca akustycznego, a potem innego, np. wzrokowego. Metodę tę próbowano zastosować w tzw. obiektywnej audiometrii mowy (LERA) i w badaniu słuchu w niektórych postaciach afazji, podając jako bodziec wzrokowy krótkotrwałe błyski świetlne.

Aparatura badawcza

Do badań elektrofizjologicznych narządu słuchu wykorzystuje się zestaw aparatury wg schematu pokazanego na ryc. 2.

Każde tego typu urządzenie składa się zasadniczo z dwóch części: nadawczej stymulacyjnej (akustycznej) oraz odbiorczej rejestracyjnej (elektrycznej) [3].

Pacjent (1) odbiera za pomocą słuchawek (9) sygnały akustyczne, podawane z generatora bodźców lub audiometru (5). Mogą to być tony czyste, szum biały, szum filtrowany oraz różnego rodzaju impulsy dźwiękowe. Za pomocą przyklejonych na powierzchni głowy elektrod (8) odbiera się reakcję elektryczną (sygnał EEG) z poszczególnych poziomów drogi słuchowej jako różnicę potencjałów czynnościowych na dużą liczbę bodźców akustycznych, które bardzo silnie wzmacnione (10^6 – 10^9 razy) przez wzmacniacz wstępny (2) wprowadzone zostają do zespołów filtrów. Zadaniem filtrów jest wybór odpowiedniego pasma rejestrowanych częstotliwości odpowiedzi ERA z zakresu 0,25–8 000 Hz, w zależności od rodzaju badania. Z kolei odpowiedzi o charakterystykach ukształtowanych przez filtr są wprowadzone do komputera (4), gdzie zostają zsumowane i uśrednione z możliwością bieżącej obserwacji na monitorze kontrolnym procesu uśredniania (6) oraz zapisania odpowiedzi wynikowej na rejestratorze X-Y (7) w zadanym przedziale czasu mierzonego od chwili zaniku bodźca w słuchawce.

Przy odprowadzaniu potencjałów wywołanych z powierzchni głowy należy pamiętać o tym, że pole elektryczne zostaje rozproszone. Składowe wyższych częstotliwości są bardziej wytłumione aniżeli składowe niższych częstotliwości akustycznych, wskutek różnego przewodnictwa elektrycznego kości i warstw tkanek. Efekt osłabienia natężenia pola powoduje zmniejszenie w znacznym stopniu amplitudy odpowiedzi elektrycznych, rozproszenie natomiast wpływa w sposób pozytywny na badania ERA, gdyż dzięki temu można je wykonywać z tzw. *pola odległego* (w pewnej odległości od źródła odpowiedzi) przez elektrody przyklejane do powierzchni głowy. Jednakże na skutek osłabienia amplitudy odpowiedzi elektrycznych i nakładania się odpowiedzi niespecyficznych, takich jak potencjały czynno-

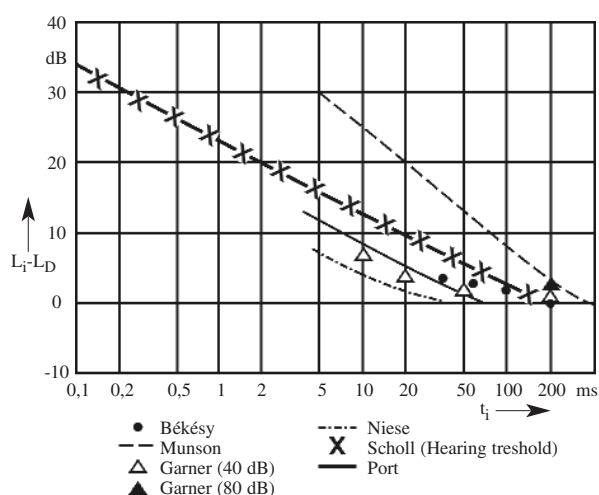


ściowe kory, szumy przepływowe w naczyniach, odpowiedzi mięśniowe spontaniczne, ruchy głowy, przetykanie, zaburzenia EEG, wewnętrzne szumy wzmacniaczy, system elektrod czy wpływ elektrycznych pól zakłócających zewnętrznych, należy bezwzględnie stosować technikę sumowania i uśredniania amplitudy czasowych odpowiedzi elektrycznych dla dużej liczby bodźców. W celu zwiększenia stosunku napięcia sygnału do napięcia szumu stosuje się cyfrową technikę uśredniania dużej liczby odpowiedzi czasowych metodą próbkowania sygnału w czasie i wprowadzenia ich do pamięci małego komputera. Częściowe uniezależnienie się od odpowiedzi błędnych niebędących odpowiedziami na sygnał akustyczny uzyskuje się przez okresowe powtarzanie bodźca, zsynchronizowane z działaniem komputera uśredniającego. Czynność tę wykonuje generator bodźców (5) sterowany komputerem (4).

Kryteria doboru bodźców akustycznych do stymulacji narządu słuchu

Problem ten dotyczy nie tylko wyboru odpowiedniego bodźca do stymulacji narządu słuchu w badaniach ERA, ale również usystematyzowania nomenklatury oznaczeń poziomów natężenia (poziomów ciśnienia) bodźca używanych przez audiologów.

Poziom ciśnienia akustycznego mierzy się w dB SPL (*Sound Pressure Level*). Dla różnych częstotliwości to samo wrażenie słuchowe nie odpowiada jednakowemu poziomowi ciśnienia akustycznego. W badaniach słuchu metodą audiometryczną ubytek słuchu mierzy się w dB HL. Dotyczy to tylko tonów czystych, których czas trwania jest większy od 200 ms. Zero dB audiometrycznie odpowiada wrażeniu progowemu dla tonów o częstotliwościach badanych. Audiolodzy posługują



Ryc. 3. Wykresy zależności zmiany poziomu wynikającej z różnicy poziomu natężenia impulsu (mierzonego w szczycie) L_i i poziomu natężenia tonu L_D

się w swej nomenklaturze również wartościami dB SL.

W dB SL określa się poziom odczucia ciśnienia dźwięku liczony od progu słuchowego danego ucha. W dB HL określa się również poziom ciśnienia dźwięku powyżej progu słuchowego, określonego audiometrycznie dla ucha normalnego. Oddzielny problem stanowi dźwięk o krótkim czasie trwania. W określeniu poziomu natężenia dźwięku należy wprowadzić pojęcie miary decybelowej mierzonej w *szczyt* SPL (głównie dla krótkich paczek fal sinusoidalnie zmiennych) lub *ekwiwalentnym szczyt* SPL. Pojęcie ekwiwalentnego szczytu SPL bardziej odpowiada pomiarom natężenia dla krótkotrwałych bodźców, które nie mają równomiernego zagęszczenia i rozrzedzenia ciśnienia w czasie (np. bodźce o różnych kształtach emitowane przez słuchawki). W związku z tym wrażenie słuchowe przy pobudzeniu ucha krótkotrwałym bodźcem dźwiękowym będzie inne niż dla tonu.

Czas trwania bodźca

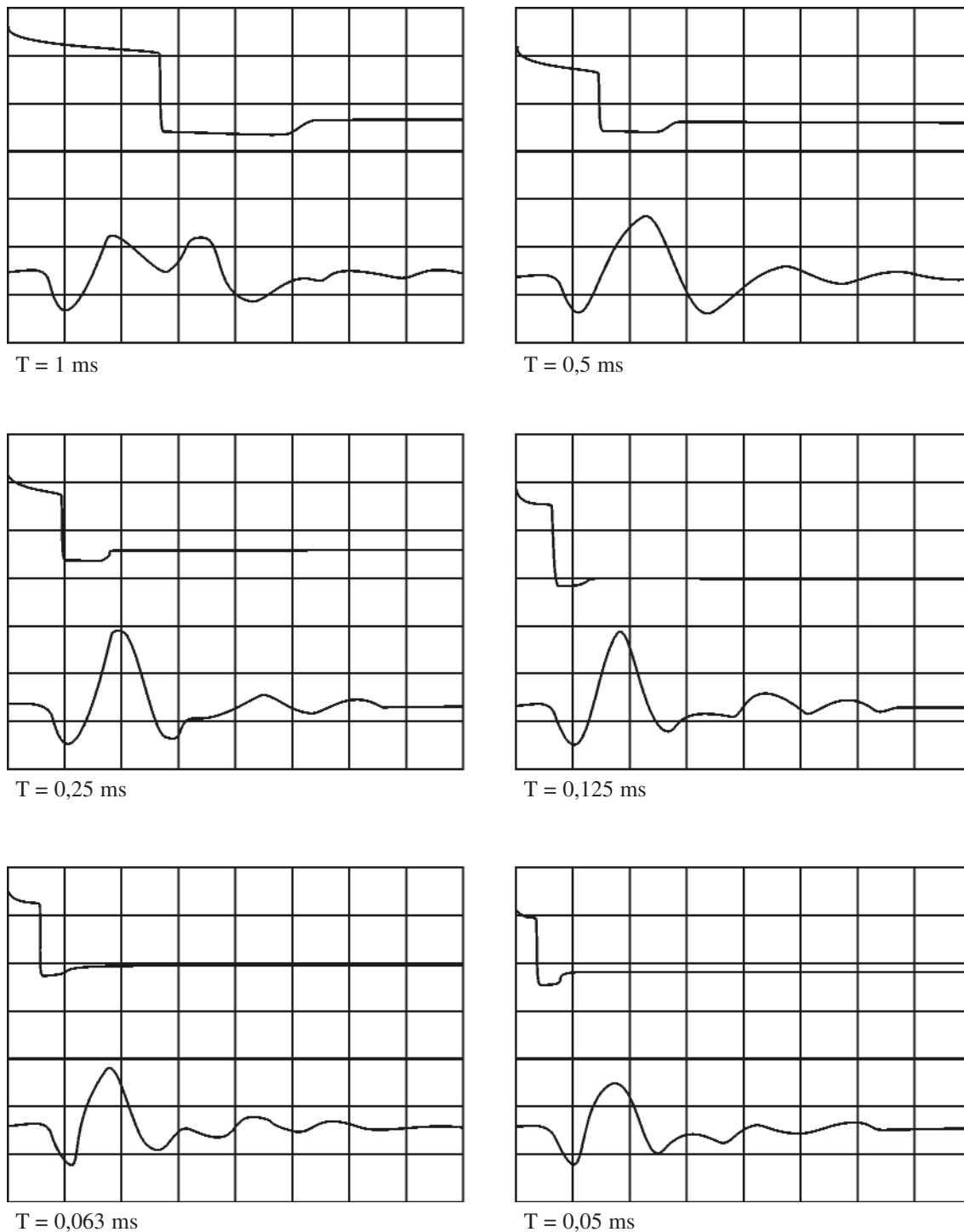
Wielu badaczy (Bekesy, Garner, Niese, Port) [3, 23, 24] próbowało określić ilościowo zmianę wrażenia słuchowego w funkcji czasu trwania impulsu dźwiękowego. Ryc. 3. przedstawia zależność tej zmiany poziomu wynikającej z różnicy poziomu natężenia impulsu (mierzonego w szczycie) L_i i poziomu natężenia tonu L_D (o czasie trwania mniejszym od 200–300 ms), dla różnych czasów trwania bodźca wg E. Porta.

Z punktu widzenia badań elektrofizjologicznych narządu słuchu, szczególnie dotyczących zapisów ABR i średniolatencyjnych, gdzie występuje stymulacja bodźcami o czasie trwania w granicach 0,1–0,5 ms powyższa systematyka jest niewystarczająca, a teoretyczne określenie poziomu wrażenia progowego dla tak krótkich impulsów mylne. Rzeczywiste widmo częstotliwości tak krótkiego w czasie impulsu będzie zależęć od kształtu bodźca uaktywniającego słuchawkę. Jeśli np. słuchawkę TDH-39 pobudzimy impulsem prostokątnym o czasie trwania 0,1 ms, to względnie dobre równomiernie płaskie widmo częstotliwości będzie sięgać 6 000 Hz. W badaniach elektrofizjologicznych odpowiedzi wywołanych krótkotrwałymi impulsami tonalnymi wolno stosować pojęcie szczytu HL lub ekwiwalentnego szczytu HL. Psychoakustyczne progi tych impulsów o czasie trwania 0,1–0,5 ms są wyższe o ok. 8–10 dB od progów tonalnych o czasie powyżej 200 ms. Inaczej nieco przedstawia się sytuacja ze standaryzacją trzasków (kilku) – tzn. impulsów o krótkim czasie trwania i różnym od sinusoidy kształcie. Nie ma standardowej definicji poziomu słyszenia (HL) dla szumu *białego* i innych rodzajów szumów i trzasków. Normalny próg słyszenia dla szumu *białego* wynosi ok. 25 dB SPL i nie jest standaryzowany. W związku z tym dla bodźców o krótkich czasach trwania (np. impulsy tonalne i trzaski) może być w użyciu pojęcie dB *nHL* poziomu pro-



gowego. Pojęcie poziomu ciśnienia dźwięku wywołującego wrażenie słuchowe mierzonego w dB nHL określa się jako średni subiektywny próg słuchowy w grupie osób z normalnym słuchem określonym dla konkretnego

impulsu o znanym czasie trwania. Pojęcie dB nHL jest wykorzystywane głównie przy rejestracji ABR. Na przykład dla trzasków o czasie trwania 0,1–0,5 ms stymulacja 0 dB nHL odpowiada 40 dB SPL lub 34 dB



Ryc. 4. Zdjęcia przebiegów elektrycznych impulsu prostokątnego i zniekształconego przez słuchawki dla różnych czasów trwania



ekwiwalentny pik SPL. Dobór odpowiedniego rodzaju bodźca akustycznego w rejestracji szybkich odpowiedzi korowych podyktowany jest zakresem częstotliwości rejestrowanych odpowiedzi (20–85 Hz), jak również możliwością uzyskania odpowiedniego bodźca z aparatury stymulującej (generatora czy audiometru).

Kształt bodźca

Do stymulacji w badaniach elektrofizjologicznych najczęściej stosowanym jest trzask o kształcie prostokątnym. Badania nad kształtem bodźców akustycznych wykazały (Skinner, Goldstein) [26, 27], że najlepsze odpowiedzi uzyskuje się przy bardzo krótkich czasach narastania i opadania zboczy sięgających 10–500 μ s. Temu kryterium najbardziej odpowiada impuls prostokątny. Impuls ten podlega pewnym ograniczeniom częstotliwości przenoszonych.

Idealny impuls prostokątny zostaje zniekształcony przy podawaniu go przez słuchawki. Dla impulsu pobudzającego słuchawkę można określić częstotliwość górną f_g i dolną f_d przeniesionego pasma i wynosi ona [25]:

$$f_d = \frac{0,008}{T(ms)} \text{ Hz}, \quad f_g = \frac{10}{T(ms)} \text{ Hz}$$

T – czas trwania impulsu prostokątnego w ms.

Przy założeniu, że czas trwania impulsu wynosi np. 0,125 ms uzyskujemy po podstawieniu do wzorów:

$$f_d = 64 \text{ Hz}$$

$$f_g = 80 \text{ kHz}$$

Praktycznie okazuje się, że słuchawki w większym stopniu zniekształcają impuls idealny, co pokazują zdjęcia przebiegów elektrycznych impulsu prostokątnego i zniekształconego przez słuchawki (ryc. 4).

Dokładne pomiary czasu trwania impulsu rzeczywistego wykazały, że czas trwania impulsu rzeczywistego emitowanego przez słuchawki dla tego przykładu wynosi $T_{rz} = 0,27$ ms, stąd częstotliwość górna i dolna przeniesionego widma przez impuls rzeczywisty obliczonego teoretycznie wynosi:

$$f_{grz} = 37 \text{ kHz}$$

$$f_{drz} = 30 \text{ Hz}$$

Górna częstotliwość ograniczona jest praktycznie przez pasmo przenoszenia słuchawki. Widmo takiego trzasku po przejściu przez słuchawki nie jest równomierne w całym zakresie przenoszonych częstotliwości. Charakterystykę częstotliwościową trzasku rzeczywistego o czasie trwania 0,1 ms przedstawia ryc. 5.

Przy ocenie progów słuchowych w badaniach ABR wykorzystuje się nie tylko trzaski o różnych czasach trwania, ale i krótkotrwałe sygnały tonalne o częstotliwości 250, 500 i 1 000 Hz. Są to najczęściej tzw. logony, składające się z trzech okresów drgań sinusoidalnych z odpowiednio ukształtowaną obwiednią. Przykład zapi-

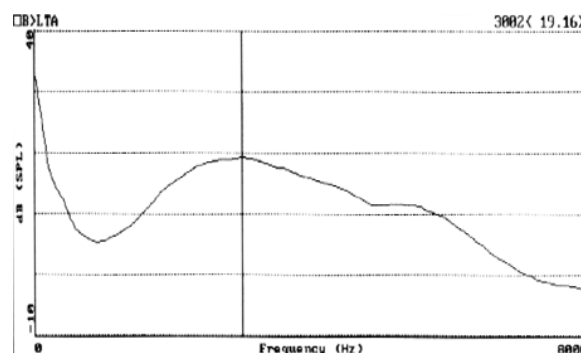
su czasowego oraz charakterystykę częstotliwościową logonu o częstotliwości 1 000 Hz przedstawia ryc. 6.

Wpływ kształtu bodźca akustycznego o czasie trwania $T=0,125$ ms na otrzymywany zapis odpowiedzi elektrofizjologicznej pokazano na przykładach z ryc. 7.

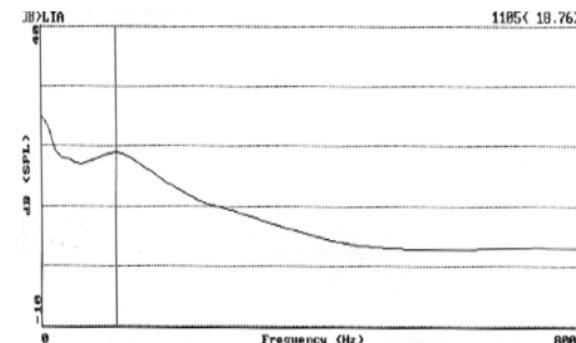
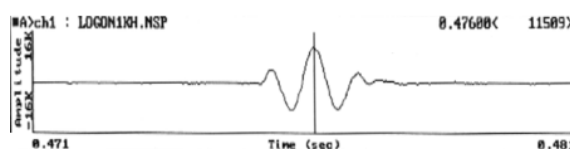
W innych badaniach elektrofizjologicznych narządu słuchu, np. w rejestracji późnych potencjałów korowych, stosowane są naprzemiennie dwa impulsy tonalne o czasach trwania od 100 do 200 ms i częstotliwościach np. 1 i 2 kHz (badanie potencjału P 300), czy dwa słowa różniące się strukturą fonematyczną, np. słowa *ga, da* (badanie potencjałów MMN) [2].

Liczba bodźców

W technice komputerowej uśredniającej i sumującej dużą liczbę odpowiedzi zdecydowany wpływ na jakość odpowiedzi ma liczba bodźców dźwiękowych stymulujących narząd słuchu. Według Goldsteina, Skinera [26,



Ryc. 5. Charakterystyka częstotliwościowa trzasku rzeczywistego o czasie trwania 0,1 ms



Ryc. 6. Przykład zapisu czasowego oraz charakterystyka częstotliwościowa logonu o częstotliwości 1 000 Hz



27] potrzeba co najmniej 1 000 bodźców, aby w sposób prawidłowy zarejestrować potencjały szybkie. W próbach laboratoryjnych określono wpływ liczby bodźców na jakość odpowiedzi (kształt odpowiedzi, amplitudę, odstęp sygnału użytecznego od poziomu szumu, wiek osób badanych). Z badań literaturowych oraz doświadczeń własnych wynika, że do prawidłowej rejestracji potencjałów wywołanych, których amplitudy są rzędu 0,05–0,2 μV , a występujących w badaniach ABR z odległego pola, potrzeba od 1 500 do 2 000 bodźców dla dzieci i 1 000–1 500 bodźców dla dorosłych. Natomiast dla potencjałów, których amplitudy są rzędu 1 do 10 μV (występujących, np. w badaniu MLR techniką z odległego pola) wynosi ona od 500 do 1 000 bodźców, niezależnie od rodzaju stymulacji (jedno- czy obu usznej) oraz wieku pacjenta. W badaniach SP (potencjały korowe) wystarczy od 30 do 100 bodźców, aby uśredniona odpowiedź była czytelna do poziomu 0 dB nHL.

Częstotliwość powtarzania bodźców dźwiękowych

Kryterium to wiąże się z ustaleniem czasu przerwy między kolejnymi bodźcami i zależy ono od:

- ▶ czasu trwania bodźca,
- ▶ czasu rejestracji pojedynczych odpowiedzi,
- ▶ częstotliwości akustycznych fal podstawowego zapisu EEG.

W celu wyeliminowania wpływu stanów przejściowych i nieustalonych w słuchawce, czas przerwy należało wybrać co najmniej 10-krotnie większy od czasu trwania bodźca, a więc większy w badaniu ABR i MLR od 2,5 ms.

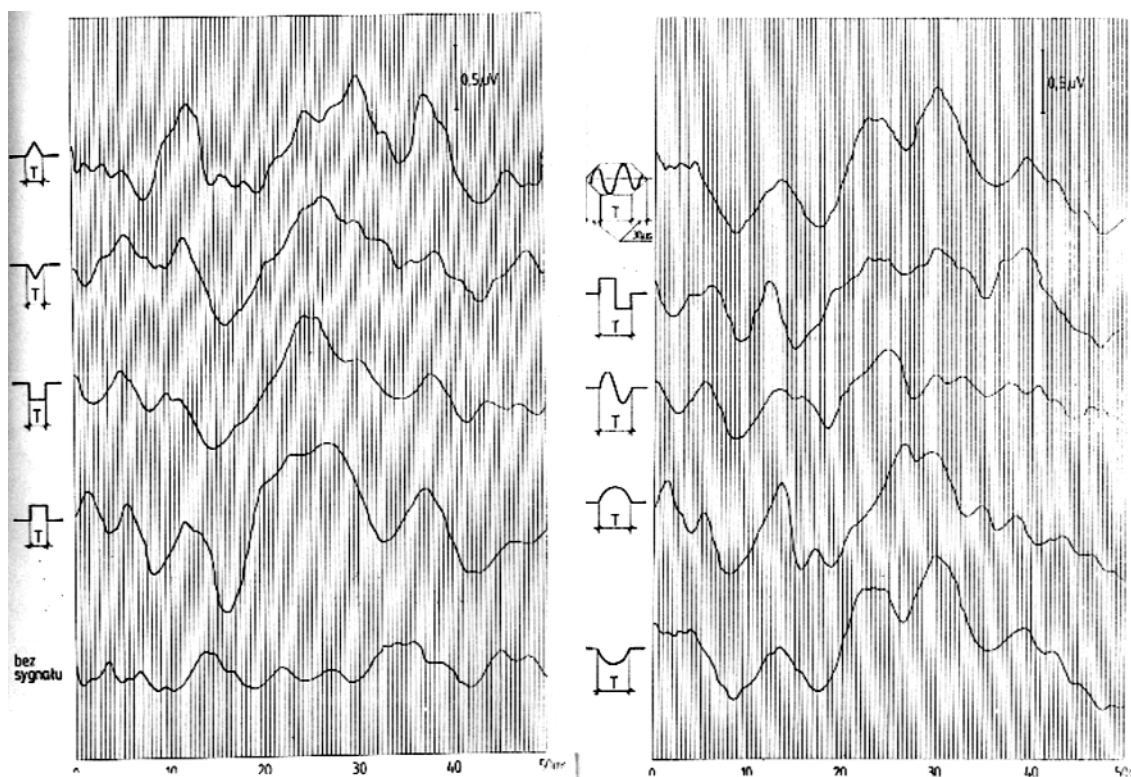
Czas rejestracji pojedynczej odpowiedzi wynosi dla ABR minimum 10 ms od momentu zadziałania bodźca. Uwzględniając opóźnienie czasowe aparatury badawczej wynoszące nawet do kilku ms przerwa między dwoma kolejnymi impulsami (bodźcami) musi być większa od 15 ms.

W badaniu MLR czas rejestracji wynosi 50 ms, a więc przerwa pomiędzy kolejnymi bodźcami musi być większa od ok. 70 ms, a w badaniu SP od 500 ms.

I ostatnie kryterium, które często pomijane jest przez badaczy w badaniach elektrofizjologicznych – to częstotliwość fal podstawowej czynności mózgu. Wynosi ona odpowiednio:

- ▶ fale α (alfa) 8–13 Hz, średnio 10 Hz,
- ▶ fale β (beta) 14–30 Hz, średnio 20 Hz,
- ▶ fale γ (gamma) 4–7 Hz, średnio 6 Hz,
- ▶ fale δ (delta) 0,5–3,3 Hz, średnio 3 Hz.

Występowanie niezależne silnych amplitud tych fal mogłoby spowodować ich rejestrację przy badaniu szybkich potencjałów wywołanych. Aby to wyeliminować, należy wybrać taką częstotliwość powtarzania bodźców, aby nie nakładała się ona z wartościami średnimi częstotliwości fal EEG.



Ryc. 7. Wpływ kształtu bodźca akustycznego o czasie trwania $T = 0,125$ ms na otrzymywany zapis odpowiedzi elektrofizjologicznej



Biorąc pod uwagę ww. ograniczenia, w badaniach laboratoryjnych ocenia się kształty bodźców, których rzeczywisty czas trwania determinuje częstotliwość ich powtarzania. W rejestracji MLR wynosi ona np. od 12,5 do 18 Hz, co odpowiada czasom przerwy 80 ms do 55 ms oraz od 7 do 9 Hz, co odpowiada czasom przerwy 140–110 ms. W badaniu ABR częstotliwość powtarzania wynosi od 10 do 50 Hz, co odpowiada czasom przerwy od ok. 20 do 100 ms w zależności od rodzaju aparatury.

Powtarzalność prób

W celu wyeliminowania przypadkowości w rejestracji odpowiedzi wykonuje się próby laboratoryjne powtarzalności występowania wszystkich potencjałów, których czas utajenia mieści się w granicach czasowego zapisu odpowiedzi. Ryc. 8. przedstawia podwójne zapisy rejestrowanych odpowiedzi MLR dla trzech poziomów natężenia bodźca 110, 70 i 20 dB nHL. Linia przerywana oznacza zapis wykonany po półgodzinnej przerwie u tej samej osoby.

Analiza stosunku sygnału użytecznego do szumu w rejestracjach ERA

Ponieważ ocena występowania odpowiedzi potencjałów wywołanych w głównej mierze opiera się na wizualnej interpretacji badającego, dlatego istnieje potrzeba oceny ilościowej stosunku napięcia, użytecznego do napięcia szumu rejestracji.

Podstawową zasadą przy rozpatrywaniu ilorazu – sygnału do szumu w pomiarach komputerowej techniki sumacyjnej jest analiza matematyczna, ułatwia obliczanie, ale i wykazuje, że amplituda odpowiedzi mierzona jako różnica potencjałów synchronicznego sygnału wzrasta proporcjonalnie do zsumowanej liczby odpowiedzi n wg zależności:

$$\sum_{i=1}^n Ai = A_1 + A_2 + \dots + A_n = n A$$

gdzie: $i = 1, 2, 3, \dots, n$

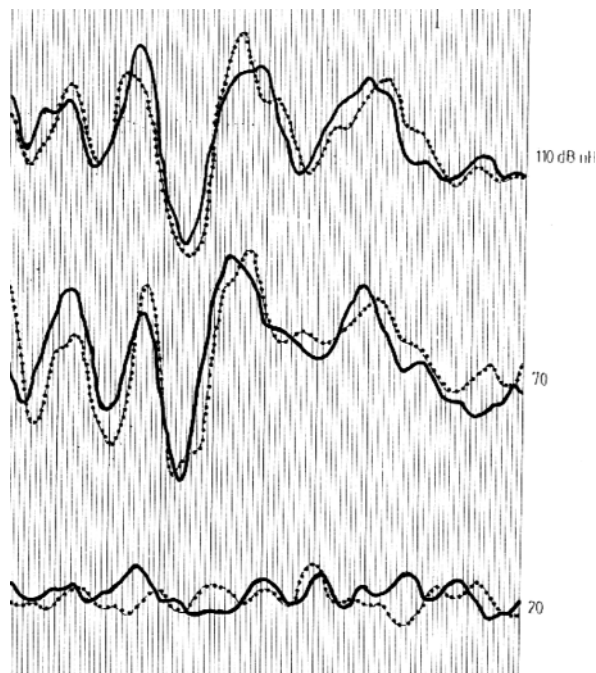
A – amplituda poszczególnych odpowiedzi

Amplitudy $A_1 = A_2 = A_3 = \dots = A_n$ jeśli bodziec jest taki sam i nie są zmienione parametry odbioru sygnału. Natomiast amplituda zakłóceń i szumów zsumowanych przez komputer n – liczby odpowiedzi wynosi

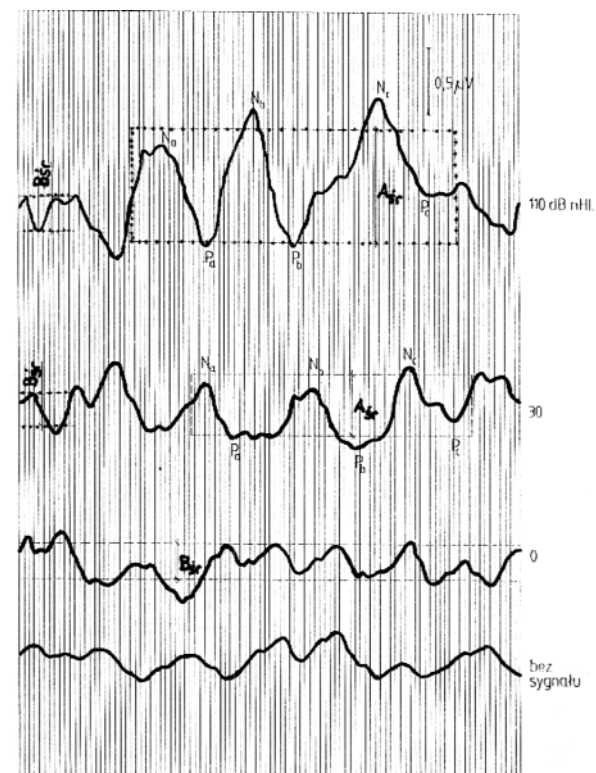
$$\sum_{i=1}^n \sqrt{B_i^2} = \sqrt{B_1^2 + B_2^2 + B_3^2 + B_4^2 + \dots} = B\sqrt{n}$$

gdzie: B_i – oznacza amplitudę szumu kolejnej rejestracji $B_1 = B_2 = B_3 = \dots = B_n$ jeśli każda wprowadzona do komputera odpowiedź zawiera tę samą wartość (bezwzględną) szumu.

Licząc stosunek amplitudy sygnału do amplitudy szumu otrzymujemy:



Ryc. 8. Przykład powtarzalności rejestrowanych odpowiedzi MLR dla trzech poziomów natężenia bodźca 110, 70 i 20 dB nHL



Ryc. 9. Analiza stosunku sygnału użytecznego do sygnału szumu uzyskanego przy zapisie MLR u 33-letniego mężczyzny



$$K = \frac{nA}{B\sqrt{n}} = \sqrt{n} \frac{A}{B}$$

Wzór (powyższy) dowodzi, że jeśli iloraz A/B jest wartością stałą w danej rejestracji, to odstęp sygnału użytecznego od szumu oznaczony jako K zależy tylko od \sqrt{n} , czyli od liczby zsumowanych odpowiedzi. W praktyce określa się odpowiedzi sumacyjne z ok. 1 000 pobudzeń dla każdego poziomu natężenia bodźca. Ryc. 9. przedstawia analizę stosunku sygnału użytecznego do sygnału szumu uzyskanego praktycznie przy zapisie MLR u 33-letniego mężczyzny.

Dla 110 dB nHL średnia wartość amplitudy międzyszczytowej odpowiedzi $A_{sr} = 0,88 \mu V$ oraz średnia wartość amplitudy szumu $B_{sr} = 0,26 \mu V$. Dla 30 dB nHL $A_{sr} = 0,45 \mu V$ i $B_{sr} = 0,26 \mu V$.

Dla 0 dB nHL odczytano wartość B_{sr} , która wyniosła $0,26 \mu V$. Licząc odstęp K zsumowanego (z 1 000 pobudzeń) sygnału użytecznego odpowiedzi od szumu w mierze decybelowej uzyskano:

■ dla 110 dB nHL, $K = 5,3$ dB,

■ dla 30 dB nHL, $K = 2,4$ dB.

Odstęp sygnału użytecznego w badaniach MLR od szumu nie jest wartością stałą, zależy od poziomu natężenia bodźca przy stałej liczbie N pobudzeń. Im mniejszy jest poziom natężenia bodźca tym mniejszy jest iloraz A do B. Podobnie jest w innych rejestracjach ABR, SP.

Wizualna ocena występowania odpowiedzi jest możliwa do momentu, gdy amplituda odpowiedzi jest wyższa od amplitudy szumu, tzn. gdy współczynnik $K > 0$ dB, co uzyskano przy poziomie natężenia bodźca wynoszącym 30 dB nHL dla podanego przypadku. W badaniach ABR współczynnik K jest większy od zera przy poziomie 10 dB nHL, co przyjęto za wartość prognozy słyszenia.

W podsumowaniu należy podkreślić (decydujący o prawidłowej rejestracji badań ERA) wpływ parametrów bodźca w stymulacji oraz zapisu w interpretacji odpowiedzi wywołanych. Współczesna aparatura do badań ERA oparta jest na komputerach osobistych PC, odpowiednio oprogramowanych. Możliwości ustawienia parametrów stymulacji i akwizycji danych w badaniach elektrofizjologicznych są praktycznie nieograniczone. Umiejętne korzystanie z nich jest elementem decydującym o tym czy badania są przeprowadzane prawidłowo czy nie. W diagnostyce na takie ryzyko nie można sobie pozwolić.

Piśmiennictwo

1. Bystrzanowska T. Audiologia kliniczna. PZWL, Warszawa 1978; wyd. II.
2. Pruszewicz A. Audiologia kliniczna, zarys. Wyd. III, Akademia Medyczna, Poznań 2004.

3. Świdziński P. Rejestracja i ocena przydatności szybkich potencjałów korowych o czasie utajenia 12–50 ms w badaniach elektrofizjologicznych narządu słuchu. Praca doktorska, Akademia Medyczna, Poznań 1984.
4. Berger H. Über das Elektrokephalogramm des Menschen. Arch Psychiatr Nervenkr 1929; 87: 527.
5. Davis H, Davis PA, Loomis AL, Harvey EN, Hobart G. Electrical reactions of the human brain to auditory stimulations during sleep. J Neurophysiol 1939; 2: 500.
6. Davis PA. Effects of acoustic stimuli on the waking human brain. J Neurophysiol 1939; 2: 494.
7. Davis H. Electric response audiology: past, present and future. Ear Hear 1981; 1: 5.
8. Novak M, Janisch R. Potencjaly mozkevoho kmene a prah sluchu. Ceskoslov Otolaryng 1982; 1: 1.
9. Shucard DW, Cummins KR, Thomas DG, Shucard JL. Evoked potentials to auditory probes as indices of cerebral specialization of function replication and extension. Electroencephalogr Clin Neurophysiol 1981; 52 (5): 389-393.
10. Yosie H, Onachi T. Clinical use of cochlear nerve action potential responses in man for differential diagnosis of hearing losses. Acta Otolaryngol (Stockh.) 1969; suppl. 252.
11. Arslan E, Prosser S, Michelini S. The auditory brainstem response to binaural delayed stimuli in man. Scand Audiol 1981; 10: 151.
12. Bauch CD, Rose DE, Harner SG. Auditory Brainstem Responses Results from 255 Patients with Suspected Retrocochlear Involvement. Ear Hear 1982; 3, 2: 83.
13. Doyle DJ, Hyde ML. Digital inverse filtering of distorted auditory brainstem responses. Scand Audiol 1981; 10: 261.
14. Dum N, Schmidt U, v. Wedel H. Scalp distribution of the auditory evoked brainstem potentials in the guinea pig during monaural an binaural stimulation. Hear Res 1981; 5: 271.
15. McGee TJ, Clemis JD. Effects of conductive hearing loss on auditory brainstem response. Ann Otol Rhinol Laryngol 1982; 91 (3 Pt 1): 304-309.
16. Prasher DK, Sainz M, Gibson WP. Effect of interaural intensity differences on binaural summation of brainstem auditory-evoked potentials. Br J Audiol 1981; 15 (3): 189-194.
17. Bickford RT, Jacobsen JL, Cody DTR. Nature of average evoked potential to sound and other stimuli in man. Ann NY Acad Sci 1964; 112: 204.
18. Geisler CD, Frischkopt LS, Rosenblith WA. Extracranial responses to acoustic clicks in man. Science 1958; 128: 1210.
19. Goldstein R. Early components of the AER. Acta Otolaryng 1965; suppl. 206.
20. Goldstein R, Redman LB. Early components of averaged evoked responses to rapidly repeated auditory stimuli. J Speech Hear Res 1967; 10: 697.
21. Ruhm H, Walker E, Famgin H. Acoustically — evoked potentials in man: Mediation of early components. Laryngoscope 1967; 77: 806.
22. Zakrzewski A, Pruszewicz A. Obiektywne metody badania słuchu. Otolaryngologia kliniczna. PZWL, Warszawa 1981; wyd. 2, 710.
23. Broch JT. The Application of the Brüel & Kjaer Measuring System to Acoustic Noise Measurements. Second Edition 1973.
24. Żyszkowski Z. Podstawy elektroakustyki. WKiŁ, Warszawa 1965; wyd. II.
25. Zalewski J. Drgania i wibracje. Polit. Wroclawska 1974/75. Zeszyty, Wykłady.
26. Goldstein R. Letter to the editor, Electric Response Audiometry. Audiology 1969; 5: 3.
27. Skinner P, Shimota J. Binaural summation and the early components of the auditory electroencephalic response. J Aud Res 1973; 12, 1: 32.

Adres do korespondencji

dr hab. **Piotr Świdziński**

Pracownia Psychoakustyki i Elektrofizjologii Głosu, Słuchu i Mowy
Katedra i Klinika Foniatrii i Audiologii

Akademia Medyczna

im. Karola Marcinkowskiego

ul. Przybyszewskiego 49

60-355 Poznań

tel. +48 61 869 13 69

