

Częstość nieprawidłowych odpowiedzi ABR dla trzasku i krótkich tonów u pacjentów z cukrzycą insulinozależną

Occurrence of abnormal ABR elicited by tone pips in insulin-dependent diabetic patients

Ewa Orkan-Łęcka¹, Krzysztof Kochanek², Marta Wysocka¹,
Małgorzata Mueller-Malesińska², Adam Piłka²

¹Akademia Medyczna, Warszawa

²Instytut Fizjologii i Patologii Słuchu, Warszawa

Streszczenie

Badanie słuchowych potencjałów wywołanych pnia mózgu z zastosowaniem trzasku jest standardowym testem przesiewowym u osób z podejrzeniem zaburzeń ślimakowych słuchu. W badaniu tym wykorzystuje się zazwyczaj trzask, który efektywnie pobudza zakręt podstawny ślimaka w zakresie częstotliwości 2000-4000 Hz. Powszechnie wiadomo, że chorzy z cukrzycą mogą wykazywać zaburzenia ze strony różnych narządów zmysłów, w tym narządu słuchu. Celem niniejszej pracy była ocena częstości występowania nieprawidłowych odpowiedzi ABR dla krótkich tonów w grupie młodych osób z cukrzycą typu I. Rejestracje ABR wykonywano za pomocą trzasku oraz krótkich tonów o obwiedni Gaussa o częstotliwościach 1000, 2000 i 4000 Hz. W oparciu o wynik badania ABR dla trzasku wyróżniono 2 grupy pacjentów: grupa I – z prawidłowymi odpowiedziami ABR dla trzasku oraz grupa II – z nieprawidłowymi odpowiedziami. Odpowiedzi ABR dla krótkich tonów były nieprawidłowe u wszystkich osób z nieprawidłowymi odpowiedziami dla trzasku oraz u kilku osób z prawidłowymi odpowiedziami dla trzasku. Przeprowadzone badania wykazały, że częstość nieprawidłowych wyników badania ABR dla krótkich tonów jest większa niż dla trzasku.

Słowa kluczowe: słuchowe potencjały wywołane pnia mózgu, krótkie tony, cukrzyca.

Summary

Examination of the click-elicited auditory brainstem responses (ABR) is the standard screening test applied to the patients suspected of retrocochlear hearing impairments. The click stimulus used in this examination effectively excites the basal turn of the cochlea in the frequency range of 2-4 kHz. It is commonly known that diabetic patients could exhibit disorders of various sense organs, including the hearing organ, and this can be reflected by abnormality of the ABRs. The aim of this work was to assess the frequency of occurrence of abnormal ABRs elicited by short tone bursts in a group of young patients with diabetes type I. The ABR measurements were done using click stimuli and tone pips with Gaussian envelope at frequencies of 1000, 2000 and 4000 Hz. Two groups of patients were distinguished on the basis of click-elicited ABRs: group I – with normal ABR waveforms, and group II – with abnormal ABRs. The ABRs elicited by tone pips were irregular in all patients of group II, and in some cases where click-elicited ABRs have normal forms. However, the results showed that, when using tone pips stimuli, the frequency of abnormal ABRs in group I was much higher than that observed in the click-evoked responses.

Key words: auditory brainstem responses, tone pips, diabetes.

Wprowadzenie

Powszechnie wiadomo, że cukrzyca jest chorobą metaboliczną o przebiegu progresywnym, charakteryzującą się nieprawidłowym poziomem cukru we krwi, spowodowanym niedoborem insuliny. Jedną z patologii towarzyszących tej chorobie mogą być zaburzenia przewodnictwa nerwowego, dotyczące zarówno obwodowego jak i ośrodkowego układu nerwowego, prowadzące do neuropatii cukrzycowej lub "encefalopatii cukrzycowej" [Reske-Nielsen 1965]. Przyczyną neuropatii cukrzycowej są zarówno mikro- i makroangiopatie, jak i zmiany degeneracyjne i demielinizacyjne włókien nerwowych [Clemens 1982], które w zaawansowanych przypadkach prowadzą do zmysłowo-nerwowych ubytków słu-

chu, szczególnie w rejonie wysokich częstotliwości [Makishima 1971; Taylor 1978; Dejong 1982; Triana (i in.) 1991]. Zmiany w drodze słuchowej mogą dotyczyć nie tylko obwodowej części drogi słuchowej, ale również jej części centralnej. Reske-Nielsen stwierdziła rozlane zmiany degeneracyjne oraz demielinizacyjne dotyczące tkanki mózgowej: komórek zwojowych, włókien nerwowych mózgu, pnia mózgu i mózdzku. Makashima i Tanaka stwierdzili ponadto zmniejszenie liczby komórek zwojowych w obrębie jądra oliwki górnej, wzgórków dolnych blaszki czworaczej oraz ciała kolanowego przyśrodkowego.

Częstość występowania neuropatii cukrzycowej szacuje się średnio na 40% i zależy ona głównie od czasu trwania

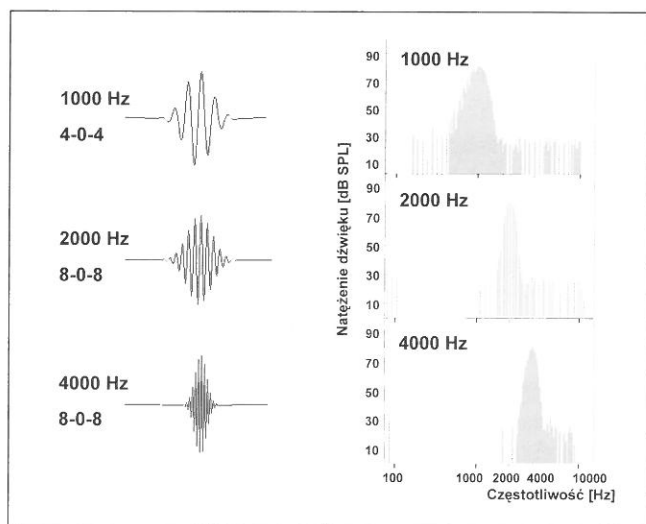
choroby (od 7% u chorych z cukrzycą trwającą do roku czasu do 73% w cukrzycy trwającej powyżej 25 lat, a jeśli uwzględni się postacie subkliniczne, to odsetek ten może osiągać nawet 90%) [Pirat 1978; Vinik 1992; 2004; Boru, 2004; Park 2004; Low 2004]. Jest to jedno z najczęstszych i najwcześniej występujących powikłań cukrzycy. Neuropatia cukrzycowa dotyczy głównie nerwów obwodowych (neuropatia obwodowa), ale może dotyczyć również układu autonomicznego współczulnego lub przywspółczulnego (neuropatia autonomiczna). Zazwyczaj zmiany obejmują wiele nerwów (polineuropatia), ale zdarza się, że zmiany obserwowane są tylko w pojedynczych nerwach (mononeuropatia).

W większości prac dotyczących zmian w drodze słuchowej u pacjentów z cukrzycą stosowano do oceny stanu drogi słuchowej słuchowe potencjały pnia mózgu, wywołane trzaskiem. Zdecydowana większość autorów podaje zwolnienie procesu transmisji pobudzenia zarówno w obrębie nerwu słuchowego, co skutkuje wydłużeniem interwału I-III, jak i w obrębie wyższych pięter drogi słuchowej, co prowadzi do wydłużenia interwału III-V (nawet w grupie pacjentów z prawidłową czułością słuchu) [Al-Azzawi 2004; Durmus 2004; Martini 1991; Obrębowski 1999; Niedzielska 1998].

Celem niniejszej pracy była ocena przydatności odpowiedzi pnia mózgu wywoływanych krótkimi tonami w ocenie stanu drogi słuchowej u pacjentów chorych na cukrzycę insulinozależną. Przyjęto założenie, że odpowiedzi pnia mózgu wywoływane krótkimi tonami o różnych częstotliwościach i znacznie dłuższych czasach narastania niż trzask, mogą być bardziej wrażliwe na zaburzenia synchronizacji w nerwie słuchowym i pniu mózgu i w związku z tym ujawniać wcześniej nieprawidłowości w drodze słuchowej niż odpowiedzi dla trzasku. Tym samym metoda ta powinna zwiększyć czułość metody ABR w odniesieniu do wykrywania subklinicznych postaci zaburzeń przewodnictwa w drodze słuchowej.

Materiał i metoda

Badania wykonano w grupie 25 osób w wieku 12-19 lat z cukrzycą insulinozależną z prawidłowym badaniem audiometrii tonalnej oraz audiometrii impedancyjnej. Grupę kontrolną stanowiło 26 osób zdrowych ze słuchem normalnym, których wiek był zbliżony do wieku osób z cukrzycą. Grupy zrównoważono również pod względem płci.



Ryc. 1. Widma i parametry czasowe bodźców.

W badaniach słuchowych potencjałów wywołanych pnia mózgu ABR stosowano dwie metody – standardową (ABR STD), w której do stymulacji stosowano trzask oraz metodę ABR TON, w której do stymulacji wykorzystywano krótkie tony o obwiedni Gaussa o częstotliwościach 1000, 2000 i 4000 Hz, których parametry czasowe zostały opracowane przez Kochanka (i in.) [2002]. Dla częstotliwości 1000 Hz czas narastania wynosił 4 okresy, a dla częstotliwości 2000 i 4000 Hz – 8 okresów. Wszystkie bodźce były generowane bez odcinka „plateau”. Intensywność bodźców w obu metodach wynosiła 90 dB nHL, a częstość powtarzania – 31/s. Odpowiedzi rejestrowano za pomocą polskiego systemu do badań elektrofizjologicznych słuchu o nazwie „Eptest” z czasem analizy wynoszącym 20 ms. Pasma wzmacniacza biologicznego wynosiło od 200 do 2000 Hz.

W odpowiedziach dla trzasku analizowano wartość latencji fali V, wartość różnicy międzysusznej latencji fali V – IT5 oraz wartości interwałów czasowych I-III i III-V i ich różnic międzysusznych. Natomiast w odpowiedziach dla krótkich tonów oceniano wartości latencji fali V w odniesieniu do grupy kontrolnej oraz wartość różnicy międzysusznej latencji IT5. W analizie statystycznej stosowano test t-Studenta z poziomem istotności $p < 0,05$.

Wyniki

Tab. 1. Średnie wartości interwałów [w ms] górne granice normy dla trzasku w grupie kontrolnej

Interwał	$\bar{x} \pm SD$	górny zakres normy
I-III	$2,21 \pm 0,09$	2,40
III-V	$1,84 \pm 0,09$	2,00

W tab. 1 przedstawiono średnie wartości oraz odchylenia standardowe interwałów I-III i III-V odpowiedzi ABR dla trzasku w grupie kontrolnej. W oparciu o wartość średnią poszczególnych interwałów oraz wartość dwóch odchyień standardowych wyznaczono górną granicę normy. Dla interwału I-III górna granica normy wynosi 2,4 ms, natomiast 2,0 ms dla interwału III-V.

Tab. 2. Średnie wartości latencji fali V [w ms] w grupie kontrolnej dla tonów i dla trzasku

Bodziec	$\bar{x} \pm SD$	Górny zakres normy
trzask	$5,67 \pm 0,13$	5,93
4000 Hz	$6,74 \pm 0,13$	7,00
2000 Hz	$7,70 \pm 0,17$	8,04
1000 Hz	$8,33 \pm 0,18$	8,69

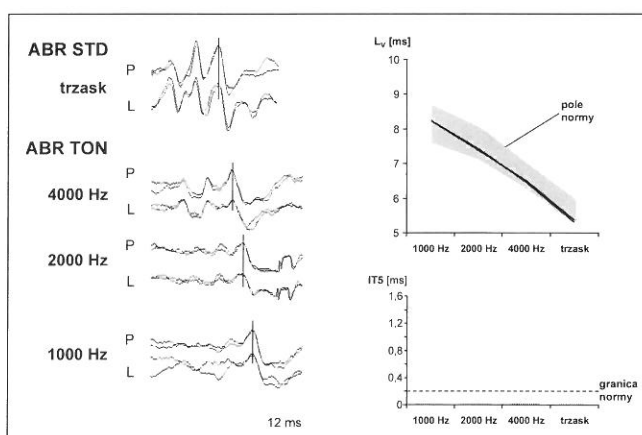
W tab. 2 zestawiono średnie wartości latencji fali V, odchylenia standardowe oraz górne granice normy dla trzasku i krótkich tonów w grupie kontrolnej. Dla trzasku górna granica latencji fali V wynosi 5,93 ms, dla częstotliwości 4000 Hz – 7,00 ms, dla 2000 Hz – 8,04 ms, a dla 1000 Hz – 8,69 ms.

W oparciu o średnie wartości i odchylenie standardowe ustalono również górny zakres normy wielkości różnicy międzysusznej interwałów I-III i III-V dla trzasku oraz różnicy międzysusznej latencji fali V dla tonów i dla trzasku. Wartość ta zarówno dla interwałów czasowych, jak i latencji fali V dla tonów i dla trzasku wynosiła 0,2 ms.

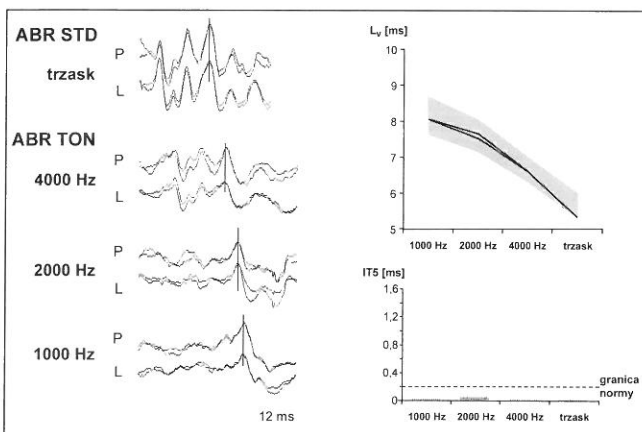
Tab. 3. Średnie wartości interwałów [w ms] w grupie kontrolnej i w różnych grupach osób z cukrzycą

Grupa	Liczba uszu	I - III	III - V
N	52	$2,21 \pm 0,09$	$1,84 \pm 0,09$
C1	35	$2,14 \pm 0,11$	$1,85 \pm 0,10$
C2 (I-III)	8	$2,47 \pm 0,22$	$1,80 \pm 0,09$
C2 (III-V)	7	$2,19 \pm 0,11$	$2,10 \pm 0,07$

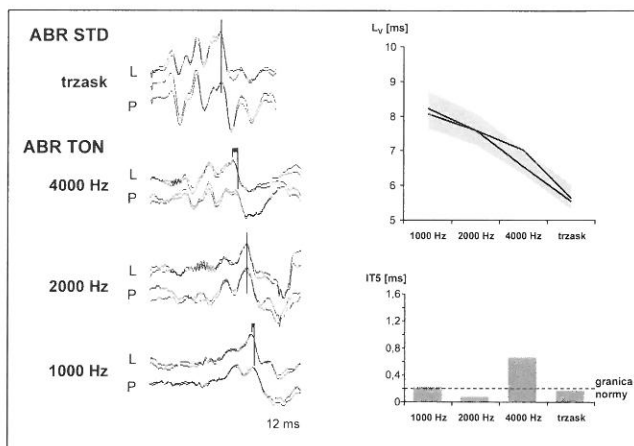
Opierając się na wyznaczonych w odpowiedziach dla trzasku granicznych wartościach latencji fali V, interwałów czasowych oraz różnicy międzysusznej latencji, wyróżniono w grupie osób z cukrzycą 3 podgrupy. W podgrupie C1 znajdowały się osoby z prawidłowymi odpowiedziami, w podgrupie C2 osoby, u których stwierdzono istotne wydłużenie interwału I-III (przynajmniej w jednym uchu), natomiast w podgrupie C3 znajdowały się osoby, u których stwierdzono istotne wydłużenie interwału III-V (przynajmniej w jednym uchu). Średnie wartości interwałów czasowych w poszczególnych podgrupach przedstawiono w tab. 3 W grupie C1 nie stwierdzono istotnych statystycznie odchyleń wartości interwałów w stosunku do grupy kontrolnej, w grupie C2 stwierdzono istotne statystycznie wydłużenie interwału I-III, a w grupie C3 istotne statystycznie wydłużenie interwału III-V.



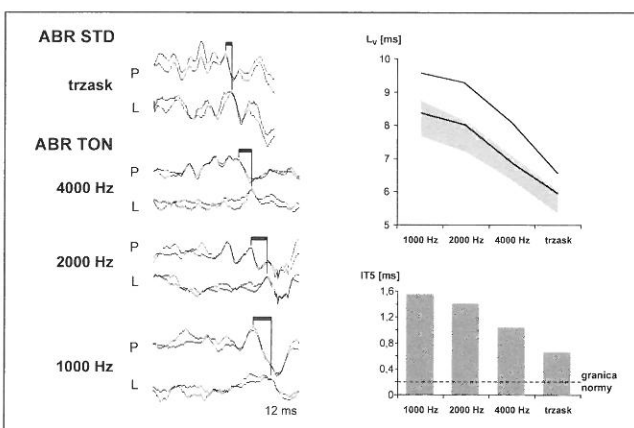
Ryc. 2. Przykład rejestracji odpowiedzi ABR u osoby z grupy kontrolnej wraz z wykresem latencji fali V dla poszczególnych bodźców oraz wykresem wskaźnika IT5



Ryc. 3. Przykład rejestracji odpowiedzi ABR u osoby z cukrzycą (norma dla trzasku i dla tonów) wraz z wykresami latencji fali V i wskaźnika IT5



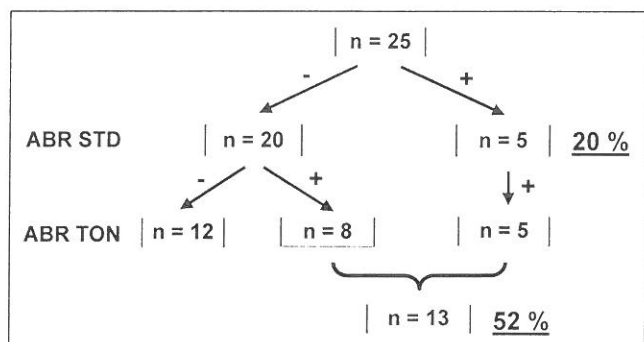
Ryc. 4. Przykład rejestracji odpowiedzi ABR u osoby z cukrzycą (wydłużone latencje dla tonu o częstotliwości 4000 Hz) wraz z wykresami latencji fali V i wskaźnika IT5.



Ryc. 5. Rejestracje odpowiedzi ABR u osoby z cukrzycą (wydłużone latencje dla trzasku i tonów) wraz z wykresami latencji fali V i wskaźnika IT5

Na ryc. 2-5 przedstawiono przykłady odpowiedzi pnia mózgu dla trzasku i krótkich tonów u osoby z grupy kontrolnej (ryc. 2) oraz u osób z cukrzycą (ryc. 3-5). Na rycinach, obok odpowiedzi ABR, przedstawiono wykresy latencji fali V w funkcji częstotliwości z zaznaczonym polem normy. Wszystkie wartości latencji fali V wykraczające poza zakres normy lub większe niż 0,2 ms różnice międzysusznej latencji fali V dla któregośkolwiek z bodźców oznaczały nieprawidłową odpowiedź. U osoby z prawidłowym słuchem z grupy kontrolnej (ryc. 2) odpowiedzi obu uszu są praktycznie takie same pod względem morfologii, amplitudy, latencji i interwałów. Wartości latencji fali V mieszczą się w zakresie normy.

W przykładzie przedstawionym na ryc. 3, podobnie jak w grupie kontrolnej, nie stwierdzono odchyleń od normy w odpowiedziach ABR. W przykładzie przedstawionym na rys. 4 stwierdzono większą niż w grupie kontrolnej wartość wskaźnika IT5 częstotliwości 4000 Hz, natomiast w przykładzie przedstawionym na ryc. 5 wartości IT5 były dłuższe zarówno dla tonów, jak i dla trzasku, przy czym wartości IT5 dla krótkich tonów były znacznie większe niż dla trzasku. Wartości latencji fali V dla tonów i dla trzasku znacznie wykraczały poza pole normy, w znacznie większym stopniu dla krótkich tonów niż dla trzasku.



Ryc. 6. Diagram z wynikami badania ABR dla trzasku i krótkich tonów

Analiza częstości nieprawidłowych odpowiedzi ABR wykazała, że w odpowiedziach dla trzasku (jedno- lub obu- uszne) występują one u 5 chorych (20%). U wszystkich tych chorych stwierdzono również nieprawidłowe odpowiedzi dla krótkich tonów. Ponadto nieprawidłowe odpowiedzi dla tonów stwierdzono u 8 innych osób, u których odpowiedzi dla trzasku były prawidłowe. Ogółem w całej grupie nieprawidłowe wyniki badań ABR dla krótkich tonów stwierdzono u 13 osób, co stanowiło 52 % wszystkich badanych.

Dyskusja

W badaniach słuchowych potencjałów wywołanych pnia mózgu (ABR), stosowanych we wczesnej diagnostyce zaburzeń pozaślimakowych słuchu, standardowym bodźcem jest trzask, który jest prezentowany z dużymi intensywnościami z zakresu od 80 do 100 dB nHL [Hall 1997]. Jak wykazują liczne badania, metoda ta jednak wykazuje niewystarczającą czułość i specyficzność w diagnostyce niewielkich zaburzeń przewodnictwa w drodze słuchowej zarówno w nerwie słuchowym, jak i w pniu mózgu. Wynika to z faktu, że odpowiedzi ABR dla trzasku pochodzą głównie z rejonu wysokich częstotliwości. Jeżeli zatem patologia dotyczy innych włókien niż tych, które biorą udział w generowaniu odpowiedzi dla trzasku, to odpowiedzi ABR mogą pozostawać prawidłowe [Don 1997]. Metodą, która potencjalnie umożliwia otrzymanie odpowiedzi specyficznych częstotliwościowo z różnych rejonów ślimaka, a tym samym z różnych grup włókien nerwu słuchowego, jest metoda ABR z zastosowaniem krótkich tonów o różnych częstotliwościach [Campbell 1995; Stapells 2000; Kochanek 2000; Purdy 2002]. Wysoką specyficzność częstotliwościową tej metody w odniesieniu do badań progowych ABR potwierdzili Kochanek [2000] i Stapells [2000]. Optymalne wartości czasów narastania krótkich tonów o dużych intensywnościach o obwiedni Gaussa i częstotliwościach 1000, 2000 i 4000 Hz wyznaczył Kochanek (i in.) [2002; 2003]. Bodźce te charakteryzują się dłuższymi czasami narastania niż bodźce stosowane w badaniach progowych ABR. Dzięki temu zwiększa się potencjalnie specyficzność częstotliwościowa słuchowych potencjałów wywołanych pnia mózgu dla bodźców o dużych intensywnościach, bowiem jak wykazano w wielu pracach [Kochanek 2001; Orkan-Łęcka 2002], szerokość widma krótkiego tonu ma znaczenie dla specyficzności częstotliwościowej odpowiedzi. Dodatkowo, dłuższe czasy narastania mogą czynić odpowiedzi ABR bardziej wrażliwymi na zaburzenia synchronizacji w nerwie słuchowym i w pniu mózgu niż odpowiedzi dla trzasku. Zatem metoda ABR dla krótkich

tonów może być bardziej czuła w diagnostyce subklinicznych postaci neuropatii słuchowych niż metoda standardowa.

Zasadniczym celem niniejszej pracy była ocena częstości występowania nieprawidłowych odpowiedzi ABR dla krótkich tonów. W porównaniu z trzaskiem nieprawidłowe odpowiedzi dla tonów występowały ok. 2,5 razy częściej (w 52 %), co oznacza, że odpowiedzi ABR dla krótkich tonów wykazują większą czułość w odniesieniu do wczesnych zmian w nerwie słuchowym i pniu mózgu u pacjentów z cukrzycą insulinozależną. Większą częstość nieprawidłowych odpowiedzi ABR dla krótkich tonów niewątpliwie można wiązać z zupełnie inną charakterystyką czasową tych bodźców w porównaniu z trzaskiem. Chodzi tu przede wszystkim o różnice czasów narastania. Dla krótkich tonów, w zależności od częstotliwości, wartości czasów narastania były od 20 do 40 razy dłuższe niż dla trzasku. Oznacza to znacznie gorsze warunki synchronizacji odpowiedzi z pojedynczych włókien nerwu słuchowego, nawet w przypadku uszu normalnie słyszących. Jeżeli więc w układzie słuchowym pojawi się jakakolwiek patologia, która zaburza synchronizację wyładowań we włóknach nerwu słuchowego, to może nastąpić spadek amplitudy odpowiedzi oraz wydłużenie latencji i interwałów. Mogą zatem wystąpić zmiany w parametrach odpowiedzi, takie jakie obserwujemy w odpowiedziach dla trzasku u osób ze stwierdzeniem rozsianym lub neuropatią słuchową. W niniejszej pracy większe zmiany latencji fali V obserwowano w odpowiedziach dla krótkich tonów niż w odpowiedziach dla trzasku, co potwierdza powyższą tezę. Ilustracją tej tezy jest przykład przedstawiony na ryc. 5. Otrzymane wyniki pozwalają zatem sformułować wniosek, że odpowiedzi pnia mózgu, wywoływane krótkimi tonami o wartościach czasów narastania dłuższych niż standardowe, wykazują większą czułość w wykrywaniu niewielkich zmian przewodnictwa w nerwie słuchowym i pniu mózgu u osób z cukrzycą insulinozależną niż odpowiedzi dla trzasku.

W niniejszej pracy zastosowanie obok metody standardowej – ABR STD metody ABR TON znacznie zwiększyło czułość całej metody ABR w wykrywaniu zaburzeń przewodnictwa neuronalnego. Zwiększenie czułości metody jest szczególnie ważne u dzieci i młodzieży chorych na cukrzycę insulinozależną, u których objawy kliniczne neuropatii występują rzadko, ale postacię przedkliniczną rozpoznawane za pomocą badań elektrofizjologicznych spotyka się dużo częściej, wg Kaara i in. w 72%. Możliwość bardziej efektywnego i wczesnego rozpoznawania postaci przedklinicznych cukrzycy pozwala bowiem wcześniej objąć odpowiednią opieką medyczną tę grupę chorych.

W świetle uzyskanych wyników można założyć, że zwiększenie czułości metody ABR przy połączeniu obu metod badania pozwoli ujawnić większą liczbę zaburzeń w drodze słuchowej u pacjentów z cukrzycą insulinozależną niż przy zastosowaniu tylko metody standardowej. Może się zatem okazać, że liczba zaburzeń słuchu w tej grupie chorych jest większa niż stwierdzana w dotychczasowych badaniach. Np. w badaniach Khardori (i in.) [1986] częstość występowania nieprawidłowych wyników w badaniu słuchowych potencjałów wywołanych wynosiła 32%, podczas gdy w tej pracy w metodzie ABR TON – 52%.

Na podstawie przeprowadzonych badań sformułowano następujące wnioski:

1. Czułość metody ABR TON we wczesnym wykrywaniu zaburzeń przewodnictwa w drodze słuchowej u chorych na

cukrzycę insulinozależną jest większa niż w metodzie standardowej – ABR STD.

2. Za pomocą metody ABR wykrywa się dwukrotnie więcej przypadków subklinicznych zmian w drodze słuchowej u pacjentów z cukrzycą insulinozależną niż za pomocą metody standardowej.

Bibliografia

- Al-Azzawi L. M., Mirza K. B. [2004]. The usefulness of the brainstem auditory evoked potential in the early diagnosis of cranial nerve neuropathy associated with diabetes mellitus. „*Electromyography and Clinical Neurophysiology*” 44(7), 387-94.
- Boru U. T., Alp R., Sargin H., Kocer A., Sargin M., Luleci A., Yayla A. [2004]. Prevalence of peripheral neuropathy in type 2 diabetic patients attending a diabetes center in Turkey. „*Endocrine Journal*” 51(6), 563-567.
- Campbell K. C. M., Brady B. A. [1995]. Comparison of 1000-Hz tone bursts and click stimuli in otoneurologic ABR. „*American Journal of Audiology*” 4, 2, 55-60.
- Clements R. S., Bell D. S. [1982]. Diabetic Neuropathy: peripheral and autonomic syndromes. „*Postgraduate Medicine*” 71, 50-67.
- Dejong R. N. [1982]. Central nervous system manifestations of DM. „*Postgraduate Medicine*” 71, 50-67.
- Don M., Masuda A., Nelson R., Brackmann D. [1997]. Successful detection of small acoustic tumors using the stacked derived-band auditory brain stem response amplitude. „*American Journal of Audiology*” 18, 5, 608-621.
- Durmus C., Yetiser S., Durmus O. [2004]. Auditory brainstem evoked responses in insulin-dependent (ID) and non-insulin-dependent (NID) diabetic subjects with normal hearing. „*International Journal of Audiology*” 43, 29-33.
- Hall III J. W., Mueller G. H. [1997]. Audiologists' desk reference, v. I Diagnostic audiology, procedures, and practices, San Diego, Singular Publishing Group.
- Kaär M. L., Saukkonen A. L., Pitkanen M. [1983]. Peripheral neuropathy in diabetic children and adolescents. „*Acta Paediatrica Scandinavica*” 72, 373.
- Khadori T., Soler N. G., Good D. C. [1986]. Brainstem auditory and visual-evoked potentials in type 1 (insuline-dependent) diabetic patients. „*Diabetologia*” 29, 362-365.
- Kochanek K. [2000]. Ocena prognozy słyszenia za pomocą słuchowych potencjałów wywołanych pnia mózgu w zakresie częstotliwości 500-4000 Hz. Rozprawa habilitacyjna. Warszawa: Wydawnictwa Akademii Medycznej.
- Kochanek K., Orkan-Łęcka E., Piłka A. [2003]. Porównanie odpowiedzi ABR dla krótkich tonów o częstotliwościach 1000, 2000 i 4000 Hz oraz dla trzasku w uszach normalnie słyszających. „*Audiofonologia*” 24, 53-60.
- Kochanek K., Piłka A., Skarżyński H., Orkan-Łęcka E. [2002]. Wpływ czasu narastania krótkiego tonu na parametry słuchowych potencjałów wywołanych pnia mózgu. „*Audiofonologia*” 21, 103-112.
- Kochanek K., Skarżyński H., Orkan-Łęcka E., Piłka A. [2001]. Porównanie odpowiedzi pnia mózgu dla krótkich tonów o takich samych wartościach czasów narastania i opadania, ale różnych widmach u osób z wysokoczęstotliwościowymi ubytkami słuchu. „*Audiofonologia*” 19, 39-49.
- Low P. A., Benrud-Larson L. M., Sletten D. M., Opfer-Gehrking T. L., Weigand S. D., O'Brien P. C., Suarez G. A., Dyck P. J. [2004]. Autonomic symptoms and diabetic neuropathy: a population-based study. „*Diabetes Care*” 27(12), 2942-2947.
- Makishima K., Tanaka K. [1971]. Pathological changes in the inner ear and central auditory pathway in diabetics. „*Annals of Otology*” 80, 218-229.
- Martini A., Comacchio F., Magnavita V. [1991]. Auditory brainstem and middle latency evoked responses in the clinical evaluation of diabetes. „*Diabetic Medicine*” 8, 74-77.
- Niedzielska G., Katska E. [1998]. ABR disturbances in children with insulin dependent diabetes mellitus. „*International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology*” 44(1), 1-4.
- Obregowski A., Pruszevicz A., Gawliński M., Świdziński P. [1999]. Badania elektrofizjologiczne narządu słuchu u dzieci i młodzieży z cukrzycą insulinozależną. „*Otolaryngologia Polska*” 53, 5, 595-598.
- Orkan-Łęcka E., Kochanek K., Janczewski G., Piłka A. [2002]. Wpływ szerokości widma krótkiego tonu na parametry słuchowych potencjałów wywołanych pnia mózgu. „*Audiofonologia*” 21, 93-101.
- Park T. S., Park J. H., Baek H. S. [2004]. Can diabetic neuropathy be prevented? „*Diabetes Research and Clinical Practice*” 66 Suppl 1, 53-56.
- Pirat J. [1978]. Diabetes mellitus and its degenerative complications: a prospective study of 4400 patients observed between 1947 and 1973. „*Diabetes Care*” 1, 168-188.
- Purdy S. C., Abbas P. C. [2002]. ABR thresholds to tone bursts gated with Blackman and linear windows in adults with high-frequency sensorineural hearing loss. „*Ear and Hearing*” 23(4), 358-368.
- Reske-Nielsen E., Lundbaek K., Rafaelsen O.U. [1965]. Pathological changes in the central and peripheral nervous system of young long-term diabetics. 1. Diabetic encephalopathy. „*Diabetologia*” 1, 233-241.
- Stapells D. R. [2000]. Threshold estimation by tone-evoked auditory brainstem response: a literature meta-analysis. „*Journal of Speech, Language, Pathology and Audiology*” 224, 74-83.
- Taylor I. G., Irwing J. [1978]. Some audiological aspects of DM. „*The Journal of Laryngology and Otology*” 9(2), 99-113.
- Triana R., Suits G.W., Garrison S., Praztia J., Brechtelsbauer P.B., Michaelis O.E., Pillsbury H.C. [1991]. Inner ear damage secondary to diabetes mellitus. I. Changes in adolescent SHR/N-cp rats. „*Archives of Otolaryngology Head Neck Surgery*” 117, 635-640.
- Vinik A. I., Liuzzo F. J., Holland M. T., Stansberry K. B., Le Beau J. M., Colen L. B. [1992]. Diabetic neuropathies. „*Diabetes Care*” 15, 1926-1975.
- Vinik A. I. [2004]. Advances in diabetes for the millennium: new treatments for diabetic neuropathies. „*Medscape General Medicine*” 6(2), 13.

Adres do korespondencji

Ewa Orkan-Łęcka
03-846 Warszawa,
ul. Stanisława Augusta 42 m 44
e-mail: ewaorkan@amwaw.edu.pl

dzone są badania. Zaleca się wykonywanie badań w pomieszczeniach wyciszonych, izolowanych od hałasów zewnętrznych, w których poziomy tła akustycznego nie powinny przekraczać maksymalnego dopuszczalnego poziomu zgodnie z wymaganiami normy ISO. Badania audiometryczne wykonywane są przeważnie w takich właśnie warunkach.

Jak pokazuje codzienna praktyka kliniczna, badania słuchowych potencjałów wywołanych wykonywane są w pomieszczeniach wyciszonych, ale rzadko spełnione są wymagania, które określa norma ISO dla badań audiometrycznych na drodze przewodnictwa kostnego. Jedną z zasadniczych przyczyn takiego stanu rzeczy jest wysoki koszt kabin audiometrycznych o dużych wymiarach, które spełniają wymogi normy ISO.

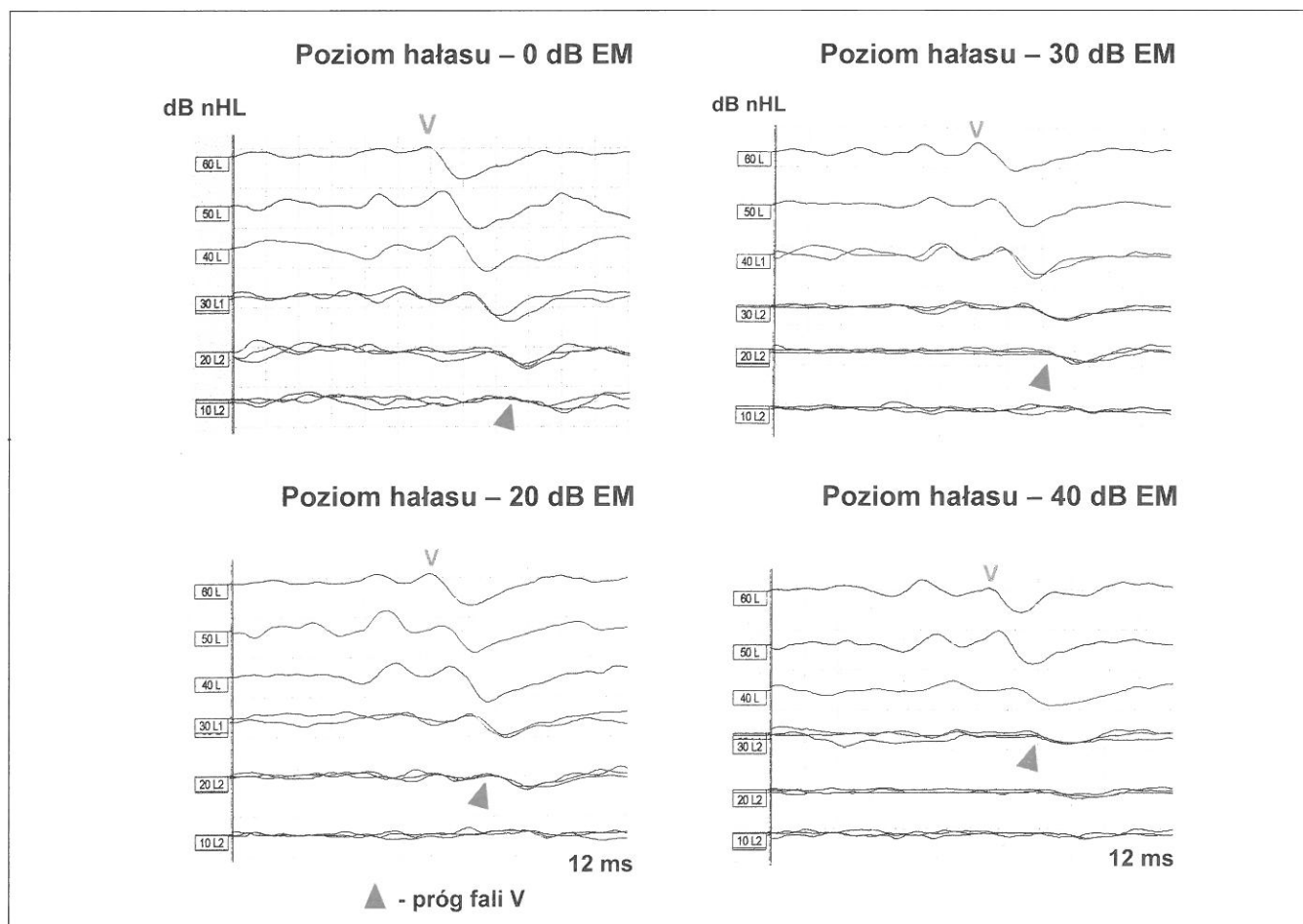
Ponieważ w większości przypadków diagnostycznych wystarczy badanie ABR na drodze przewodnictwa powietrznego, trudno oczekiwać, aby dla potrzeb badań na drodze przewodnictwa kostnego wyposażać ośrodki badań elektrofizjologicznych w drogie kabiny audiometryczne. Dlatego w codziennej praktyce klinicznej badanie ABR na drodze przewodnictwa kostnego przeprowadza się w tych samych warunkach co badanie ABR z wykorzystaniem słuchawek powietrznych, przy czym podczas pomiaru na drodze kostnej na uszach pacjenta umieszczone są słuchawki powietrzne. W ten sposób zapewnia się zbliżone warunki realizacji obu rodzajów badań, pomimo że podczas badania na drodze przewodnictwa kostnego mamy do czynienia z efektem okluzji. Rozwiązanie tego typu jest pewnym kompromisem.

Zakłada się bowiem, że lepiej dopuścić do powstania efektu okluzji niż do możliwości podwyższenia progu słyszenia na skutek wystąpienia zjawiska maskowania, w sytuacji gdy uszy pozostałyby nieosłonięte.

Celem pracy była ocena wpływu poziomu hałasu otoczenia na próg i latencję słuchowych potencjałów pnia mózgu, wywołanych trzaskiem przy stosowaniu stymulacji drogą powietrzną i kostną.

Materiał i metoda

Badania przeprowadzono w grupie 15 osób o słuchu normalnym, u których wartości progu słyszenia w audiometrii tonalnej nie przekraczały 20 dB HL w zakresie częstotliwości 250-8000 Hz, a ocena funkcji ucha środkowego, przeprowadzona badaniem otoskopowym i audiometrią impedancyjną, nie wykazywała odchyłeń od normy. Odpowiedzi pnia mózgu rejestrowano procedurą szeregu natężeniowego ze skokiem 10 dB z wykorzystaniem systemu do badań słuchowych potencjałów wywołanych – EP 15 firmy Interacoustics. W badaniach stosowano bodziec typu trzask o czasie trwania 100 s i częstotliwości powtarzania 51/s, który prezentowano z naprzemienną polaryzacją przez słuchawki powietrzne ER 3A firmy Etimotic Research oraz przez przetwornik kostny B71 firmy Radioear. Liczba uśrednień wynosiła min. 1000. Pasma wzmacniacza biologicznego zawierało się w granicach 200-2000Hz, a czas analizy odpowiedzi wynosił 15 ms. Elektrody mocowano na wyrostkach sutkowych, na



Ryc.1. Przykład rejestracji odpowiedzi ABR dla trzasku dla przewodnictwa powietrznego przy różnych poziomach hałasu

czole oraz na policzku. Przetwornik kostny był umieszczony na wyrostku sutkowym powyżej elektrody.

Odpowiedzi ABR rejestrowano bez i w obecności szumu szerokopasmowego, prezentowanego przez głośnik, w odległości 2 m od głowy osoby badanej. Szum prezentowano z poziomami wyższymi o 20, 30 i 40 dB w odniesieniu do poziomu progowego M0, oznaczonego na drodze pomiarów psychoakustycznych, który był wystarczający do zamaskowania progu słyszenia bodźca. W pobliżu progu rejestracje wykonywano dwukrotnie. Przy wykonywaniu pomiarów ABR dla przewodnictwa powietrznego w obu przewodach słuchowych zewnętrznych znajdowały się słuchawki wewnętrzne.

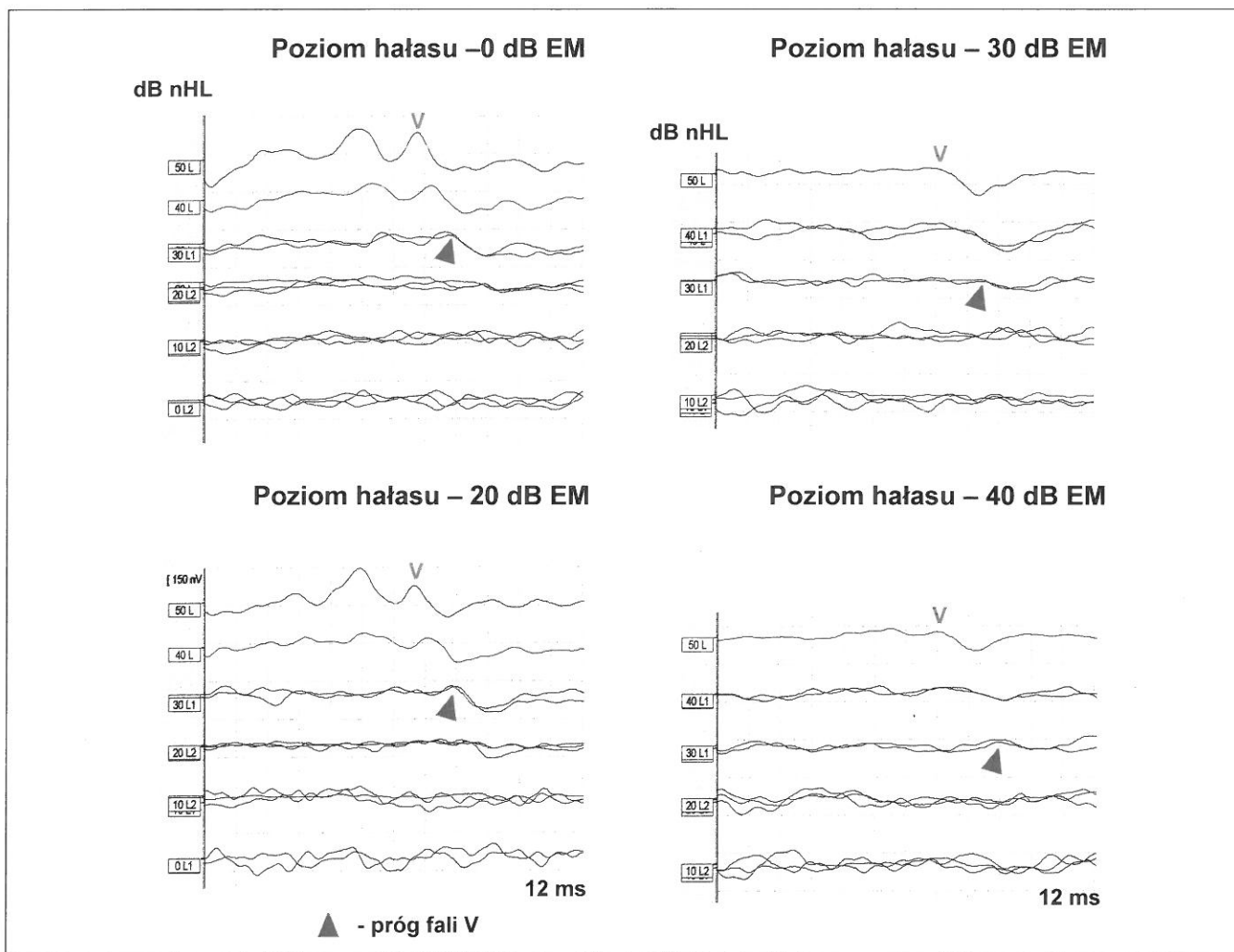
Wyniki

Na ryc. 1 przedstawiono przykład odpowiedzi ABR zarejestrowanych przy wykorzystaniu stymulacji drogą powietrzną przy różnych poziomach hałasu otoczenia. Jakość odpowiedzi u pozostałych osób była zbliżona. Przy poziomie hałasu 20, 30 i 40 dB EM próg fali V był wyższy o 10 dB w odniesieniu do progu fali V w odpowiedziach, które rejestrowano bez szumu maskującego. Zwraca uwagę fakt, że dla poziomu hałasu 40 dB EM znacznie zmniejszyła się amplituda fali V.

Na ryc. 2 przedstawiono odpowiedzi ABR zarejestrowane u tej samej osoby, ale przy wykorzystaniu stymulacji drogą kostną. We wszystkich odpowiedziach próg fali V wynosił 30 dB nHL, przy czym dla poziomów hałasu 30 i 40 dB EM znacznie zmniejszyła się amplituda fali V.

W tab. 1 i 2 pokazano częstość występowania fali V dla przewodnictwa powietrznego i kostnego w zależności od poziomu hałasu otoczenia. Dla przewodnictwa powietrznego, niezależnie od poziomu hałasu, fala V występowała w 100% przypadków dla intensywności trzasku w zakresie od 30 do 60 dB nHL. Dla niższych poziomów bodźca fala V występowała w mniejszej liczbie przypadków. Należy zwrócić uwagę na fakt, że zwiększanie poziomu hałasu spowodowało zmniejszenie częstości występowania fali V. Dla intensywności 10 dB nHL, przy poziomie hałasu wynoszącym 40 dB EM, fala V nie wystąpiła w żadnym przypadku. Dla przewodnictwa kostnego wpływ hałasu otoczenia na występowanie fali V był podobny jak dla przewodnictwa powietrznego. Również w tym przypadku dla intensywności trzasku wynoszącej, 10 dB nHL fala V nie była obecna w odpowiedziach przy poziomie hałasu wynoszącym 40 dB EM.

W tab. 3 i 4 zestawiono średnie wartości latencji fali V dla poszczególnych intensywności trzasku i różnych poziomów hałasu otoczenia. Opierając się na danych z tab. 3 i 4, wykreślono wykresy funkcji latencja-natężenie dla fali V dla



Ryc. 2. Przykład rejestracji odpowiedzi ABR dla trzasku dla przewodnictwa kostnego przy różnych poziomach hałasu

różnych poziomach hałasu otoczenia. Z przedstawionych wykresów wynika, że wzrost poziomu hałasu otoczenia powoduje stopniowe zwiększanie się latencji fali V dla wszystkich poziomów bodźca dla obu rodzajów stymulacji.

Tab. 1. Częstość występowania fali V (w %) dla różnych intensywności trzasku w zależności od poziomu hałasu przy stymulacji drogą powietrzną

Poziom hałasu [dB EM]	Natężenie trzasku [dB nHL]					
	60	50	40	30	20	10
0	100	100	100	100	93	73
20	100	100	100	100	93	60
30	100	100	100	100	93	60
40	100	100	100	100	80	0

Tab. 2. Częstość występowania fali V (w %) dla różnych intensywności trzasku w zależności od poziomu hałasu przy stymulacji drogą kostną

Poziom hałasu [dB EM]	Natężenie trzasku [dB nHL]				
	50	40	30	20	10
0	100	100	100	87	47
20	100	100	100	87	47
30	100	100	87	47	20
40	100	100	87	47	0

Tab. 3. Średnie wartości latencji fali V (w ms) dla przewodnictwa powietrznego dla różnych intensywności trzasku w zależności od poziomu hałasu otoczenia

Poziom hałasu [dB EM]	Natężenie trzasku [dB nHL]					
	60	50	40	30	20	10
0	6,19±0,31	6,59±0,31	7,01±0,31	7,52±0,33	8,20±0,41	8,67±0,35
20	6,33±0,31	6,73±0,31	7,14±0,32	7,71±0,35	8,24±0,40	8,62±0,46
30	6,45±0,32	6,86±0,30	7,36±0,42	8,03±0,48	8,46±0,51	8,85±0,38
40	6,70±0,30	7,06±0,30	7,55±0,41	8,24±0,43	8,60±0,38	

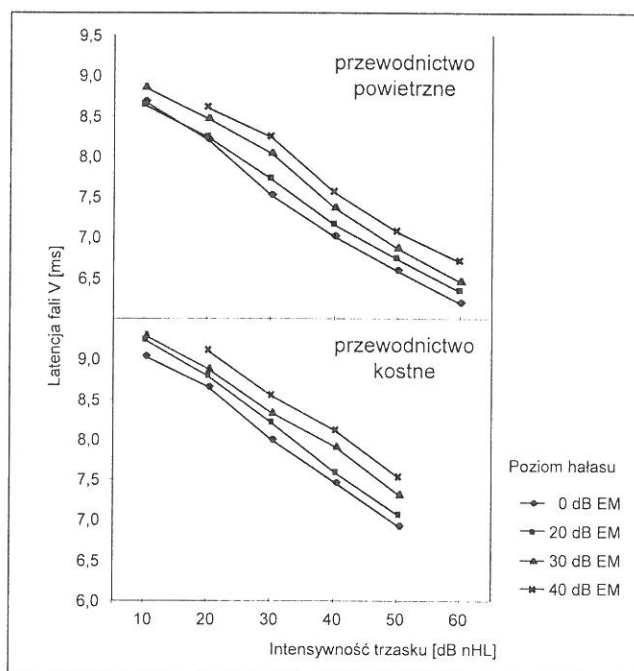
Tab. 4. Średnie wartości latencji fali V dla przewodnictwa kostnego dla różnych intensywności trzasku w zależności od poziomu hałasu

Poziom maskera [dB EM]	Natężenie trzasku [dB nHL]				
	50	40	30	20	10
0	6,93±0,29	7,46±0,53	7,99±0,59	8,66±0,29	9,03±0,25
20	7,06±0,37	7,58±0,55	8,20±0,63	8,79±0,39	9,24±0,27
30	7,32±0,53	7,90±0,72	8,33±0,39	8,88±0,35	9,29±0,22
40	7,53±0,54	8,10±0,77	8,54±0,46	9,10±0,30	

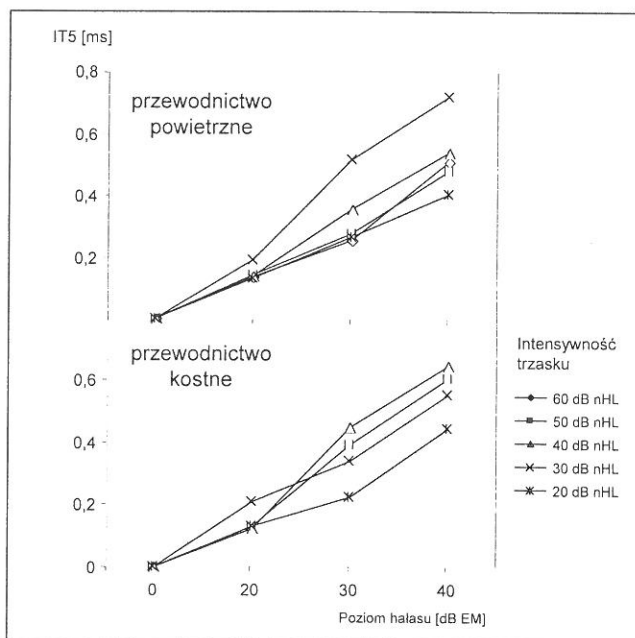
Na ryc. 4 przedstawiono przyrosty latencji fali V, spowodowane wzrostem poziomu hałasu dla różnych intensywności trzasku. W obu rodzajach stymulacji wzrost poziomu hałasu otoczenia powodował systematyczny, w przybliżeniu liniowy, wzrost latencji fali V. Największe zmiany latencji występowały dla przewodnictwa powietrznego dla bodźca o intensywności 30 dB nHL. Dla pozostałych intensywności trzasku zmiany latencji spowodowane wzrostem poziomu hałasu były zbliżone w obu rodzajach stymulacji

Dyskusja

Celem niniejszej pracy było porównanie częstości występowania oraz zmian latencji fali V słuchowych potencjałów wywołanych pnia mózgu spowodowanych wzrostem poziomu hałasu otoczenia przy wykonywaniu badania ABR na drodze przewodnictwa powietrznego i kostnego. Ponieważ



Ryc. 3. Średnie wartości latencji fali V w funkcji intensywności trzasku dla przewodnictwa powietrznego i kostnego przy różnych poziomach hałasu otoczenia



Ryc. 4. Wykresy przyrostów latencji fali V spowodowanych wzrostem poziomu hałasu dla różnych intensywności trzasku

w obu przypadkach w przewodach słuchowych zewnętrznych umieszczone były słuchawki typu „insert”, oczekiwano, że w obu rodzajach stymulacji zmiany w parametrach fali V, spowodowane wzrostem poziomu hałasu otoczenia, będą zbliżone.

Z badań innych autorów wynika, że latencja fali V odpowiedzi ABR rejestrowanych na drodze stymulacji powietrznej zwiększa się, a amplituda maleje wraz ze wzrostem poziomu hałasu otoczenia [Burkard i Hecox 1983]. W pracy tej wykazano, że próg odpowiedzi słuchowych potencjałów wywołanych pnia mózgu, rejestrowanych na drodze przewodnictwa powietrznego ulega zmianie ze wzrostem poziomu hałasu

otoczenia. Niniejsze badania potwierdzają tę hipotezę, jak również pozwalają stwierdzić, że dla przewodnictwa kostnego zmiana ta jest nieco większa niż dla przewodnictwa powietrznego, ponieważ częstość występowania fali V dla niższych poziomów stymulacji w obecności większych poziomów hałasu jest niższa w badaniach na drodze przewodnictwa kostnego niż powietrznego. Zmniejszenie częstości występowania fali V oznacza, że wzrost poziomu hałasu zwiększa próg fali V w obu typach stymulacji.

Wyniki pomiarów latencji fali V, prowadzone u osób o słuchu normalnym dla trzasku, otrzymane dla przewodnictwa powietrznego i kostnego (tab. 3 i 4) wykazały, że dłuższe wartości latencji fali V występują dla przewodnictwa kostnego. Podobne zależności stwierdzono we wcześniejszych pracach innych autorów [Cornacchia (i in.) 1983; Yang (i in.) 1987; Yang (i in.) 1993].

W obu typach stymulacji przyrosty latencji spowodowane wzrostem poziomu hałasu były zbliżone dla poszczególnych intensywności trzasku. Zatem niezależnie od typu stymulacji istnieje podobny wpływ poziomu hałasu otoczenia na parametry fali V słuchowych potencjałów wywołanych pnia mózgu. Zaskakujący jest fakt, że nawet przy poziomie hałasu wynoszącym 20 dB EM stwierdzono istotne zmiany latencji fali V dla wszystkich poziomów bodźca. Oznacza to, że nawet dla stosunkowo niskich poziomów hałasu otoczenia można spodziewać się jego wpływu na parametry fali V. Zatem w praktyce powinno się dążyć do realizacji badań w warunkach, w których poziom tła akustycznego jest niski. Należy zauważyć, że przy poziomie hałasu wynoszącym 40 dB EM zmiany latencji fali V, nawet dla najwyższych poziomów stymulacji były dość znaczne, co w praktyce może prowadzić do błędów diagnostycznych, ponieważ wydłużenie latencji fali V może być interpretowane jako skutek ubytku przewodzeniowego, ślimakowego bądź pozaślimakowego. Natomiast zmienny hałas otoczenia może prowadzić do większego rozrzutu międzypersonicznego latencji fali V.

Na podstawie przeprowadzonych badań sformułowano następujące wnioski:

- wzrost poziomu hałasu zmniejsza częstość występowania fali V w obu typach stymulacji, przy czym w większym stopniu w badaniu na drodze stymulacji kostnej, szczególnie dla niższych poziomów stymulacji,
- latencja fali V zwiększa się wraz ze wzrostem poziomu hałasu otoczenia w podobnym zakresie dla obu rodzajów stymulacji
- badania ABR dla obu typów stymulacji powinny być prowadzone w pomieszczeniach o niskim poziomie tła akustycznego

Bibliografia

- Beattie R.C. [1998] Normative wave V latency - intensity functions using the EARTONE 3A insert earphone and the radioear B-71 bone vibrator. „Scandinavian Audiology” 27, 120-126.
- Burkard R., Hecox K. [1983] The effect of broadband noise on the human brainstem auditory evoked response. I Rate and intensity effects. „The Journal of the Acoustical Society of America” 74(4), 1204-1213.
- Burkard R., Hecox K. [1983] The effect of broadband noise on the human brainstem auditory evoked response. II Frequency specificity. „The Journal of the Acoustical Society of America” 74(4), 1214-1223.
- Cone-Wesson B., Ramirez G. M. [1997] Hearing sensitivity in newborns estimated from ABRs to bone-conducted sounds. „Journal of American Academy of Audiology” 8, 299-307.
- Cornacchia L., Martini A., Morra B. [1983] Air and bone-conduction brain stem responses in adults and infants. „Audiology” 22, 430-437.
- Foxe J. J., Stapells D. R. [1993] Normal infant and adult auditory brainstem responses to bone-conducted tones. „Audiology” 32, 95-109.
- Muchnik C., Neeman R. N., Hildesheimer M. [1998] Auditory brainstem response to bone-conducted clicks in adults and infants with normal hearing and conductive hearing loss. „Scandinavian Audiology” 24, 185-191.
- Nousak J. M. K., Stapells D. R. [1992] Frequency specificity of the auditory brain stem response to bone-conducted tones in infants and adults. „Ear and Hearing” 13(2), 87-95.
- Van der Drift J. F. C., van Zanten G. A., Brocaar M. P. [1989] Brainstem electric Response audiometry: estimation of the amount of conductive hearing loss with and without use of the response threshold. „Audiology” 28, 181-193.
- Yang E. Y., Stuart A., Stenstrom R., Hollett S. [1991] Effect of vibrator to head coupling force on the auditory brain stem response to bone conducted clicks in newborn infants. „Ear and Hearing” 12(1), 55-60.

Adres do korespondencji

Karina Mrugalska-Handke
Gombrowicza 8 a/1
60-461 Poznań