

Bodziec „chirp” w badaniach elektrofizjologicznych słuchu

“Chirp” stimulus in electrophysiological examinations of hearing

Michał Karlik¹, Małgorzata Nowak^{1,2}

¹) Katedra i Klinika Foniatrii i Audiologii
Uniwersytetu Medycznego im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu
ul. Przybyszewskiego 49, 60-355 Poznań

²) Centrum Terapii Słuchu, Poradnia Audiologiczna i Foniatryczna KIND Poznań
ul. Grunwaldzka 64, 60-311 Poznań

STRESZCZENIE

Cel pracy: Celem pracy było określenie wzajemnych zależności pomiędzy wskaźnikami opisującymi zjawisko szumów usznych występujących u osób narażonych na hałas przemysłowy, a progami słyszenia, wskaźnikami oceny hałasu na stanowiskach pracy i kondycją psychofizyczną badanych osób.

Materiał i metody: Przeprowadzono badania słuchu grupy osób z szumami usznymi, pracujących na różnych stanowiskach pracy i narażonych na hałas o różnicowanym poziomie. Dodatkowo wykonano nagrania próbek dźwiękowych hałasu na tychże stanowiskach. Przebadano 48 osób z jednego zakładu pracy, na który składało się kilka oddziałów. Wyodrębniono trzy główne obszary pracy badanych osób (A, B, C).

Wyniki i wnioski: W grupie badanej osób z szumami usznymi były przypadki ze słuchem prawidłowym, niedosłuchem w stopniu lekkim oraz umiarkowanym. Do określenia dokuczliwości szumów usznych wykorzystano kwestionariusz Tinnitus Handicap Inventory (THI). W 50% wszystkich przypadków stwierdzono występowanie tinnitusa o charakterze tonalnym, w ok. 34% szumowym i w pozostałych przypadkach – łączonym, czyli tonalno-szumowym. Większość szumów usznych występowało w paśmie powyżej 4000 Hz. W 70% przypadków szumy uszne u osób badanych stanowiły łagodny stopień dokuczliwości. Najwyższy poziom hałasu panował w obszarze C, a najniższy w A. Hałas panujący w obszarze C charakteryzował się dominacją składowych wysokoczęstotliwościowych. Za pomocą analizy współczynnika korelacji stwierdzono powiązanie hałasu miejsca pracy z częstotliwością tinnitusa.

Słowa kluczowe: szumy uszne, tinnitus, hałas, niedosłuch, ubytek słuchu

ABSTRACT

Objectives: The aim of the study was to determine the relationship between the indicators depicting the phenomenon of tinnitus occurring in people exposed to industrial noise, and hearing thresholds, noise indicators at workplaces and the psychophysical condition of the examined subjects.

Material and methods: A hearing test was carried out on a group of people with tinnitus working in different workplaces and exposed to noise of varying levels. In addition, noise sound samples were recorded at these workplaces. 48 people from one workplace were examined, which consisted of several departments. Three main areas of work of the workers participated in the study were identified (A, B, C).

Results and conclusions: In the tinnitus group there were people with normal hearing and mild to moderate hearing loss. To determine tinnitus annoyance, the Tinnitus Handicap Inventory (THI) questionnaire was used. In 50% of all cases, tonal tinnitus was found, in 34% noise-type tinnitus and in other cases - combined, i.e. tonal-noise. Most tinnitus occurred in the frequency band above 4000 Hz. In 70% of cases, tinnitus in the subjects was a mild degree of annoyance. Recordings of sound samples of noise occurring at individual workplaces allowed the spectral analysis of recorded signals. The highest noise level was in the C area, and the lowest in A. The noise in the C area was characterized by the dominance of high-frequency components. The correlation coefficient analysis found a relationship between workplace noise and tinnitus frequency.

Keywords: tinnitus, noise, hearing loss, hearing impairment

W ostatnich latach obserwujemy coraz większe zainteresowanie zastosowaniem bodźca typu chirp w badaniach elektrofizjologicznych narządu słuchu, zarówno w przypadku słuchowych potencjałów wywołanych z pnia mózgu (ang. auditory brainstem responses, ABR), jak i w słuchowych potencjałach stanu ustalonego (ang. auditory steady state responses, ASSR). W pojawiających się publikacjach czytamy o użyciu w różnych ośrodkach bodźca chirp w badaniach przesiewowych, jak i w badaniach diagnostycznych. Także producenci

sprzętu do badań elektrofizjologicznych słuchu oferują wyposażenie w zestawu w dodatkowe bodźce akustyczne, w tym chirp.

Czym więc jest ten bodziec? Czym on się różni od dotychczas stosowanych? Czy warto go stosować? Jakie są jego wady i zalety? Na niektóre z tych pytań nie ma niestety jednoznacznej, szkoleniowej, odpowiedzi. Celem tego artykułu jest przedstawienie założeń powstania bodźca i możliwości jego wykorzystania.

¹ e-mail: mkarlik@ump.edu.pl

Zdecydowana większość osób wykonująca badania elektrofizjologiczne słuchu pod postacią słuchowych potencjałów

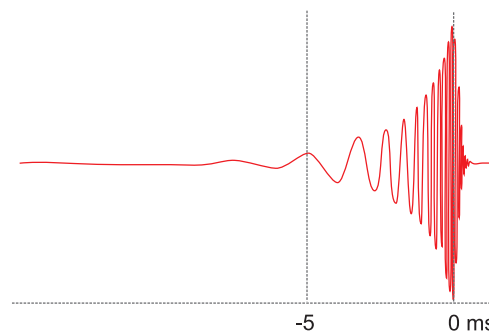
wywołanych z pnia mózgu wykorzystuje do stymulacji akustycznej bodziec typu trzask. Jego czas trwania wynosi 100 mikrosekund i cechuje się bardzo szybkim czasem narastania. Jego postać akustyczna wychodząca z przetwornika (słuchawki) charakteryzuje się dużą energią widmową w zakresie 2 do 4 kHz. Zastosowanie trzasku do wywołania potencjałów słuchowych z pnia mózgu jest metodą sprawdzoną i powtarzalną. Jednak ze względu na charakter bodźca, tzn. jego szerokopasmowość, utracona zostaje możliwość specyfikacji częstotliwościowej. W celu jej zapewnienia stosowane są inne bodźce akustyczne, jak np. tone burst, tone pip, logon.

Z punktu widzenia fizjologicznego, wywołana bodźcem typu trzask fala biegnąca w obrębie ślimaka potrzebuje trochę czasu na pokonanie odległości pomiędzy jego podstawą ślimaka a szczytem. Z tego powodu poszczególne neurony nie ulegają pobudzeniu w tym samym czasie. To z kolei powoduje, że odpowiedzi są nieznacznie rozłożone w czasie. Zgodnie z teorią tonotopowości okolice ślimaka zlokalizowane bliżej okienek odpowiadają za odbiór wysokich częstotliwości, a bliżej szczytu ślimaka za odbiór niskich częstotliwości. W przypadku bodźca typu trzask szczyt odpowiedzi pojawia się zatem kilka milisekund później w zakresie niskich częstotliwości w stosunku do wysokich częstotliwości. Wynika to głównie ze zmiany sztywności elementów rozdzielających ślimak. W obrębie niskich częstotliwości potrzeba znacznie więcej czasu do uzyskania pełnego wychylenia błony podstawnej. Wyładowania w obrębie ślimaka nie są więc w pełni zsynchronizowane, poszczególne neurony ulegają pobudzeniu z pewnym opóźnieniem [1].

Czy zatem jest możliwość ich lepszej synchronizacji? Przecież lepsza synchronizacja powinna dać większe amplitudy odpowiedzi. Większe amplitudy do szybsza możliwość uzyskania i odczytania powtarzalnych fal, a zatem szybszy czas rejestracji i skrócenie czasu całego badania.

W tym celu rozpoczęto prace na konstrukcją nowego bodźca akustycznego, nazwanego później „chirp” (Rys. 1). Po raz pierwszy bodziec ten, bazujący na liniowym modelu ślimaka wg de Boer, opisali w 2000 roku Dau i wsp. [2] Oparli oni się na wcześniejszych badaniach Shore i Nuttall (1985), którzy stosowali bodziec typu tone burst o wykładniczo narastającej częstotliwości [3]. Rejestrowali oni u świnek morskich potencjały czynnościowe nerwu słuchowego (ang. compound action potential, CAP). Przypomnijmy, że CAP jest jednym ze składowych potencjałów rejestrowanych w elektrokocholeografii, obok mikrofoników ślimaka (ang. cochlear microphonics, CM) oraz potencjału sumacyjnego (ang. summation potential, SP). Rejestrowali odpowiedzi na bodźce chirp narastające (ang. rising) oraz opadające (ang. falling) i porównywali z odpowiedziami na bodźce typu trzask. Wykazali oni węższe fale N_1 oraz większe amplitudy fal N_1 i P_1 w przypadku sygnałów narastających. Dau i wsp. wykorzystali przy konstrukcji bodźca akustycznego dane dotyczące

prędkości fali biegnącej w obrębie ślimaka opisane przez de Boer (1980), jak i dane czynnościowej zależności pomiędzy częstotliwością bodźca a miejscem maksymalnego wychylenia błony podstawnej wg Greenwood (1990). Model de Boer oparty jest na obserwacjach Békésy’ego (1960), który pod mikroskopem obserwował i dokonywał pomiarów przemieszczania się struktur ślimaka w odpowiedzi na bodźce akustyczne o natężeniach 120-140 dB SPL [2].



Rys. 1. Schemat przebiegu bodźca typu chirp

Dau i wsp. wyprowadzili równania określające przebieg czasowy bodźca i obliczyli odwrotność opóźnienia liniowego. Wykazali oni, że odpowiedź ABR nie jest zjawiskiem elektrofizjologicznym wywołanym przez początek lub koniec bodźca akustycznego, ale odpowiednia organizacja czasowa związana z właściwością fali biegnącej istotnie zwiększa synchronizację wyładowań neuronalnych [2].

W konstrukcji tego bodźca przyjęto, że wysokie częstotliwości będą opóźnione w stosunku do niskich częstotliwości stymulacji. Umożliwiło to kompensację dyspersji poprzez opóźnienie zawartości w bodźcu wysokich częstotliwości. Doprowadziło to do jednoczesowego wychylenia się błony podstawnej i jednoczesowego pobudzenia neuronów. Szerokość widma tego bodźca kształtuje się pomiędzy 350 Hz a 11300 Hz, w zależności od możliwości wyjściowych przetwornika (głośnika).

Jednoczesowe pobudzenie neuronów daje większe amplitudy odpowiedzi w badaniu elektrofizjologicznym. Większe amplitudy odpowiedzi, to łatwiejsze wykrywanie fali V, która jest podstawą oceny czynności narządu słuchu i oszacowania progu słuchowego.

Model odwrotności opóźnienia liniowego nie uwzględnia nieliniowości (kompresji) błony podstawnej, która jest związana z zależną od poziomu głośności selektywnością częstotliwościową. Model ten najprawdopodobniej przeszacowuje rzeczywiste opóźnienie dla niskich i średnich natężeń.

W konstrukcji bodźców uwzględniono zatem kompensację wejściową. Kompensacja wyjściowa związana jest czasowym wyrównywaniem odpowiedzi, stosowana w technice określanej jako „stacked ABR”. Polega na zsumowaniu skompresowanych i przesuniętych w czasie odpowiedzi [4]. Bodziec ten wydaje się być najbardziej efektywny w badaniach

ABR, ASSR oraz w rejestracji potencjału czynnościowego nerwu słuchowego (CAP) [5-7].

Ze względu na istnienie różnych modeli opóźnienia fali wędrującej w obrębie ślimaka stworzono kilka rodzajów bodźców o różnych tempach zwiększania częstotliwości. M-chirp to bodziec oparty na wartościach opóźnienia ślimakowego wynikających z mechanicznego modelu de Boer (1980). Nazwa tego bodźca pochodzi od Model-based chirp stimulus. To właśnie ten bodziec opracowywali Dau i wsp. w 2000 r. [2]. A-chirp jest bodźcem opartym na wartościach opóźnienia ślimakowego wynikających z czasów utajenia specyficznych częstotliwościowo (tone-burst) odpowiedzi z pnia mózgu u osób prawidłowo słyszących. Nazwa tego bodźca pochodzi od ABR-based chirp stimulus. O-chirp to z kolei bodziec skonstruowany na podstawie danych otoemisji akustycznych specyficznych częstotliwościowo (ang. stimulus-frequency otoacoustic emissions, SFOAE). Nazwa tego bodźca pochodzi więc od OAE-based chirp stimulus.

Aktualnie najbardziej powszechnym jest bodziec określany terminem CE-chirp. Nazwa ta pochodzi od imienia i nazwiska Claus Elberling. Dr Claus Elberling jest osobą niezwykle zasłużoną elektrofizjologii i akustyce. W 2019 r. uhonorowany został medalem przyznawanym corocznie poprzez Instytut Akustyki Wielkiej Brytanii - Rayleigh Medal – za wkład na tym polu. Nazwa medalu pochodzi od John William Strutt, 3rd Baron Rayleigh (1842-1919), brytyjskiego naukowca, który w 1904 r. otrzymał nagrodę Nobla w dziedzinie fizyki, autora podręcznika *The theory of sound* z 1877 roku [8-10].

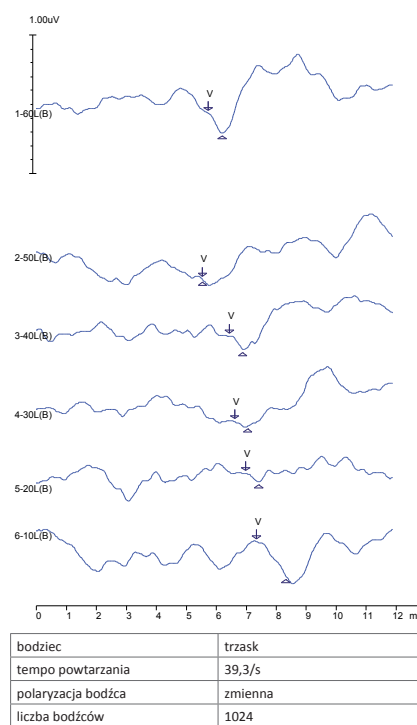
Bodziec szerokopasmowy chirp można rozłożyć na składowe w różnych pasmach częstotliwości, tworząc bodźce wąskopasmowe, czyli NB CE-chirp (ang. narrow band CE-chirp). Najczęściej stosuje się oktawowo-pasmowe chirpy, wyśrodkowane dla 500, 1000, 2000 oraz 4000 Hz [11-12]. Poniżej na Rys. 2 i Rys. 3 przedstawiono przykłady zapisu słuchowych potencjałów wywołanych z pnia mózgu u osoby prawidłowo słyszącej z użyciem bodźca trzask (Rys. 2) oraz bodźca typu chirp (Rys. 3).

W licznie prowadzonych badaniach oceniano także wpływ wielu czynników na uzyskiwanie zapisów ABR po stymulacji bodźcem typu chirp, takich jak: wpływ poziomów stymulacji, wpływ rodzaju bodźca chirp, wpływ rozmieszczenia elektrod rejestrujących, wpływ tempa powtarzania bodźca [13-15] (Bargen, Fobel, Rodrigues).

Bodziec idealny? Niestety nie. Już pierwsze badania wykazały, że przy stosowanych wysokich natężeniach wyniki dla bodźca typu chirp są zdecydowanie gorsze, niż dla bodźca typu trzask. Obniżeniu ulega amplituda odpowiedzi, co utrudnia wykrywanie fali V. Stwierdzono, że w przypadku stymulacji powyżej 60 dB HL obserwuje się desynchronizację na szerszych obszarach pobudzenia ślimaka, co zniekształca rejestrowane odpowiedzi. Niektórzy autorzy wskazują, że w przypadku bodźca typu chirp maksymalnym natężeniem może być 80 dB HL, chociaż Parlak i wsp. [16] stosowali stymulację nawet do 90 dB HL. Próbując zniwelować tę wadę zaczęto stosować LS-chirp lub LS-CE-chirp, czyli bodziec

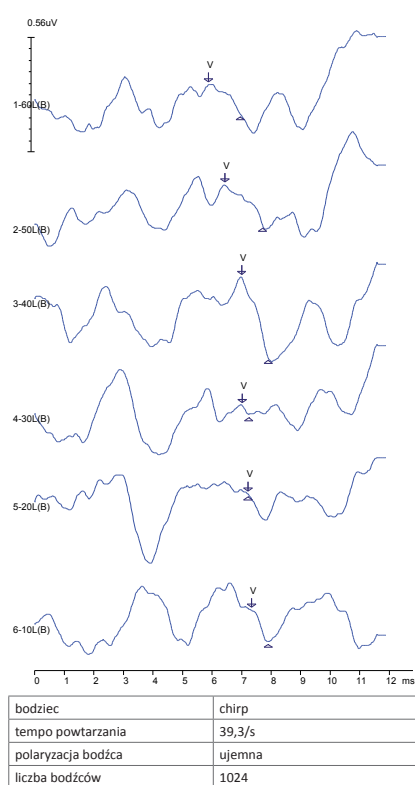
dopasowany także do danych natężeń (ang. level specific, LS) [17, 18]. Przy wykorzystaniu tego bodźca uzyskano odpowiedzi fali V znacznie wyraźniejsze i o większych amplitudach [19, 20]. Czy zatem bodziec typu chirp będzie wykorzystywany szerzej w diagnostyce audiologicznej? Wydaje się, że tak.

Wykonywanie badania ABR z zastosowaniem bodźca typu trzask wymaga często poszerzenia o zastosowanie bodźca akustycznego pobudzającego niższe częstotliwości. Stosowanie bodźców typu logon, tone burst, tone pip wymaga nie tylko dobrych warunków izolacyjnych pomieszczenia, ale także i dużego doświadczenia osoby oceniającej. Stymulacja węższego zakresu błony podstawnej powoduje pobudzenie mniejszej liczby neuronów. Dodatkowo stymulowany zakres znajduje się dalej od podstawy ślimaka, co dodatkowo utrudnia wzbudzenie zsynchronizowanych odpowiedzi. W efekcie często uzyskujemy zapisy o niewielkich amplitudach, nieraz trudnych do odczytania zapisów.



Rys. 2. Przykład zapisu słuchowych potencjałów wywołanych z pnia mózgu u osoby prawidłowo słyszącej z użyciem bodźca trzask. Rejestracja z wykorzystaniem urządzenia Intelligent Hearing System model SmartEp ver. 5.35

Stymulacja w tym zakresie częstotliwości bodźcem wąskopasmowym typu chirp może stanowić cenne uzupełnienie badania potencjałów wywołanych z pnia mózgu (ABR). Jednocześnie coraz częstsze wykorzystanie badania ASSR, m.in. w związku z rozwojem technologii i w konsekwencji przyspieszania obliczeń statystycznych dających bardziej dokładną estymację proggu słuchowego, powoduje zainteresowanie zmianą bodźca tonalnego na bodziec typu chirp [21, 22].



Rys. 3. Przykład zapisu słuchowych potencjałów wywołanych z pnia mózgu u osoby prawidłowo słyszającej z użyciem bodźca typu chirp. Rejestracja z wykorzystaniem urządzenia Intelligent Hearing System model SmartEp ver. 5.35

Bibliografia

- Suzuki J., Yamane H., The choice of stimulus in the auditory brainstem response test for neurological and audiological examinations, *Ann. N.Y. Acad. Sci.*, 1982, 388, 731-6.
- Dau T., Wegner O., Mellert V., Kollmeier B., Auditory brainstem responses with optimized chirp signals compensating basilar-membrane dispersion, *J. Acoust. Soc. Am.*, 2000, 107(3), 1530-40.
- Shore S.E., Nuttall A.L., High synchrony compound action potentials evoked by rising frequency-swept tonebursts, *J. Acoust. Soc. Am.*, 1985, 78, 1286-95.
- Don M., Elberling C., Maloff E., Input and output compensation for the cochlear traveling wave delay in wide-band ABR recordings: implications for small acoustic tumor detection, *J. Am. Acad. Audiol.*, 2009, 20(2), 99-108.
- Cho S.W., Han K.H., Jang H.K., Chang S.O., Jung H., Lee J.H., Auditory brainstem responses to CE-Chirp(R) stimuli for normal ears and those with sensorineural hearing loss, *Int. J. Audiol.*, 2015, 54(10), 700-704.
- Iwo Rodrigues G.R., Lewis D.R., Comparison of click and CE-chirp® stimuli on Brainstem Auditory Evoked Potential recording, *Rev. Soc. Bras. Fonoaudiol.*, 2012, 17(4), 412-416.
- Michel F., Jorgensen K.F., Comparison of threshold estimation in infants with hearing loss or normal hearing using auditory steady-state response evoked by narrow band CE-chirps and auditory brainstem response evoked by tone pips, *Int. J. Audiol.*, 2017, 56(2), 99-105.
- Elberling C., Callo J., Don M., Evaluating auditory brainstem responses to different chirp stimuli at three levels of stimulation, *J. Acoust. Soc. Am.*, 2010, 128(1), 215-223.
- Elberling C., Don M., Auditory brainstem responses to a chirp stimulus designed from derived-band latencies in normal-hearing subjects, *J. Acoust. Soc. Am.*, 2008, 124(5), 3022-3037.
- Elberling C., Don M., A direct approach for the design of chirp stimuli used for the recording of auditory brainstem responses, *J. Acoust. Soc. Am.*, 2010, 128(5), 2955-2964.
- Elberling C., Don M., Cebulla M., Sturzebecher E., Auditory steady-state responses to chirp stimuli based on cochlear traveling wave delay, *J. Acoust. Soc. Am.*, 2007, 122(5), 2772-2785.
- Elberling C., Kristensen S.G., Don M., Auditory brainstem responses to chirps delivered by different insert earphones, *J. Acoust. Soc. Am.*, 2012, 131(3), 2091-2100.
- Bargen G.A., Chirp-evoked auditory brainstem response in children: a review, *Am. J. Audiol.*, 2015, 24(4), 573-583.
- Fobel O., Dau T., Searching for the optimal stimulus eliciting auditory brainstem responses in humans, *J. Acoust. Soc. Am.*, 2004, 116 (4 Pt 1), 2213-2222.
- Rodrigues G.R., Ramos N., Lewis D.R., Comparing auditory brainstem responses (ABRs) to toneburst and narrow band CE-chirp in young infants, *Int. J. Pediatr. Otorhinolaryngol.*, 2013, 77(9), 1555-1560.
- Parlak A.F., Normative auditory brainstem response values to chirp stimulus in adults with normal hearing, *Turkish J. Ear Nose Throat*, 2018, 28(3), 132-140.
- Dzulkarnain A.A.A., Abdullah S.A., Ruzai M.A.M., Ibrahim S., Anuar N.F.A., Rahim E.A., Effects of different electrode configurations on the narrow band level-specific CE-chirp and tone-burst auditory brainstem response at multiple intensity levels and frequencies in subjects with normal hearing, *Am. J. Audiol.*, 2018, 27(3), 294-305.
- Dzulkarnain A.A.A., Noor Ibrahim S.H.M., Anuar N.F.A., Abdullah S.A., Tengku Zam Zam T.Z.H., Rahmat S., Mohd Ruzai M.A., Influence of two-electrode montages on the level-specific (LS) CE-Chirp auditory brainstem response (ABR) at multiple intensity levels, *Int. J. Audiol.*, 2017, 56(10), 723-732.
- Cobb K.M., Stuart A., Auditory brainstem response thresholds to air- and bone-conducted ce-chirps in neonates and adults, *J. Speech Lang. Hear. Res.*, 2016, 59(4), 853-859.
- Pushpalatha Z.V., Konadath S., Auditory brainstem responses for click and CE-chirp stimuli in individuals with and without occupational noise exposure, *Noise Health*, 2016, 18(84), 260-265.
- Eder K., Schuster M.E., Polterauer D., Neuling M., Hoster E., Hempel J.M., Semmelbauer S., Comparison of ABR and ASSR using NB-chirp-stimuli in children with severe and profound hearing loss, *Int. J. Pediatr. Otorhinolaryngol.*, 2020, 131, 109864.
- Śpiewak P., Adamek J., Śpiewak B., Różnicowanie niedosłuchów ciężkich od głębokich u niemowląt i małych dzieci przy użyciu ASSR „CE-Chirp”, *Pol. Przegl. Otorinolaryngol.*, 2013, 1(2), 210-225.