

Andrzej Senderski¹, Krzysztof Kochanek^{1,2}, Bożena Wróbel¹,
Adam Piłka^{1,2}, Zdzisława Ogińska³, Henryk Skarżyński^{1,2}

¹Institut Fizjologii i Patologii Słuchu

²Klinika Otolaryngologii Akademii Medycznej

³Klinika Położnictwa i Ginekologii I Wydziału Lekarskiego Akademii Medycznej
Warszawa

Wpływ szerokości pasma wzmacniacza biologicznego na parametry fali V słuchowych potencjałów wywołanych pnia mózgu

The effect of the width of the band-pass of biological amplifier
on the parameters of wave V of auditory brainstem responses

Słowa kluczowe: słuchowe potencjały wywołane pnia mózgu,
badania przesiewowe słuchu u noworodków,
filtry pasmowo-przepustowe

Key words: auditory brainstem responses, hearing newborn screening,
band-pass filters

Streszczenie

Celem pracy była ocena wpływu szerokości pasma wzmacniacza biologicznego na latencje i amplitudy fali V słuchowych potencjałów wywołanych pnia mózgu rejestrowanych u 50 noworodków w 2-5 dobie życia. Do prowadzenia rejestracji używano systemu do badań elektrofizjologicznych EPTEST. W badaniach stosowano bodziec typu trzask podawany przez słuchawki firmy Madsen z częstością podawania 37/s. Czas analizy odpowiedzi wynosił 20 ms. Zakres badanych intensywności wynosił od 20 do 90 dB nHL, a skok tłumika 10 dB. Odpowiedzi rejestrowano jednocześnie w dwóch kanałach. W jednym kanale pasmo wzmacniacza zawierało się w granicach od 200 do 2000 Hz, natomiast w drugim od 20 do 2000 Hz. Wyniki pracy wykazują, że zmniejszenie dolnej częstotliwości granicznej wzmacniacza zwiększa latencję i amplitudę fali V, natomiast nie zmienia jej progów. Autorzy zwracają uwagę na fakt, że w badaniach przesiewowych słuchu u noworodków ewentualne korzyści z zastosowania filtrów górnoprzepustowych o niskiej częstotliwości odcięcia mogą być niwelowane wzrostem amplitudy zakłóceń mięśniowych i elektromagnetycznych, co w efekcie może spowodować spadek jakości rejestrowanych odpowiedzi oraz wydłużyć czas badania.

Summary

The authors evaluated the effect of the width of the band-pass of a biological amplifier on the latency, amplitude and threshold of wave V auditory brainstem responses (ABR). A group of 50 normal neonates from 2 to 4 days of age participated in this study. ABR were recorded from each newborn using two different high-pass filter settings: 20 and 200 Hz (6 dB/octave slope). The low pass filter was set at 2000 Hz in both conditions. A Polish computer controlled system Eptest was used to record the ABRs. The click was presented with alternating polarity at a rate 37/s by Madsen insert earphones. Responses were recorded simultaneously from two bandwidths of amplifier at a click intensities from 20 to 90 dB nHL with 10 dB steps. Analysis time was 20 ms. Results of this study showed that lowering cut off frequency of high-pass filter increased amplitude and latency of wave V, nevertheless it did not change the threshold of the responses.

WPROWADZENIE

Słuchowe potencjały wywołane pnia mózgu – ABR (ang. *auditory brainstem responses*) stosowane są w praktyce klinicznej do oceny proggu słyszenia u małych dzieci [Stapells 1989; Garruba i in. 1991; Mason 1992; Kulahli i in. 1997], we wczesnej diagnostyce ubytków słuchu typu pozaślimakowego [Kileny i in. 1989; Gstoettner i in. 1992; Chanrasekhar i in. 1995] oraz w badaniach przesiewowych słuchu u noworodków [Kileny 1988; Mason 1992; Herrmann i wsp. 1995]. Amplituda odpowiedzi słuchowych potencjałów wywołanych pnia mózgu jest bardzo niska, zazwyczaj nie przekracza 0,5 μ V podczas gdy zakłócenia, których źródłem są urządzenia elektryczne, mają amplitudę kilkadziesiąt razy większą [Hall III 1992]. Ponieważ amplituda tych zakłóceń jest największa w zakresie niskich częstotliwości, dlatego dla poprawienia stosunku amplitud sygnału do amplitudy szumu niezbędne jest stosowanie procesu filtracji sygnału, zanim zostanie poddany on procesowi uśredniania.

Ustalenie optymalnego zakresu filtrowania dla określonego sygnału biologicznego wymaga znajomości jego widma mocy. W latach 70. i 80. wykonano szereg prac badawczych dotyczących wpływu rodzaju bodźca i jego poziomu na widmo odpowiedzi pniowych [Elberling 1979; Suzuki i in. 1986; Maurizi i in. 1986; Malinoff i Spivak 1990]. Wyniki tych prac wskazują, że maksymalny zakres częstotliwości, w którym występują składowe potencjałów pnia mózgu wynosi od 20 Hz do 1,5 kHz oraz, że wraz ze zmniejszaniem poziomu bodźca w widmie odpowiedzi zwiększa się udział niskich częstotliwości.

Ponieważ widmo sygnału zmienia się w zależności od intensywności bodźca dlatego zależnie od celu badania można w pewnym zakresie modyfikować pasmo przenoszenia wzmacniacza biologicznego. Na przykład w badaniach, których celem jest ocena stanu funkcjonalnego nerwu słuchowego i pnia

mózgu, standardowo stosuje się bodziec typu trzask o dużej intensywności z zakresu od 80 do 100 dB nHL. Ponieważ analizy widmowe prowadzone przez wyżej wymienionych autorów wykazały, że przy dużych poziomach bodźca w sygnale potencjałów pnia mózgu istotną część informacji niosą wyższe częstotliwości dlatego przy tych poziomach bodźca można stosować zawężone pasmo wzmacniacza biologicznego z dolną częstotliwością graniczną z zakresu od 100 do 200 Hz. W ten sposób można znacznie ograniczyć wpływ zakłóceń elektromagnetycznych na rejestrowane odpowiedzi.

W badaniach progowych ABR problem uzyskania czytelnych, powtarzalnych zapisów jest znacznie większy, ponieważ amplituda fali V, która jest stosowana jako wskaźnik proggu, zmniejsza się wraz z obniżaniem poziomu bodźca. Zatem szczególnie przy rejestracjach dla niskich intensywności pasmo wzmacniacza biologicznego powinno być na tyle szerokie, aby nie ograniczało użytecznego pasma wzmacnianego sygnału.

Wiadomo powszechnie, że odpowiedzi małych dzieci różnią się od odpowiedzi osób dorosłych, zarówno pod względem morfologii, wartości latencji, a także amplitud poszczególnych fal. W odpowiedziach noworodka znacznie dłuższe są latencje i interwały czasowe, podwyższony jest próg odpowiedzi oraz zmniejszona jest amplituda fali V [Rotteveel i in. 1987; Eggermont 1988; Stapells 1989; Fujita i Hyde 1991]. Dopiero w wieku około 2 lat odpowiedzi dziecka mają cechy zapisu odpowiedzi osoby dorosłej [Hall III 1992]. Różnice w morfologii i parametrach odpowiedzi noworodków i osób dorosłych znajdują również odbicie w widmach odpowiedzi. Analiza widmowa wykazuje, że energia odpowiedzi osób dorosłych jest zawarta zasadniczo w zakresie częstotliwości poniżej 250 Hz [Elberling 1979] natomiast dla noworodków poniżej 150 Hz [Spivak 1993], a nawet poniżej 100 Hz, jak wynika z badań Sininger [1995]. Biorąc pod uwagę wyniki tych analiz celowe wydaje się zmniejszanie dolnej częstotliwości wzmacniacza, szczególnie przy rejestracjach odpowiedzi noworodków. W pracach, w których badano wpływ dolnej częstotliwości wzmacniacza na parametry odpowiedzi pniowych rejestrowanych u noworodków wykazano, że stosowanie niskiej wartości dolnej częstotliwości granicznej, np. 30 Hz, zwiększa znacznie amplitudę fali V [Spivak 1993; Stuart i Yang 1994; Sininger 1995]. Ponieważ nie zostały opracowane do tej pory standardowe metody rejestracji poszczególnych rodzajów słuchowych potencjałów wywołanych, dlatego wciąż podejmowane są badania, których celem jest ustalenie optymalnych warunków rejestracji potencjałów, w tym parametrów toru wzmacniania sygnałów.

W niniejszej pracy postanowiono praktycznie porównać parametry odpowiedzi pnia mózgu noworodków, rejestrowane jednocześnie w dwóch pasmach wzmacniacza biologicznego, różniących się wartością dolnej częstotliwości granicznej. Badania przeprowadzono w warunkach oddziały noworodkowego.

MATERIAŁ I METODA

Badania wykonano w grupie 50 zdrowych, donoszonych noworodków, urodzonych między 39 a 42 tygodniem od zapłodnienia. Punktacja Apgar w pierwszej minucie wynosiła 8 lub więcej punktów. Rejestracje ABR wykonywano na oddziale noworodkowym między 2 a 4 dobą życia, w wydzielonym pomieszczeniu, bez ekranu elektromagnetycznego i specjalnej izolacji akustycznej. W większości przypadków dzieci spały podczas badania.

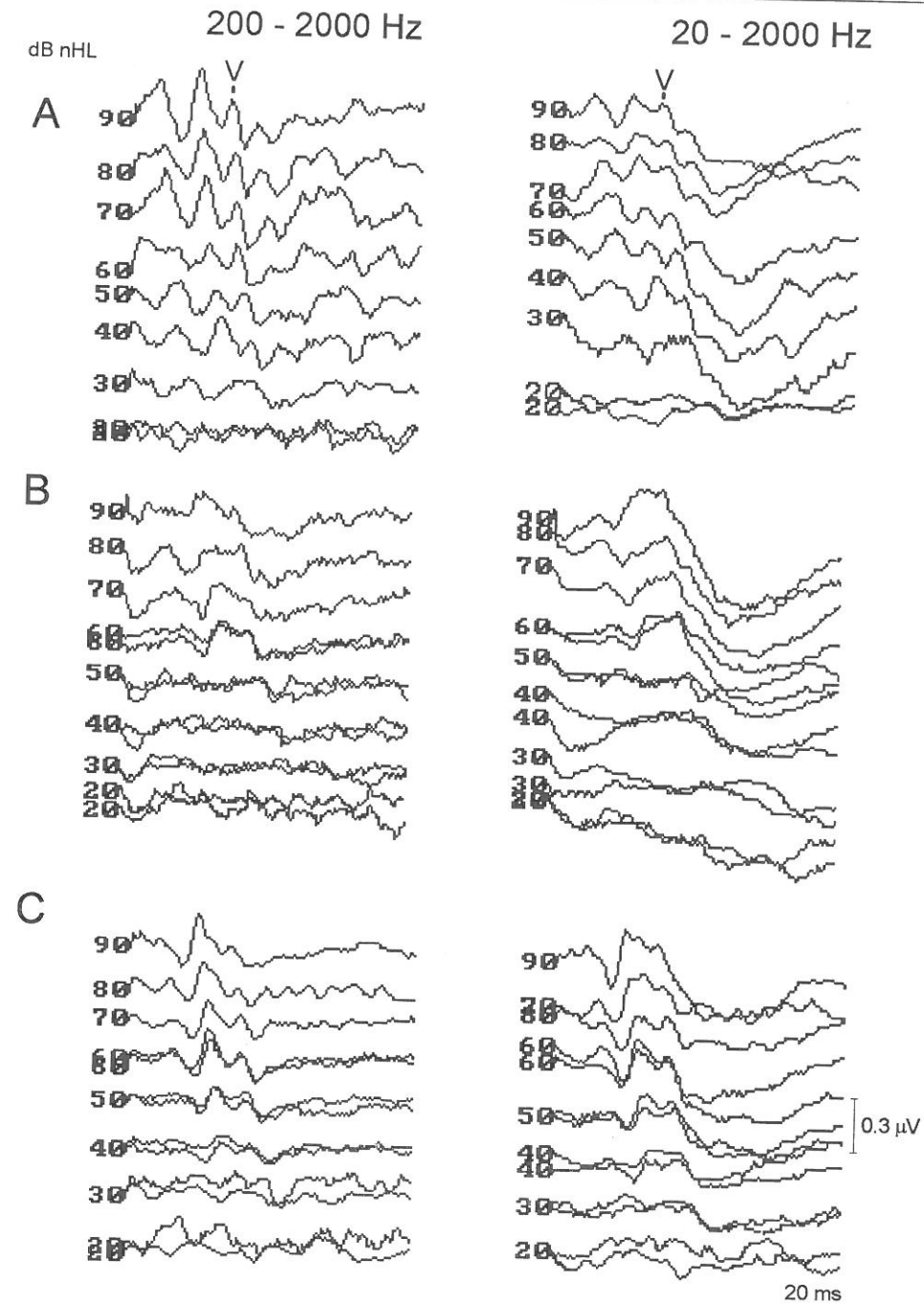
Rejestracje wykonywano jednocześnie w dwóch kanałach za pomocą polskiej aparatury do badań elektrofizjologicznych słuchu o nazwie „Eptest”. W jednym z kanałów pasmo wzmacniacza zawierało się w granicach od 200 do 2000 Hz, natomiast w drugim od 20 do 2000 Hz. Nachylenie charakterystyk filtrów wynosiło 6 dB/okt. Z uwagi na większą amplitudę czynności bioelektrycznej, w drugim kanale wzmacniacza czułość była dwukrotnie niższa. Czas analizy odpowiedzi wynosił 20 ms. Typowe, srebrne elektrody miseczkowe EEG umieszczano na czole w linii środkowej, poniżej włosów oraz na wyrostkach sutkowych. U każdego noworodka badanie wykonywano tylko w jednym, losowo wybranym uchu.

Rejestracje ABR wykonywano procedurą szeregu natężeniowego dla bodźca typu trzask o czasie trwania 100 μ s, który prezentowano przez słuchawki wewnętrzne firmy Madsen z polaryzacją naprzemienną i częstotliwością powtarzania 37/s. Zakres badanych intensywności wynosił od 20 do 90 dB nHL, a skok tłumika 10 dB. Wartość 0 dB w skali nHL wyznaczano w grupie 10 osób dorosłych o słuchu normalnym. W pobliżu progu odpowiedzi rejestrowano 2-krotnie.

Na ryc. 1 przedstawiono metody pomiaru amplitudy fali V w odpowiedziach ABR. W odpowiedziach rejestrowanych w węższym paśmie wzmacniacza, amplitudę fali mierzono międzyszczytowo, na jej opadającym zboczach, pomiędzy punktami V i V'. W odpowiedziach rejestrowanych w szerszym paśmie, pomiarów amplitudy dokonywano między punktami V i V' oraz dodatkowo między szczytami fali SN₁₀.

Przedmiotem analizy statystycznej były wartość latencji fali V, jej amplituda i próg. Do oceny różnic między parametrami odpowiedzi rejestrowanych w dwóch pasmach wzmacniacza stosowano test *t* dla prób powiązanych stosując poziom istotności $p < 0,05$.

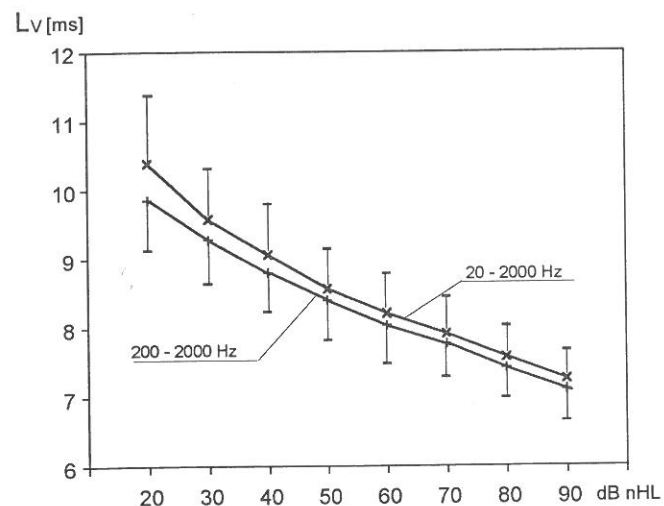
Latencje i amplitudy fali V były wyznaczane niezależnie przez 2 osoby, natomiast próg odpowiedzi oceniali 4 osoby.



Ryc. 1. Sposób pomiaru amplitud fali V w dwóch pasmach wzmacniacza biologicznego

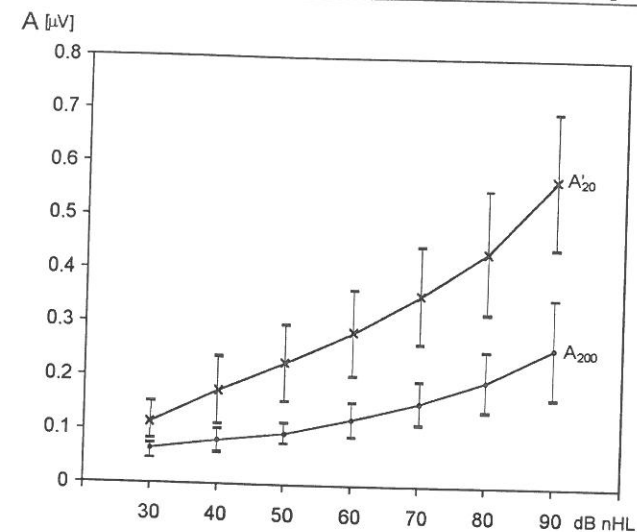
WYNIKI

Na ryc. 2 przedstawiono przykład rejestracji odpowiedzi pnia mózgu w funkcji intensywności trzasku u 3 noworodków w dwóch pasmach wzmacniacza biologicznego. Porównanie odpowiedzi zarejestrowanych w obu pasmach wzmacniacza wskazuje na bardziej stabilną morfologię odpowiedzi w węższym paśmie wzmacniacza. Morfologia odpowiedzi zarejestrowanych w szerszym paśmie charakteryzuje się większym zróżnicowaniem. Fala SN_{10} uwidoczniła się wyraźnie w odpowiedziach noworodka B, natomiast w niewielkim stopniu w odpowiedziach z przykładu C. Amplituda fali V mierzona w sposób tradycyjny międzyszczytowo, w odniesieniu do punktu V' , była w obu pasmach zbliżona. Natomiast dla odpowiedzi w szerszym paśmie amplituda mierzona w odniesieniu do fali SN_{10} jest znacznie większa, szczególnie dla dużych intensywności bodźca. Próg odpowiedzi jest taki sam w obu pasmach. W przykładzie A wynosił 20 dB nHL, natomiast w przykładach B i C – 30 dB nHL.



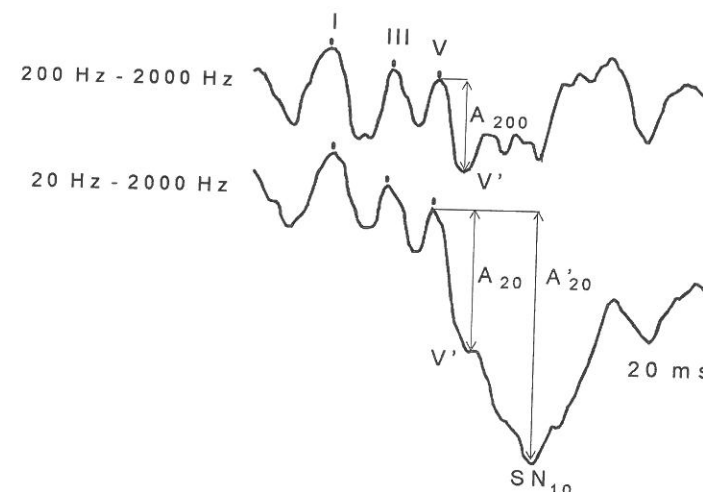
Ryc. 2. Przykłady rejestracji słuchowych potencjałów wywołanych pnia mózgu u noworodka w dwóch pasmach wzmacniacza biologicznego

Porównanie wartości latencji fali V w obu pasmach wzmacniacza (ryc. 3) wykazało, że dłuższe są latencje fali V w odpowiedziach rejestrowanych w paśmie od 20 Hz do 2000 Hz. Różnice między wartościami latencji fali V dla dwóch pasm wzmacniacza są niewielkie, ale istotne statystycznie w całym zakresie badanych intensywności.



Ryc. 3. Porównanie latencji fali V w funkcji intensywności trzasku w obu pasmach wzmacniacza

Na ryc. 4 przedstawiono wykresy średnich wartości amplitud fali V (A'_{20} i A_{200}) w funkcji intensywności trzasku wyznaczone z odpowiedzi rejestrowanych w dwóch pasmach wzmacniacza. Porównanie amplitud fali V w obu pasmach wzmacniacza wyznaczanych w odniesieniu do punktu V' (A_{20}/A_{200}) nie wykazało istotnych statystycznie różnic. Natomiast większe były amplitudy fali V w paśmie od 20 do 2000 Hz mierzone w odniesieniu do fali SN_{10}



Ryc. 4. Porównanie amplitud fali V w funkcji intensywności trzasku wyznaczone z odpowiedzi rejestrowanych w dwóch pasmach wzmacniacza

Tab. 1. Średnie wartości i odchylenia standardowe amplitud fali V w odpowiedziach rejestrowanych w dwóch pasmach wzmacniacza biologicznego

Intensywność [dB nHL]	n	A'_{20} [μ V] (20-2000 Hz)	A_{200} [μ V] (200-2000 Hz)
90	30	0,57 \pm 0,12	0,26 \pm 0,09
80	30	0,44 \pm 0,11	0,20 \pm 0,06
70	30	0,36 \pm 0,09	0,16 \pm 0,04
60	30	0,28 \pm 0,08	0,12 \pm 0,03
50	30	0,23 \pm 0,07	0,10 \pm 0,02
40	22	0,18 \pm 0,07	0,08 \pm 0,02
30	17	0,12 \pm 0,04	0,06 \pm 0,02

(A'_{20}), przy czym największe różnice między amplitudami A'_{20} i A_{200} występowały dla najwyższych intensywności. W pobliżu progu różnice te były mniejsze ale również statystycznie istotne. Należy zwrócić uwagę, że amplituda A'_{20} była dwukrotnie większa od amplitudy A_{200} dla wszystkich intensywności bodźca (tab. 1). Porównanie wartości progów odpowiedzi w obu pasmach wzmacniacza nie wykazało istotnych statystycznie różnic.

DYSKUSJA

Badania przeprowadzone w niniejszej pracy wykazały, że zmniejszenie dolnej częstotliwości granicznej wzmacniacza zwiększa latencję i amplitudę fali V, natomiast nie zmienia jej progu. Wyniki te są zgodne z podawanymi przez wielu autorów [Stapells 1989; Kavanagh i Frank 1989; Stuart i Yang 1994]. Autorzy tych prac zwracają ponadto uwagę na fakt, że w przypadku stosowania filtrów o niższej częstotliwości odcięcia obecność fali SN_{10} znacznie ułatwia ocenę progu odpowiedzi. W pracy obserwowano w wielu przypadkach podobny efekt, co może sugerować, że szersze pasmo wzmacniacza jest bardziej przydatne w badaniach, których celem jest wyznaczenie progu odpowiedzi.

Jest to jednak tylko jeden z aspektów dotyczących problemu wpływu dolnej częstotliwości granicznej wzmacniacza na odpowiedzi ABR. Należy bowiem pamiętać, że wraz z obniżeniem dolnej częstotliwości granicznej wzmacniacza w rejestrowanych odpowiedziach zwiększa się ilość zakłóceń elektromagnetycznych oraz artefaktów mięśniowych, szczególnie w sytuacjach gdy dziecko nie śpi podczas badania [Hausmanowa-Petrusewicz 1986;

Sininger 1995]. W niniejszej pracy stwierdzono większy zakres zmienności wartości amplitudy fali V w odpowiedziach rejestrowanych w szerszym paśmie, bowiem wartość odchylenia standardowego średnich wartości amplitudy fali V (tab. 1) była ponad 2-krotnie większa dla odpowiedzi rejestrowanych w szerszym paśmie wzmacniacza, szczególnie w zakresie średnich i niskich intensywności trzasku. Zdaniem autorów niniejszej pracy większa zmienność amplitudy fali V w paśmie 20-2000 Hz może być wynikiem zmienności międzypersonicznej morfologii rejestrowanych odpowiedzi, szczególnie w odniesieniu do fali SN_{10} . Nie można również wykluczyć, że może być również wynikiem wzrostu poziomu zakłóceń niskoczęstotliwościowych.

W wielu przypadkach, tak jak to miało miejsce u noworodka z przykładu na ryc. 2, pojawienie się fali SN_{10} zwiększało amplitudę fali V co zdecydowanie ułatwiało ocenę progu odpowiedzi. Pomimo, że w pobliżu progu różnice amplitud fali V odpowiedzi rejestrowanych w obu pasmach nie były tak duże jak dla dużych intensywności, to należy zwrócić uwagę, że praktycznie w całym zakresie intensywności bodźca iloraz amplitud A_{20}/A_{200} był większy od 2. Z punktu widzenia techniki uśredniania może to mieć korzystne znaczenie, ale tylko przy założeniu, że amplituda szumu tła jest taka sama w obu pasmach wzmacniacza. Przy takim założeniu stosunek amplitud sygnału do szumu - S/N , byłby dwa razy większy w szerszym paśmie wzmacniacza, co pozwoliłoby zmniejszyć liczbę uśrednień 4-krotnie [Keller 1975; Hall III 1992]. Jednak wyniki analizy widmowej szumu tła przeprowadzonej przez Sininger [1995], nie potwierdzają słuszności tych założeń. Badania te wykazały, że główna energia szumu tła zawiera się w zakresie częstotliwości od 10 do 100 Hz, co w przypadku zmiany dolnej częstotliwości wzmacniacza z 200 do 20 Hz może powodować wzrost energii i amplitudy szumu tła, a zatem zmniejszenie wartości ilorazu S/N . Ponieważ przy zmniejszeniu dolnej częstotliwości granicznej wzmacniacza rośnie nie tylko amplituda fali V, ale również energia szumu tła, dlatego trudno jest przesądzić wyłącznie na podstawie powyższych rozważań o większej efektywności rejestracji w szerszym paśmie wzmacniacza w odniesieniu do czasu rejestracji odpowiedzi.

Możliwość dużego wpływu artefaktów elektromagnetycznych i mięśniowych na odpowiedzi rejestrowane w szerszym paśmie wzmacniacza potwierdzają nasze bezpośrednie obserwacje badań prowadzonych jednocześnie w dwóch pasmach wzmacniacza. Odpowiedzi rejestrowane w szerszym paśmie wymagały znacznie większej liczby uśrednień, co można wiązać ze wzrostem amplitudy niskoczęstotliwościowych artefaktów mięśniowych. Wzrastała zatem liczba odpowiedzi z artefaktami, które były eliminowane z procesu uśredniania za pomocą jednostki do eliminacji artefaktów, co w oczywisty sposób wydłużało czas rejestracji. Z punktu widzenia badań przesiewowych noworodków prowadzonych w warunkach oddziału noworodkowego korzyści płynące ze zmniejszenia dolnej częstotliwości wzmacniacza

w odniesieniu do wzrostu amplitudy fali V nie muszą zatem oznaczać skrócenia czasu badania.

Badania wykonane na użytek niniejszej pracy prowadzono na Oddziale Noworodkowym Kliniki Położnictwa i Ginekologii I Wydziału Lekarskiego Akademii Medycznej w Warszawie, gdzie realizowany jest program badań przesiewowych słuchu u noworodków za pomocą słuchowych potencjałów wywołanych pnia mózgu. Rejestracje ABR wykonuje się za pomocą polskiego urządzenia o nazwie „Kuba”, w którym pasmo wzmacniacza biologicznego zawiera się w granicach od 200 do 2000 Hz. Ponieważ na użytek niniejszej pracy badania prowadzono w tych samych warunkach co badania przesiewowe oraz przy zastosowaniu tej samej procedury „szeregu natężeniowego”, dlatego możliwe było porównanie liczby badań wykonywanych w tym samym czasie za pomocą urządzenia „Kuba” z węższym pasmem wzmacniacza oraz za pomocą urządzenia klinicznego o nazwie „Eptest” z szerszym pasmem wzmacniacza, od 20 do 2000 Hz. Nasze bezpośrednie obserwacje wykazały, że krócej trwa badanie noworodków za pomocą urządzenia Kuba, a otrzymane wyniki w odniesieniu do prognozy odpowiedzi były tak samo wiarygodne jak wyniki otrzymane za pomocą urządzenia do badań klinicznych. Pomimo, że w niniejszej pracy nie prowadzono dokładnych pomiarów czasów badań w dwóch pasmach wzmacniacza to jednak nasze obserwacje, zapewne nieco subiektywne, wskazują że w tym samym czasie na urządzeniu z węższym pasmem wzmacniacza można było wykonać ponad dwa razy więcej badań. Obserwacje te prowadzą zatem do wniosku, że nie we wszystkich przypadkach stosowanie szerszego pasma wzmacniacza, które powoduje wzrost amplitudy fali V, musi być korzystne, szczególnie wtedy gdy dziecko nie śpi podczas badania oraz gdy rejestracje wykonywane są na oddziałach intensywnej opieki noworodkowej, gdzie liczba artefaktów elektromagnetycznych jest duża.

Prowadząc badania przesiewowe w warunkach oddziału noworodkowego należy mieć na uwadze fakt, że ewentualne korzyści z zastosowania filtrów górnoprzepustowych o niskiej częstotliwości odcięcia mogą być niwelowane wzrostem amplitudy zakłóceń mięśniowych i elektromagnetycznych, co może spowodować spadek jakości rejestrowanych odpowiedzi oraz wydłużyć czas badania.

Bibliografia

- Chandrasekhar S. S., Brackmann D. E., Devgan K. K., 1995: Utility of auditory brainstem response audiometry in diagnosis of acoustic neuromas. „Am. J. Otol”, 16, 63-67.
 Elberling C., 1979: Auditory electrophysiology: spectral analysis of cochlear and brain stem evoked potentials „Scand. Audiol.” 8, 57-64.
 Eggermont J. J., 1988: Development of ABR parameters in a preterm and a term born population. „Ear and Hearing” 9, 283-289.

- Fujita A., Hyde M. L., Alberti P. W., 1991: ABR latency in infants: properties and applications of various measures. „Acta Otolaryngol. Stockh.” 111, 53-60.
 Garruba V., Grandori F., Lamoretti M., Nikolai P., Zanetti D., Antonelli A.R., 1991: Electric response audiometry in infants and preschool children. Long-term control of the results „Acta. Otolaryngol. Suppl. Stockh.” 482, 36-43.
 Gstoettner W., Neuwirth-Riedl K., Swoboda H., Mostbeck W., Burian M., 1992: Specificity of auditory brainstem response audiometry criteria in acoustic neuroma screening as a function of deviations of reference values in patients with cochlear hearing loss. „Eur. Arch. Otorhinolaryngol.”, 5, 249-253.
 Hall III J. W., 1992: Effect of Nonpathologic Subject Characteristics W: Handbook of auditory evoked responses. Ed. J. W. Hall III, Allyn and Bacon, Boston, 71-102.
 Hall III J. W., 1992: Effect of acquisition factors W: Handbook of auditory evoked responses. Ed. J. W. Hall III, Allyn and Bacon, Boston, 177-220.
 Hausmanowa-Petrusewicz I., 1986: Rozdział IX. 9. Artefakty i zakłócenia „Elektromiografia Kliniczna” PZWL W-Wa, 94-97.
 Herrmann B. S., Thornton A. R., Joseph J. M., 1995: Automated infant hearing screening using the ABR: development and validation „Am.J. Audiol.” 4, 256-261.
 Kavanagh K. T., Franks R., 1989: Analog and digital filtering of the brain stem auditory evoked response „Ann. Otol. Rhinol. Laryngol.” 98, 508-515.
 Keller J., 1975: Rozdział 3.2.3 Uśrednianie W: „Elektronika medyczna cz.II” Wydawnictwa Komunikacji i Łączności W-wa, 79-83.
 Kileny P., Telian S., Kemink J., 1989: Acoustic neuroma: diagnosis and management. W: „Diagnostic audiology” Ed. J. Jacobson, J. Northern, Pro-ed, Austin, Texas, 217-254.
 Kileny P. R., 1988: New insights on infant ABR hearing screening „Scand.Audiol.Suppl” 30, 81-88.
 Kulahli I., Ozturk M., Bilen C., Cureoglu S., Merhametsis A., Cagil N., 1997: Evaluation of hearing loss with auditory brainstem responses in the early and late period of bacterial meningitis in children „J.Laryngol-Otol.” 111, 3, 218-222.
 Malinoff R. L., Spivak L. G., 1990: Effect of stimulus parameters on auditory brainstem response spectral analysis. „Audiology” 29, 21-28.
 Mason S., 1992: Extract from chapter on Electric Response Audiometry W: „Paediatric Audiology 0-5 years”, Ed. by Dr Barry Mc Cormick
 Maurizi M., Paludetti G., Ottaviani F., Rosignoli M., 1986: Effects of high-pass filtering on the waveform and threshold of auditory brainstem responses to tone pips. Audiology, 15, 124-128.
 Rotteveel J. J., de Graaf R., Colon E. J., Stegeman D. F., Visco Y. M., 1987: The maturation of the central auditory conduction in preterm infants until three months post term. II. The auditory brainstem responses (ABRs) „Hearing Research” 26, 21-35.
 Sininger Y. S., 1995: Filtering and spectral characteristics of averaged auditory brain-stem response and background noise in infants „J-Acoust. Soc. Am.” 98, 4, 2048-2055.
 Spivak L. G., 1993: Spectral composition of infant auditory brainstem responses: implications for filtering. „Audiology” 32, 185-194.
 Spivak L. G., Malinoff R., 1990: Spectral differences in the ABRs of old and young subjects. „Ear. Hear.”, 11, 351-358.
 Stapells D. R., 1989: Auditory brainstem response assessment of infants and children. „Semin. Hear.” 10, 229-250.
 Stuart A., Yang E. Y., 1994: Effect of high-pass filtering on the neonatal auditory brainstem response to air- and bone-conducted clicks. „Speech. Hear. Res.” 37, 475-479.
 Suzuki T., Kobayashi K., Takagi N., 1986: Effects of stimulus repetition rate on slow and fast components of auditory brain-stem responses. „Electroencephalography and clinical Neurophysiology” 65, 150-156.