



Sterowane aplikacją urządzenie do sprawdzania skuteczności ochron słuchu – prezentacja rozwiązania

dr inż. Grzegorz Szczepański^{a,b} (ORCID: 0000-0003-0390-1624)

mgr inż. Ewa Chojnowska^a (ORCID: 0009-0004-4873-7009)

dr inż. Emil Kozłowski^a (ORCID: 0000-0003-4685-1145)



Fot. nito/Bigstockphoto

Powszechnie wiadomo, że skuteczność działania wkładek przeciwhałasowych deklarowana przez producenta różni się od ich skuteczności w warunkach rzeczywistych. Dzieje się tak często z powodu nieprawidłowego umieszczenia wkładek przeciwhałasowych w przewodzie słuchowym. W artykule przedstawiono nowo opracowany model laboratoryjny urządzenia do badania poprawności umieszczania wkładek przeciwhałasowych w przewodzie słuchowym. Urządzenie jest przeznaczone m.in. dla służb bhp, które będą mogły za jego pomocą nadzorować poprawność korzystania z wkładek przez pracowników przedsiębiorstw przemysłowych. Opisano strukturę urządzenia i trzy tryby jego pracy. Przytoczono wyniki badań weryfikacyjnych z udziałem dziesięciu ochotników, które potwierdzają poprawność działania urządzenia – jego wdrożenie może się przyczynić do skutecznej ochrony słuchu pracowników, a pośrednio również do zwiększenia efektywności pracy i ograniczenia kosztów związanych z występowaniem choroby zawodowej.

Słowa kluczowe: ochrona słuchu, wkładki przeciwhałasowe, próg słyszenia, tłumienie dźwięku

App-controlled device for verifying hearing protection effectiveness – solution presentation

It is widely recognized that the effectiveness of earplugs based on the attenuation values declared by manufacturers differs from the actual level of hearing protection achieved under real working conditions. This discrepancy often results from improper insertion of earplugs into the ear canal. This article presents a newly developed laboratory model of a device designed to assess the correctness of earplug insertion. The device is intended as a support tool for occupational health and safety services to supervise the proper use of earplugs among employees of industrial enterprises. The structure of the device and three modes of operation are described. The results of verification tests conducted with the participation of ten volunteers are presented, confirming the correct functioning of the device. The implementation of such a device may contribute to more effective hearing protection for workers, which may indirectly lead to increased work efficiency and reduced costs associated with occupational hearing loss.

Keywords: hearing protection, earplugs, hearing threshold, sound attenuation

^a Centralny Instytut Ochrony Pracy – Państwowy Instytut Badawczy.

^b Kontakt: grszc@ciop.pl.

Wstęp

Często stosowanymi środkami ochrony indywidualnej słuchu są wkładki przeciwhałasowe, jednak ich skuteczność zależy od ich prawidłowego umieszczenia w przewodzie słuchowym. Przeszkolenie personelu w tym zakresie jest zatem kluczowym elementem ochrony słuchu w miejscu pracy. Pracownicy muszą mieć świadomość, że źle używane lub niesprawne wkładki przeciwhałasowe są równie niebezpieczne jak brak jakiegokolwiek ochrony słuchu.

W badaniach [1] udowodniono, że skuteczność ochrony słuchu oparta na wartościach deklarowanych przez producenta różni się od skuteczności tych ochron w warunkach rzeczywistych. Jedną z przyczyn takiego stanu rzeczy może być niepoprawne założenie ochronnika słuchu [2]. Kotarbińska i Rogowski [3] zbadali tłumienie dźwięku wkładek przeciwhałasowych w warunkach laboratoryjnych i w warunkach rzeczywistych – w dwóch zakładach przemysłowych. W warunkach laboratoryjnych przebadano grupę osób o prawidłowym słuchu i wytrenowanych w umieszczaniu wkładek przeciwhałasowych w przewodzie słuchowym zgodnie z instrukcją producenta, a w warunkach rzeczywistych – osoby, które na co dzień korzystają w pracy z takich wkładek. W trakcie badania prowadzący nie instruował uczestników, jak umieszczać wkładkę w przewodzie słuchowym, ale oceniał, czy została ona włożona w odpowiedni sposób. Okazało się, że w pierwszym zakładzie przemysłowym 42,8% pracowników, a w drugim – 21,8% używało wkładek przeciwhałasowych niepoprawnie. Wartości indywidualnego tłumienia tych wkładek uzyskane w warunkach rzeczywistych odbiegały od siebie, natomiast różnica między wartością tłumienia w warunkach laboratoryjnych a wynikiem w warunkach rzeczywistych mogła wynosić nawet 31 dB [3]. Właśnie dlatego tak ważne jest przeszkolenie narażonych na hałas pracowników w zakresie używania wkładek przeciwhałasowych.

W literaturze przedmiotu potwierdzono pozytywny wpływ treningu umieszczania wkładek przeciwhałasowych na poprawność ich stosowania przez użytkowników [4–6]. Deklarowane przez producenta wartości tłumienia hałasu dla danej wkładki przeciwhałasowej są znane, więc ich porównanie z rzeczywistym tłumieniem tej samej wkładki po zaaplikowaniu do ucha użytkownika pozwala na ustalenie, czy została ona prawidłowo umieszczona w przewodzie słuchowym.

Oprócz edukacji integralnym elementem strategii dbania o słuch w miejscu

pracy jest umożliwienie pracownikom korzystania z urządzenia sprawdzającego poprawność umieszczenia wkładek przeciwhałasowych w przewodzie słuchowym. Jest to ważne w kontekście ochrony narządu słuchu i zapewnienia komfortu pracy osób narażonych na hałas w środowisku pracy.

W ramach badań przeprowadzonych w Centralnym Instytucie Ochrony Pracy – Państwowym Instytucie Badawczym (CIOP-PIB) opracowano urządzenie do sprawdzania poprawności umieszczenia wkładek przeciwhałasowych, sterowane aplikacją lub czujnikiem gestów. Urządzenie to ma spełniać rolę testera poprawności umieszczania wkładek przeciwhałasowych w przewodzie słuchowym. Do pomiaru tłumienia ochronników słuchu można wykorzystać jedną z dwóch metod subiektywnych: metodę REAT (ang. *real-ear attenuation at threshold*) lub metodę binauralnego porównywania głośności. W przypadku opracowanego urządzenia bazowano na założeniach pierwszej z wymienionych metod.

Sposób wyznaczania tłumienia dźwięku metodą REAT określa PN-EN ISO 4869-1:2018 [7]. Jest to metoda szeroko stosowana w pomiarach tłumienia dźwięku wkładek przeciwhałasowych [8, 9]. Tłumienie dźwięku wyznacza się jako różnicę pomiędzy progiem słyszenia wyznaczonym z założonym ochronnikiem słuchu i bez niego. Sygnałem testowym jest szum różowy filtrowany za pomocą filtrów pasmowo-przepustowych o szerokości pasma 1/3 oktawy, dla częstotliwości środkowych wynoszących 125 Hz, 250 Hz, 500 Hz, 1 kHz, 2 kHz, 4 kHz i 8 kHz.

Celem artykułu jest zaprezentowanie opracowanego w CIOP-PIB urządzenia, które może pomóc – pracodawcom i służbie bhp – w realizacji obowiązków wynikających z ograniczania narażenia na hałas. Wdrożenie takiego urządzenia może się przyczynić do zwiększenia skuteczności ochrony słuchu pracowników, a pośrednio również do zwiększenia efektywności pracy i ograniczenia kosztów związanych z występowaniem choroby zawodowej, jaką jest ubytek słuchu.

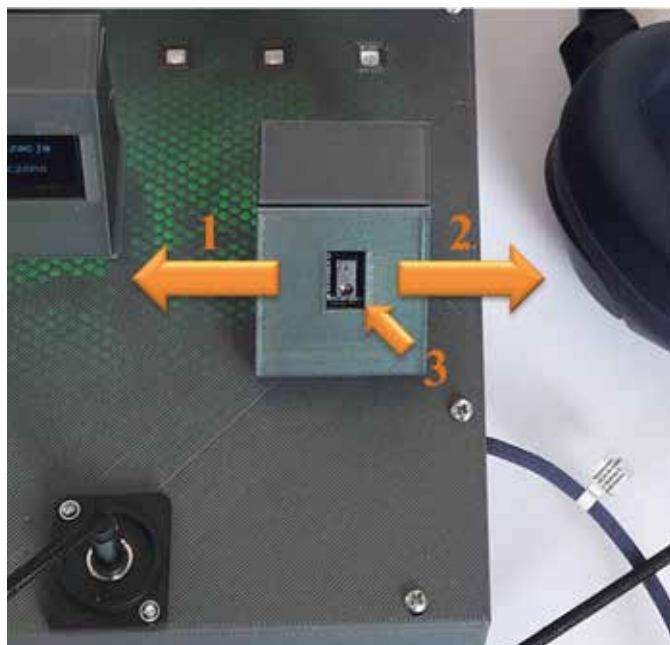
Procedury pomiarowe

Dla projektantów urządzenia jedną z kluczowych decyzji był wybór metody wyznaczania progów słyszenia, możliwej do zastosowania w opracowywanym urządzeniu, które rejestrowałoby odpowiedzi użytkownika za pomocą czujnika gestów. Takie podejście stanowi alternatywę dla tradycyjnie stosowanych przycisków odpowiedzi i umożliwia bezdotykową

obsługę urządzenia. Zastosowanie czujnika gestów może poprawić ergonomię użytkownika i ograniczyć konieczność kontaktu z elementami sterującymi, co ma znaczenie w warunkach epidemii i w zastosowaniach przemysłowych. Na etapie projektowania nie można było jednoznacznie określić, jaka procedura wyznaczania progu słyszenia będzie najlepiej „współpracowała” z przyjętym sposobem rejestracji odpowiedzi użytkowników. Bazując na znanych procedurach, opracowano więc trzy tryby wyznaczania progu słyszenia, różniące się sposobem sterowania poziomem bodźca i kryteriami jego zmiany, aby wytypować rozwiązanie stanowiące najlepszy kompromis pomiędzy czasem badania, dokładnością wyznaczonego progu słyszenia i komfortem osoby badanej. Według tych trybów prowadzono zarówno badanie audiometryczne na sygnałach tonalnych, jak i badanie tłumienia wkładek przeciwhałasowych z wykorzystaniem szumu filtrowanego.

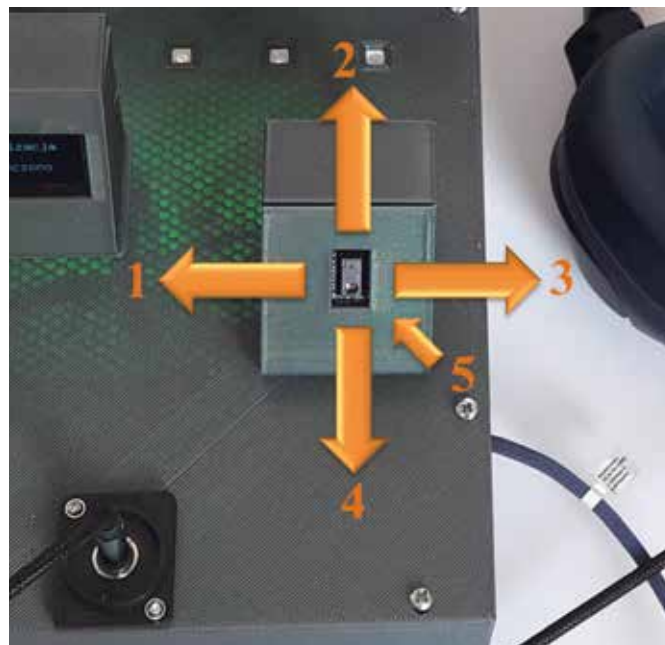
Tryb I pomiaru progu słyszenia zakładał rozpoczęcie pomiaru od poziomu 40 dB HL (*Hearing Level*, poziom odniesiony do przeciętnego progu słyszenia osoby zdrowej) oraz skokowe zmiany poziomu sygnału o 5 dB – w górę lub w dół w zależności od odpowiedzi badanego. W przypadku trzech kolejnych prawidłowych odpowiedzi poziom sygnału był obniżany, natomiast przy braku reakcji kierunek zmiany ulegał odwróceniu. Po osiągnięciu poziomu, przy którym badany przestawał reagować na bodziec (np. 15 dB HL), dalsze poszukiwanie progu słyszenia prowadzono z mniejszym krokiem wynoszącym 1 dB, zwiększając poziom sygnału aż do ponownego uzyskania odpowiedzi (np. do 17 dB HL). Pierwszy ponownie potwierdzony sygnał oznaczano jako próg słyszenia. Prezentacja bodźca trwała 2 s, a przez kolejne 1,5 s system oczekiwał na odpowiedź badanego. Pomiędzy bodźcami trwała przerwa w losowych odstępach czasu (od 2 s do 5 s). Jako podstawę funkcji losowości wykorzystano pseudolosowy generator liczb, którego sekwencja inicjalizowana jest wartością uzyskaną poprzez odczyt napięcia z niepodłączonego wejścia analogowego, co pozwala na wykorzystanie naturalnego szumu elektrycznego układu i zapewnia niepowtarzalność sekwencji pseudolosowej przy każdym uruchomieniu urządzenia. Jako odpowiedź badanego identyfikowano dowolny gest dłonią (rys. 1): w prawą stronę względem czujnika, w lewą stronę względem czujnika lub zbliżenie dłoni do czujnika.

Tryb II opracowano na podstawie obserwacji poczynionych podczas wstępnych badań przeprowadzonych w trybie I.



Rys. 1. Zainstalowany w urządzeniu czujnik gestów z opisanymi kierunkami gestów możliwych do wykrycia podczas badania w trybie I i II: 1 – ruch ręki w lewo, 2 – ruch ręki w prawo, 3 – ruch ręki w stronę czujnika (fot. Grzegorz Szczepański)

Fig. 1. A gesture sensor installed in the device, with indicated directions of gestures detectable during testing in modes I and II: 1 – hand movement to the left, 2 – hand movement to the right, 3 – hand movement toward the sensor (photo: Grzegorz Szczepański)



Rys. 2. Zainstalowany w urządzeniu czujnik gestów z opisanymi kierunkami gestów możliwych do wykrycia podczas badania w trybie III: 1 – ruch ręki w lewo, 2 – ruch ręki w górę, 3 – ruch ręki w prawo, 4 – ruch ręki w dół, 5 – ruch ręki w stronę czujnika (fot. Grzegorz Szczepański)

Fig. 2. A gesture sensor installed in the device, with indicated directions of gestures detectable during testing in mode III: 1 – hand movement to the left, 2 – hand movement upward, 3 – hand movement to the right, 4 – hand movement downward, 5 – hand movement toward the sensor (photo: Grzegorz Szczepański)

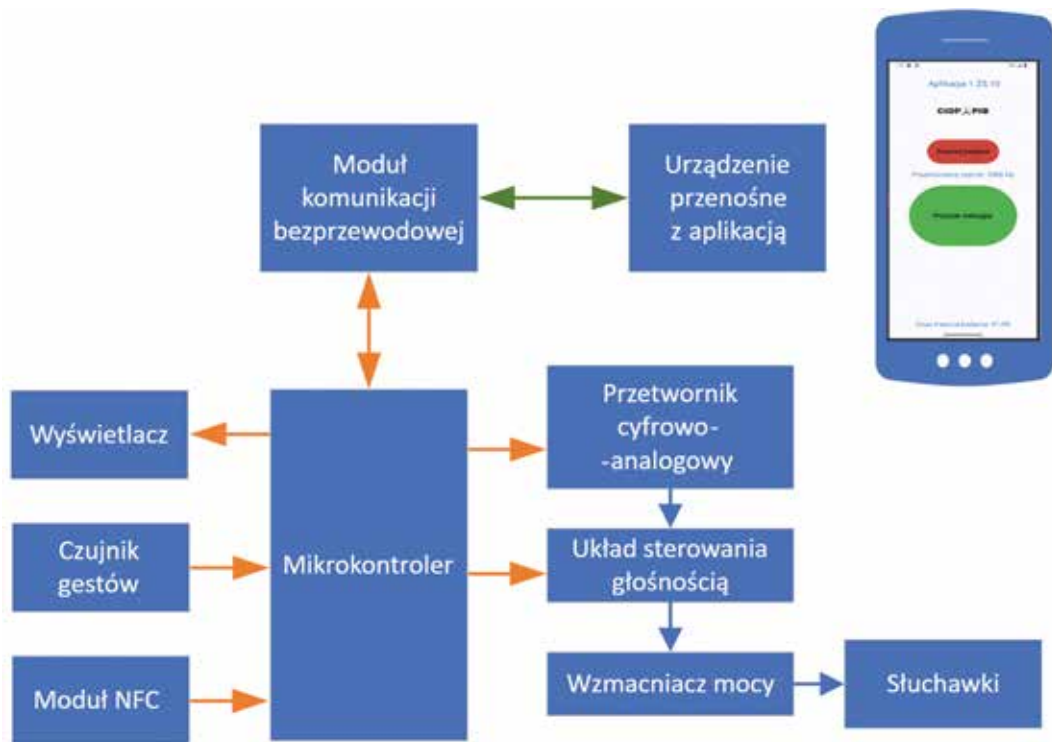
Zauważono wtedy, że czas trwania badania znacząco się wydłuża, gdy próg słyszenia znajduje się na bardzo niskim poziomie (wartości ujemne w odniesieniu do skali dB HL). Aby skrócić czas pomiaru, zdecydowano się na ograniczenie liczby skoków poziomu bodźca i wprowadzenie adaptacyjnie zmiennej liczby wymaganych poprawnych lub niepoprawnych odpowiedzi, zależnej od numeru iteracji algorytmu. W początkowych iteracjach stosowano większe skoki i mniejszą wymaganą liczbę potwierdzeń odpowiedzi, a w kolejnych iteracjach skoki stopniowo zmniejszano, zwiększano zaś liczbę wymaganych potwierdzeń. Wartości skoków zdefiniowano metodą bisekcji, powszechnie wykorzystywaną w analizach numerycznych do zawężania przedziału poszukiwań i osiągania rozwiązania w możliwie najmniejszej liczbie kroków. Wartość zmiany poziomu bodźca wynosiła kolejno: 16 dB, 8 dB, 4 dB, 2 dB i 1 dB. Tak dobrane skoki umożliwiają określenie progu słyszenia w przedziale 62 dB, który uznano za wystarczający do realizacji badań zgodnie z trybem II. Wartość startową określono na poziomie odpowiadającym 20 dB HL. Liczba poprawnych lub niepoprawnych odpowiedzi do zmiany kroku wynosiła (licząc od pierwszego kroku): 1, 2, 2, 2, 3, 3. Co ważne, zatwierdzenie odpowiedzi (poprawnej lub niepoprawnej) następowało wtedy, gdy w kolejnych krokach była ona tego samego typu. Użytkownik powtarzał

więc całą procedurę aż do osiągnięcia wymaganej liczby występujących po sobie odpowiedzi (wyłącznie poprawnych lub wyłącznie niepoprawnych). Sposób detekcji bodźca był taki sam jak w przypadku trybu I.

Tryb III stanowił implementację algorytmu wykorzystującego ciągłą prezentację bodźca. Pomiaru rozpoczynano od poziomu sygnału odpowiadającego 25 dB HL. Sygnał bodźca w słuchawkach był jednostajny i ciągły, a zadaniem osoby badanej było ustawienie minimalnego progu, przy którym sygnał wciąż był słyszalny. Czujnik gestów zaprogramowano tak, by wykrywał on pięć rodzajów gestów (rys. 2). Do każdego z nich przypisano konkretną funkcję: gest w lewo zmniejszał, a gest w prawo zwiększał poziom ciśnienia akustycznego o zadany krok (o 1 dB lub 5 dB), natomiast ruch ręką w górę lub w dół oznaczał odpowiednio zmianę o duży (5 dB) lub mały (1 dB) krok. Funkcje te były realizowane w czasie rzeczywistym w sposób ciągły. Badany poprzez odpowiednią sekwencję ruchów określał próg słyszenia, a następnie za pomocą ruchu ręki w stronę czujnika zatwierdzał określoną przez siebie wartość sygnału. Gesty oznaczające zmianę kroku na duży (5 dB) i mały (1 dB) mogły być wykonywane wielokrotnie. Jako pomocniczy wskaźnik w oprogramowaniu określono liczbę iteracji, którą badany wykonał od początku prezentacji bodźca do detekcji progu słyszenia.

Budowa urządzenia do testowania skuteczności wkładek przeciwhałasowych

Urządzenie, którego głównym elementem jest mikrokontroler o wysokiej częstotliwości taktowania procesora, odpowiedzialny za generowanie sygnałów testowych i agregację danych, jest zasilane z sieci energetycznej. W tym celu opracowano specjalny moduł zasilający wyposażony w mostek Graetza, którego zadaniem jest prostowanie napięcia przemiennego, oraz w układ dwustopniowego przetwarzania napięcia. Pierwszy stopień, oparty na przetwornicy impulsowej, umożliwia efektywną konwersję napięcia do poziomu wymaganego przez urządzenie, a drugi stopień, wykorzystujący regulatory LDO, zapewnia dodatkową filtrację zakłóceń oraz stabilizację napięcia zasilającego układy analogowe i cyfrowe. Sygnały testowe są generowane z wykorzystaniem przetwornika cyfrowo-analogowego, z którego sygnał jest podawany na wzmacniacz słuchawkowy. Każde ucho ma osobny tor generowania sygnału dźwiękowego. Układem wyjściowym, wytwarzającym dźwięk, są konwencjonalne, komercyjne słuchawki. Akwizycja odpowiedzi osoby badanej odbywa się za pomocą czujnika gestów. Do układu mikroprocesorowego podłączony jest wyświetlacz, umożliwiający obsługę urządzenia bez potrzeby stosowania urządzenia mobilnego. Urządzenie w podstawowej formie jest obsługiwane i sterowane



Rys. 3. Uproszczony schemat blokowy obrazujący strukturę urządzenia i powiązania pomiędzy jego elementami
Fig. 3. A simplified block diagram illustrating the structure of the device and the relationships between its constituent components

aplikacją (zainstalowaną na urządzeniu przenośnym), która łączy się bezprzewodowo z układem mikroprocesorowym. Jako standard transmisji bezprzewodowej wybrano Bluetooth.

Zakres prac nad urządzeniem obejmował kompleksowe opracowanie jego struktury, w tym: zaprojektowanie i wykonanie autorskich układów drukowanych (PCB), zaprojektowanie elementów mechanicznych, opracowanie i implementację oprogramowania sterującego systemem. Schemat blokowy urządzenia przedstawiono na rys. 3.

Obudowę urządzenia zaprojektowano w środowisku CAD i wytworzono techniką druku 3D. Na bocznej części obudowy umieszczono gniazdo zasilania sieciowego i gniazdo słuchawkowe jack 3,5 mm, a na górnej – wyświetlacz i czujnik gestów. Układ komponentów na dolnej płycie obudowy przedstawiono na rys. 4.

Sygnałów pomiarowych na potrzeby badań poprawności umieszczania wkładek przeciwhałasowych w przewodzie słuchowym nie generowano w czasie rzeczywistym, lecz wygenerowano je do plików dźwiękowych. W metodzie REAT

do badań tłumienia dźwięku wkładek przeciwhałasowych należy wykorzystać szum filtrowany pasmowo w pasmach częstotliwości zgodnie z założeniami określonymi w normie ISO 4869-1. Filtry powinny być filtrami pomiarowymi określonej klasy – mieć odpowiednio dobrane parametry stromości zbocza i tłumienie sygnału poza rozpatrywanym pasmem oraz zapewniać brak zniekształceń fazowych. W opracowanym urządzeniu wykorzystano uproszczony zestaw sygnałów testowych w postaci szumu białego filtrowanego cyfrowymi filtrami pasmowo-przepustowymi o szerokości jednej oktawy i częstotliwościach środkowych 125 Hz, 250 Hz, 500 Hz, 1 kHz, 2 kHz, 4 kHz oraz 8 kHz. Przyjęty zestaw sygnałów stanowi uproszczenie w stosunku do metody REAT i został zastosowany w celu oceny funkcjonowania opracowanego urządzenia. Przykład charakterystyki widmowej sygnału testowego dla częstotliwości środkowej 2000 Hz przedstawiono na rys. 5.

Aplikacja mobilna

Obsługa systemu odbywa się z wykorzystaniem dedykowanej aplikacji mobilnej, która służy zarówno do sterowania, jak i do agregacji wyników pomiarów i ich archiwizacji. Jako platformę docelową wybrano urządzenia mobilne wyposażone w system operacyjny Android w wersji 9.0 (API 28). Aplikacja została napisana



Rys. 4. Model urządzenia do sprawdzania poprawności umieszczenia wkładek przeciwhałasowych (fot. Grzegorz Szczepański)
Fig. 4. A device model for verifying the correct placement of earplugs (photo: Grzegorz Szczepański)

w języku programowania Kotlin, w programie Android Studio, za pomocą pakietu narzędzi Jetpack Compose. Połączenie między aplikacją mobilną a urządzeniem odbywa się z wykorzystaniem standardu Bluetooth 4.1. Na rys. 6 przedstawiono ekran ustawień testu badania tłumienia wkładek.

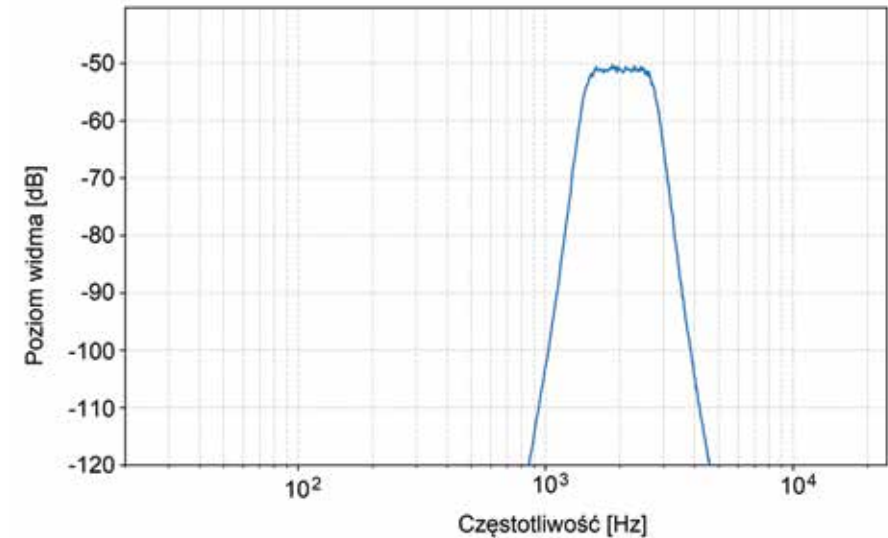
Wybór zakresu częstotliwości objętych badaniem jest dokonywany z wykorzystaniem tzw. checkboxów (przycisków wyboru). W następnym kroku do bazy danych wartości tłumienia wkładek przeciwhałasowych użytkownik powinien wprowadzić dane wkładek (deklarowane przez producenta), których używa w zakładzie pracy. Do tego służy ekran dodawania nowej wkładki. W następnym kroku uruchomiony zostaje ekran badań, a aplikacja oczekuje na zakończenie pomiarów realizowanych na urządzeniu. Po zakończeniu badania następuje przejście do ekranu z wynikami pomiarów.

Wyniki prezentowane są w formie wykresu słupkowego i tabeli (rys. 7). Pierwsza seria danych (słupki niebieskie) przedstawia tłumienie wzorcowe wkładek przeciwhałasowych (deklarowane przez producenta), a seria druga – tłumienie wkładek uzyskane podczas badania. Słupki prezentujące drugą serię danych są zielone, gdy uzyskana wartość tłumienia dla danej częstotliwości jest zbliżona do wartości deklarowanej przez producenta, a gdy jest mniejsza niż odchylenie standardowe tłumienia deklarowanego przez producenta, słupki są czerwone.

Procedura badania weryfikacyjnego

Badanie z udziałem ochotników obejmowało pomiar progu słyszenia z wkładkami i bez wkładek przeciwhałasowych oraz wyznaczenie różnicy pomiędzy wartościami uzyskanymi z użyciem opracowanego urządzenia a wyznaczonymi w badaniach laboratoryjnych. Otrzymało niezbędną zgodę na rozpoczęcie badania naukowego, wyrażoną przez Komisję Bioetyczną przy Instytucie Medycyny Wsi w Lublinie.

Przed rozpoczęciem badania ochotników zapoznano z celem badania i funkcjonalnością urządzenia. Wszyscy przeszli instruktaż obsługi urządzenia przed wykonaniem każdego z zadań. Badanie weryfikacyjne przeprowadzono nie tylko w celu oceny poprawności działania urządzenia, lecz przede wszystkim po to, by przeanalizować interakcje użytkowników z zaprojektowanymi procedurami oraz z czujnikiem gestów, który jest kluczowym elementem systemu i umożliwia



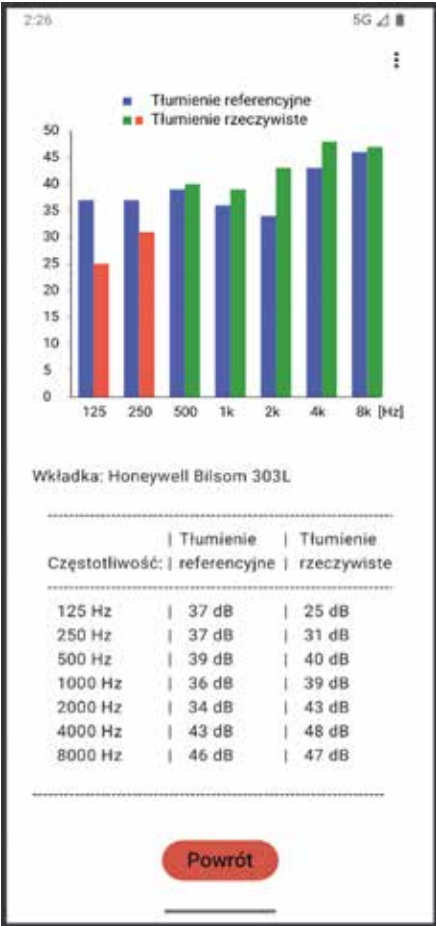
Rys. 5. Charakterystyka widmowa sygnału testowego dla częstotliwości środkowej 2000 Hz
Fig. 5. Spectral characteristics of the test signal for a center frequency of 2000 Hz

detekcję odpowiedzi. Na tej podstawie sprawdzono intuicyjność zastosowanych rozwiązań i zidentyfikowano potencjalne trudności, które mogą się pojawić w trakcie badań. Badania wykonano w komorze do badań akustycznych. Badania związane z wyznaczaniem tłumienia

wkładek przeciwhałasowych porównywało z wynikami pomiarów realizowanych w laboratorium posiadającym akredytację PCA w zakresie badania tłumienia dźwięku. Wkładki przeciwhałasowe, po jednorazowym umieszczeniu w przewodzie słuchowym na potrzeby badań



Rys. 6. Ekran z ustawieniami badania tłumienia wkładek przeciwhałasowych
Fig. 6. Screen with settings for the measurement of earplug attenuation



Rys. 7. Ekran wyników badania tłumienia wkładek przeciwhałasowych
Fig. 7. Results screen of the earplug attenuation measurement

z wykorzystaniem opracowanego urządzenia, nie były wyjmowane. Następnie, bez zmiany ich położenia, wykonywano pomiary w laboratorium akredytowanym, co umożliwiło bezpośrednie porównanie uzyskanych wyników z referencyjnym i wiarygodnym źródłem pomiarowym.

Wyniki badania weryfikacyjnego

W tabeli przedstawiono wyniki badań zrealizowanych z udziałem dziesięciu osób – część z nich uczestniczyła w badaniach prowadzonych zarówno według trybu II, jak i według trybu III, dzięki czemu według trybu II przebadano łącznie siedem osób, a według trybu III – sześć osób (tryb I po wstępnych badaniach audiometrycznych odrzucono ze względu na zbyt długi czas trwania badania). Wyliczono wartość mediany różnicy pomiędzy wynikami uzyskanymi z wykorzystaniem opracowanego urządzenia a wynikami badań laboratoryjnych z udziałem ochotników, a także wartość procentową zgodności wyników badań w zakresie ± 5 dB oraz ± 10 dB.

Jak widać, wartości różnicy pomiędzy wynikami badań tłumienia wkładek przeciwhałasowych wykonanych z wykorzystaniem opracowanego urządzenia i pomiarami laboratoryjnymi zależały od częstotliwości oraz zastosowanego trybu badania. Mediany różnic w przypadku obu trybów badania pozostają na ogół bliskie 0 dB, co wskazuje na brak wyraźnie systematycznego przesunięcia wyników. Większe odchylenia zaobserwowano jedynie dla wybranych częstotliwości, zwłaszcza dla 4000 Hz w badaniu według trybu III, gdzie mediana różnicy wyniosła -9 dB. Łączna mediana różnicy wyniosła 1 dB dla trybu II oraz -2,5 dB dla trybu III. Po wykluczeniu dwóch skrajnych przypadków badań, w których stwierdzono problemy proceduralne związane z obsługą urządzenia, uzyskano wyraźną poprawę zgodności wyników. W ujęciu łącznym

59,2% wyników uzyskanych w trybie II oraz 50,0% wyników uzyskanych w trybie III mieściło się w zakresie ± 5 dB względem wyników otrzymanych w badaniach laboratoryjnych. Po rozszerzeniu zakresu zgodności do ± 10 dB odsetki te wzrosły odpowiednio do 81,6% i 76,2%. Mediany różnic pozostały niewielkie, co może świadczyć o tym, że obserwowane wcześniej duże odchylenia miały charakter incydentalny i nie wynikały z błędnego funkcjonowania urządzenia.

Wnioski

Przeprowadzone badania wykazały, że tłumienie wkładek przeciwhałasowych wyznaczone za pomocą opracowanego urządzenia jest zbliżone do wyników otrzymanych w warunkach laboratoryjnych. Spośród analizowanych sposobów prowadzenia pomiaru nieznacznie większą zgodność z wynikami badań laboratoryjnych uzyskano dla trybu II niż dla trybu III. Należy podkreślić, że zarówno badanie związane z wyznaczaniem progu słyszenia z wykorzystaniem sygnałów tonalnych, jak i badanie dotyczące oceny tłumienia wkładek przeciwhałasowych przeprowadzono z udziałem ograniczonej liczby uczestników, zatem należy je traktować jako badania weryfikujące funkcjonalność i użyteczność opracowanego urządzenia, a ich wyniki interpretować z odpowiednią ostrożnością. Ewentualne badania na większej grupie użytkowników mogą stanowić element dalszych prac przedwdrożeniowych, ukierunkowanych na ocenę powtarzalności i stabilności uzyskiwanych wyników.

Przeprowadzone badania potwierdziły poprawność działania opracowanego urządzenia oraz jego przydatność w ocenie prawidłowości umieszczania wkładek przeciwhałasowych. Analiza interakcji użytkowników z opracowanym urządzeniem, zgodnie z procedurą badawczą, oraz z zastosowanym czujnikiem gestów wykazała, że może on stanowić efektywną

alternatywę dla tradycyjnych interfejsów odpowiedzi. Opracowane urządzenie ma potencjał do szerokiego zastosowania w środowisku pracy, zwłaszcza jako narzędzie wspomagające służby bhp w zakresie kontroli poprawności stosowania ochronników słuchu oraz prowadzenia szkoleń pracowników. Do jego głównych zalet należą prostota obsługi, możliwość szybkiej weryfikacji poprawności aplikacji wkładek przeciwhałasowych oraz możliwość wykorzystania w warunkach terenowych. Jednocześnie należy wskazać pewne ograniczenia, takie jak: wstępny etap gotowości technologicznej urządzenia, niewielka liczebność próby i konieczność dalszej optymalizacji procedur pomiarowych. Zasadne jest, by w ramach prac rozwojowych zastosować sygnały testowe w postaci szumu różowego filtrowanego w pasmach 1/3-oktawowych oraz przeprowadzić badania kolejnej iteracji procedury pomiarowej na większej grupie użytkowników i w rzeczywistych warunkach przemysłowych.

Zrealizowano na podstawie wyników VI etapu programu wieloletniego pn. „Rządowy Program Poprawy Bezpieczeństwa i Warunków Pracy”, finansowanego w zakresie zadań służb państwowych ze środków Ministerstwa Rodziny, Pracy i Polityki Społecznej. Zadanie nr 1.ZS.10 pt. „Opracowanie urządzenia sterowanego aplikacją do monitorowania stanu słuchu oraz do sprawdzania poprawności umieszczenia wkładek przeciwhałasowych”. Koordynator programu: Centralny Instytut Ochrony Pracy – Państwowy Instytut Badawczy.

BIBLIOGRAFIA

[1] Kotarbińska E., Kozłowski E., *Measurement of effective noise exposure of workers wearing ear-muffs*, „International Journal of Occupational Safety and Ergonomics”, 2009, 15(2): 193–200.
[2] Nélisse H. i in., *Measurement of hearing protection devices performance in the workplace during full-shift working operations*, „The Annals of Occupational Hygiene”, 2012, 56(2): 221–232.
[3] Kotarbińska E., Rogowski K., *Czynnik zmniejszające skuteczność działania wkładek przeciwhałasowych stosowanych przez pracowników – wyniki badań*, „Bezpieczeństwo Pracy. Nauka i Praktyka”, 2016, 5: 32–35.
[4] Toivonen M. i in., *Noise attenuation and proper insertion of earplugs into ear canals*, „Annals of Occupational Hygiene”, 2002, 46(6): 527–530.
[5] Joseph A. i in., *The effects of training format on earplug performance*, „International Journal of Audiology”, 2007, 46: 609–618.
[6] Murphy W.J. i in., *Effects of training on hearing protector attenuation*, „Noise & Health”, 2011, 13(51): 132.
[7] PN-EN ISO 4869-2:2018-12. Akustyka. Ochronniki słuchu. Część 2: Szacowanie efektywnych poziomów dźwięku A pod ochronnikami słuchu.
[8] Valentin O., John S.M., Laville F., *Using Auditory Steady-State Responses for Measuring Hearing Protector Attenuation*, „Noise & Health” 2017, 19(86): 1–9.
[9] Voix J., Laville F., *The objective measurement of individual earplug field performance*, „The Journal of the Acoustical Society of America”, 2009, 125: 3722–3732.

Tabela. Wartość mediany różnicy tłumienia oraz wartość procentowa zgodności wyników badań w zakresie ± 5 dB oraz ± 10 dB, wyznaczone z wykorzystaniem urządzenia oraz w badaniach laboratoryjnych
Table. Median value of the attenuation difference and the percentage agreement within ± 5 dB and ± 10 dB, determined using the device and in laboratory measurements

Częstotliwość [Hz]	Tryb II			Tryb II		
	Mediana różnicy [dB]	Wyniki ± 5 dB [%]	Wyniki ± 10 dB [%]	Mediana różnicy [dB]	Wyniki ± 5 dB [%]	Wyniki ± 10 dB [%]
125	-2	28,6	71,5	-0,5	66,6	83,3
250	-1	28,6	71,4	5	66,6	83,3
500	0	71,4	71,4	4	33,3	66,6
1000	0	85,7	100	-2	16,7	66,6
2000	5	57,1	85,7	1	33,3	50
4000	2	71,4	100	-9	66,6	83,3
8000	1	71,4	71,4	-0,5	66,6	100
Łącznie	1	59,2	81,6	-2,5	50	76,2