

## Monitorowanie negatywnych skutków słuchania muzyki za pomocą aplikacji mobilnej – doniesienie wstępne

### Monitoring the negative results of listening to music using a mobile app – preliminary report

Małgorzata Pastucha<sup>1A-F</sup>, Edyta Piłka<sup>1C-F</sup>, Henryk Skarżyński<sup>2D-F</sup>,  
Wiesław W. Jędrzejczak<sup>1C-F</sup>

<sup>1</sup> Instytut Fizjologii i Patologii Słuchu, Światowe Centrum Słuchu, Zakład Audiologii Eksperymentalnej, Warszawa/Kajetany

<sup>2</sup> Instytut Fizjologii i Patologii Słuchu, Światowe Centrum Słuchu, Klinika Oto-Ryńko-Laryngochirurgii, Warszawa/Kajetany

Wkład autorów:  
A Projekt badania  
B Gromadzenie danych  
C Analiza danych  
D Interpretacja danych  
E Przygotowanie pracy  
F Przegląd literatury  
G Gromadzenie funduszy

#### Streszczenie

**Wprowadzenie:** Nowoczesne technologie, zwłaszcza aplikacje mobilne, są coraz częściej wykorzystywane w różnych sektorach zdrowia publicznego. Aplikacje te nie tylko pozwalają na szybsze umówienie wizyty lekarskiej, lecz także stanowią doskonałą bazę do podejmowania szerokich działań profilaktycznych. Widoczne jest to również w dziedzinie audiologii, w której aplikacje mobilne są coraz częściej wykorzystywane w badaniach przesiewowych słuchu czy do kontrolowania nawyków słuchowych.

**Cel:** Sprawdzenie za pomocą pomiaru emisji otoakustycznych (OAE), czy aplikacja mobilna w odpowiedni sposób informuje o możliwości narażenia słuchu na nadmierną ekspozycję na hałas przy zbyt długim słuchaniu muzyki. Wykorzystano aplikację HearAngel, która monitoruje muzyczne treści multimedialne odtwarzane na urządzeniu mobilnym.

**Materiał i metoda:** Aplikację przetestowano na 1 osobie z normą słuchową, słuchającej muzyki na urządzeniu mobilnym z systemem Android. Sprawdzano wpływ długości ekspozycji muzycznej na stan narządu słuchu. W tym celu wykorzystano badanie emisji otoakustycznych (OAE). Zmierzono trzy rodzaje OAE: OAE wywołane trzaskiem (CEOAE), OAE produktów zniekształceń (DPOAE) i emisje spontaniczne (SOAE). Do oszacowania czasu ekspozycji muzycznej posłużono się wewnętrzną miarą aplikacji – tzw. dzienną dawką dźwięku (DSA). Pomiar OAE wykonano dla: 100% DSA, 100% DSA + 10 minut, 100% DSA + 30 minut, 7 godzin.

**Wyniki:** Niewielkie przekroczenie dziennego limitu wyliczonego za pomocą aplikacji nie powoduje znaczących zmian w poziomach odpowiedzi OAE. Pewne różnice są zauważalne dopiero po kilkugodzinnej ekspozycji na muzykę. Największe zmiany nastąpiły w SOAE. Amplituda wszystkich SOAE spadła dla DSA + 30 minut i dla 7 h.

**Wnioski:** Wydaje się, że aplikacja HearAngel może być przydatnym narzędziem do monitorowania narażenia na hałas podczas słuchania muzyki na urządzeniach mobilnych. Jej działanie opiera się na pomiarach zarówno głośności, jak i czasu słuchania wybranych utworów muzycznych. Uzyskane wyniki są obiecujące i zachęcają do prowadzenia dalszych badań. SOAE wydają się najbardziej czułym na zmiany w układzie słuchowym typem OAE.

**Słowa kluczowe:** aplikacje mobilne • ekspozycja muzyczna • emisje oto akustyczne • OAE

#### Abstract

**Introduction:** Modern technologies, especially mobile applications, are increasingly being used in various public health sectors. They not only allow for faster medical appointments, but create excellent conditions for extensive preventive measures. This is also evident in the field of audiology, where apps are increasingly used for hearing screening or controlling listening habits.

**Aim:** To test by measuring otoacoustic emissions (OAE) whether a mobile app adequately reports the potential for hearing exposure when listening to music for too long. The app used was HearAngel, which monitors musical multimedia content played on a mobile device.

**Material and method:** The app was tested on 1 person with normal hearing listening to music on an Android mobile device. The effect of the length of musical exposure on the state of the hearing organ was tested. The otoacoustic emissions (OAE) test was used for this

**Autor korespondencyjny:** Małgorzata Pastucha, Zakład Audiologii Eksperymentalnej, Światowe Centrum Słuchu, Instytut Fizjologii i Patologii Słuchu, ul. Mochnackiego 10, 02-042 Warszawa; email: m.pastucha@ifps.org.pl

purpose. Three types of OAEs were measured: click-evoked OAEs (CEOAE), distortion product OAEs (DPOAE) and spontaneous emissions (SOAE). An internal application measure, the daily sound allowance (DSA), was used to estimate music exposure time. OAE measurements were made for: 100% DSA, 100% DSA + 10 minutes, 100% DSA + 30 minutes, 7 hours.

**Results:** Slightly exceeding the daily limit calculated with the app does not cause significant changes in OAE response levels. Some differences are noticeable only after several hours of musical exposure. The biggest changes occurred in the SOAEs. The amplitude of all SOAEs decreased for DSA + 30 minutes and for 7 h.

**Conclusions:** The HearAngel app appears to be a useful tool for monitoring noise exposure when listening to music on mobile devices. The results obtained are promising and encourage further research. SOAEs appear to be the most sensitive type of OAE to changes in the auditory system.

**Key words:** mobile applications • music exposure • otoacoustic emissions • OAE

## Wykaz skrótów

Skrót	Rozwinięcie skrótu	Odpowiednik skrótu w języku polskim
CEOAEs	click-evoked otoacoustic emissions	emisje otoakustyczne wywołane trzaskiem
daPa	decapascal	dekapascal
dB	decibel	decybel
dBA	A-weighted decibel	decybel ważony krzywą korekcyjną A
dB HL	decibel hearing level	decybel poziomu słyszalności
dB SPL	decibel sound pressure level	decybel fizycznego poziomu natężenia dźwięku
DPOAEs	distortion-product otoacoustic emissions	emisje produktów zniekształceń nieliniowych
DSA	daily sound allowance	dzienna dawka dźwięku
$f$	frequency	częstotliwość
Hz	hertz	herc
kHz	kilohertz	kiloherc
LAeq	equivalent continous sound level	równoważny poziom dźwięku
mmho	miliohm	miliom
NIHL	noise inducted hearing loss	ubytek słuchu wywołany hałasem
OAE	otoacoustic emission	emisje otoakustyczne
peSPL	peak equivalent sound pressure level	szczytowy równoważny poziom ciśnienia akustycznego
SOAEs	spontaneous otoacoustic emissions	emisje spontaniczne
SSOAEs	synchronized spontaneous otoacoustic emissions	zsynchronizowane emisje spontaniczne
TEOAE	transient evoked otoacoustic emission	emisje otoakustyczne wywołane trzaskiem

## Wprowadzenie

Dynamiczny rozwój nowoczesnych technologii i powszechny dostęp do Internetu spowodował, że urządzenia mobilne stały się obecnie nieodłącznym elementem naszego życia. Dawniej smartfony, wykorzystywane do przeprowadzania rozmów telefonicznych i wymiany wiadomości, pełniły głównie funkcję komunikacyjną. Współcześnie stanowią pomocne narzędzie wykorzystywane w wielu sferach życia.

Jak wynika z badań przeprowadzonych w listopadzie 2021 roku przez Urząd Komunikacji Elektronicznej, 96,9% osób korzysta z telefonu komórkowego, z czego największą grupę stanowią użytkownicy smartfonów (78% ankietowanych). Dodatkowo 95,1% badanych ma stały dostęp do Internetu mobilnego w telefonie [1].

Powszechny dostęp do najnowszych technologii bez wątpienia ułatwia codzienne funkcjonowanie. Obecnie za pomocą aplikacji zainstalowanych na urządzeniu mobilnym możemy załatwić sprawy urzędowe, medyczne czy finansowe. Z roku na rok coraz większą popularnością cieszą się także aplikacje społecznościowe oraz te związane z rozrywką. Do głównych form aktywności online wśród dzieci zaliczyć można granie w gry, oglądanie filmów oraz słuchanie muzyki [2].

Dane z 2017 roku pokazują, że 75% (w Polsce 73%) osób słucha muzyki na smartfonach. Muzyka towarzyszy nam zarówno podczas odpoczynku, jak i codziennych aktywności, takich jak chociażby sprzątanie czy gotowanie. Często słuchamy muzyki także w trakcie pracy lub nauki oraz w samochodzie [3].

Warto jednak pamiętać, że o ile krótkotrwała ekspozycja muzyczna na ogół nie jest szkodliwa, to wieloletnia ekspozycja na dźwięki o dużym natężeniu może mieć negatywny wpływ na narząd słuchu. Liczne badania [4–6] wykazały, że długotrwałe narażenie na hałas prowadzi do mikrouszkodzeń narządu Cortiego, co powoduje nieodwracalne zmiany w uchu wewnętrznym, a tym samym prowadzi do wystąpienia ubytku słuchu spowodowanego hałasem (NIHL).

Według raportu dotyczącego zachowań konsumentów na rynku muzycznym, opublikowanego w 2021 roku, w Polsce średni czas przeznaczany na słuchanie muzyki wynosił 22,8 godzin tygodniowo, czyli 3,3 godziny dziennie. Niestety wyprzedzamy w tym zakresie średnią światową, a porównania danych z lat ubiegłych wyraźnie pokazują tendencję wzrostową [3,7].

Codzienna kilkugodzinna ekspozycja na dźwięki o dużym natężeniu (> 85 dBA) sprawia, że ryzyko wystąpienia trwałego uszkodzenia słuchu wzrasta [4]. Dlatego ważną kwestią jest regularne wykonywanie okresowych badań słuchu. Obecnie dzięki szybkiemu rozwojowi nowoczesnych technologii mamy niemal nieograniczony dostęp do narzędzi umożliwiających stałe monitorowanie stanu narządu słuchu. Aplikacje dostępne na urządzenia mobilne pozwalają m.in. na przeprowadzenie badania audiometrii tonalnej. Najczęściej badanie to obejmuje standardowy zakres częstotliwości [8–11], choć są aplikacje które pozwalają na przeprowadzenie badania również w rozszerzonym zakresie [12]. Niektóre z nich umożliwiają także wykonanie testu rozumienia mowy w szumie [13,14] lub sprawdzenia zdolności identyfikacji słów w ciszy [15].

Badaniem pozwalającym na wczesne wykrycie zmian zachodzących w ślimaku, zwłaszcza w przypadku uszkodzeń słuchu spowodowanych hałasem, jest badanie emisji otoakustycznych (OAE) [16–18]. W praktyce klinicznej najczęściej wykorzystuje się emisje wywołane trzaskiem (TEOAE) oraz produktów zniekształceń (DPOAE). Dotychczasowe prace [16,19] wykazały, że w przypadku osób narażonych na hałas częściej obserwuje się brak lub obniżoną amplitudę odpowiedzi dla obu rodzajów OAE.

Niestety zmiany degeneracyjne w ślimaku powstałe w wyniku długotrwałej ekspozycji na głośne dźwięki są najczęściej nieodwracalne. Dlatego najprostszym sposobem na zminimalizowanie ryzyka wystąpienia ubytku słuchu jest profilaktyka.

Obecnie istnieje ogromna liczba aplikacji mobilnych służących do diagnostyki narządu słuchu, jednak powinno się stale poszukiwać nowoczesnych sposobów na zdalne monitorowanie i kontrolę stanu narządu słuchu w czasie rzeczywistym. Z dotychczasowej analizy aplikacji dostępnych na platformie Google Play Store wynika, że aplikacja HearAngel jest jedynym dostępnym narzędziem pozwalającym na monitorowanie i analizę odtwarzanych muzycznych treści multimedialnych w czasie rzeczywistym. Inne powstałe do tej pory aplikacje pozwalają jedynie na kontrolę nawyków słuchowych w zakresie czasu i głośności słuchania muzyki. Aplikacje te opierają się głównie na sprawdzaniu, czy informacje zawarte w kwestionariuszu

wypełnionym przez uczestnika badania zgadzają się z danymi zebranymi za pomocą aplikacji [20–23].

## Cel pracy

Celem pracy było sprawdzenie za pomocą pomiaru emisji otoakustycznych (OAE), czy aplikacja mobilna w odpowiedni sposób informuje o możliwości narażenia słuchu przy zbyt długim słuchaniu muzyki. Wykorzystano aplikację HearAngel, która monitoruje muzyczne treści multimedialne odtwarzane na urządzeniu mobilnym. Postawiono hipotezę badawczą, iż przekroczenie dopuszczalnej dawki dźwięku wyliczonej za pomocą aplikacji spowoduje obniżenie poziomu odpowiedzi wszystkich rodzajów emisji otoakustycznych.

## Materiał i metoda

### Charakterystyka aplikacji

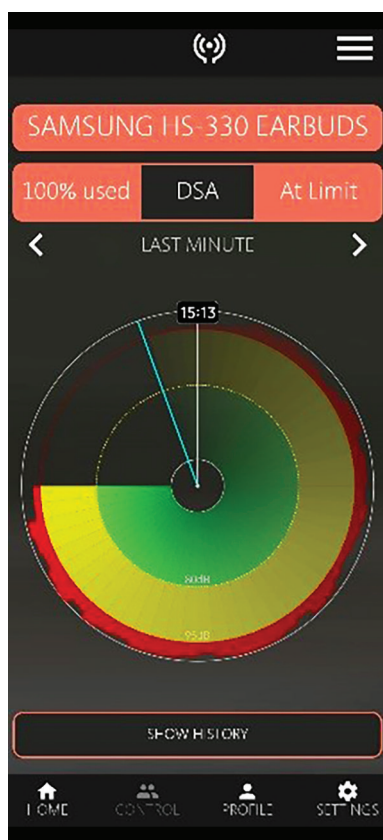
Aplikacja HearAngel® powstała w 2021 roku. Jest to darmowe narzędzie dostępne w języku angielskim w systemie Android oraz iOS. Podczas korzystania z aplikacji wymagany jest własny profil użytkownika, a dzięki synchronizacji danych istnieje możliwość korzystania z kilku urządzeń jednocześnie.

Aplikacja pokazuje przedział czasu, w którym słuchanie bieżących treści na obecnym poziomie głośności nie stwarza ryzyka uszkodzenia słuchu. Monitorowanie muzycznych treści multimedialnych odbywa się na bieżąco, w czasie rzeczywistym. W tym celu na ekranie urządzenia wyświetlany jest radar (**rycina 1**). Działanie aplikacji opiera się na pomiarach m.in. czasu słuchania, głośności i zawartości energii dźwiękowej w danym utworze muzycznym. Na tej podstawie obliczana jest tzw. dzienna dawka dźwięku (DSA) wyrażona w procentach. Dopuszczalna dawka dźwięku jest wyliczana na podstawie wytycznych WHO: zalecany bezpieczny poziom hałasu w czasie wolnym nie powinien przekraczać 80 dB przez maksymalnie 40 godzin w tygodniu – co odpowiada  $L_{Aeq}(24\text{ h}) = 70\text{ dBA}$ .

Próbkowanie dźwięku odbywa się przez wewnętrzny mikrofon lub ze sterownika wyjścia audio. W opcjach istnieje możliwość wyboru aktualnie wykorzystywanych słuchawek, jednak muszą to być słuchawki, które zapewniają pomiary w czasie rzeczywistym. Warto dodać, że aplikacja umożliwia jedynie zmianę głośności dźwięku, nie ma możliwości modyfikacji strumienia wyjściowego audio (innych niż regulacja głośności).

W momencie osiągnięcia 100% dziennego limitu (100% DSA) aplikacja informuje użytkownika, że dalsza ekspozycja na dźwięki może mieć szkodliwy wpływ na działanie narządu słuchu. Dodatkowo aplikacja pozwala na kontrolę nawyków słuchowych poprzez analizę statystyk dotyczących wykorzystania DSA w przeciągu ostatniego miesiąca, tygodnia, dnia lub godziny.

Aplikacja umożliwia także personalizację ustawień w zakresie powiadomień i ochrony słuchu. Użytkownik ma możliwość włączenia lub wyłączenia powiadomień dla poziomu ostrzegawczego, poziomu zagrożenia oraz dziennej dawki dźwięku. Za pomocą suwaków użytkownik może



**Rycina 1.** Aplikacja HearAngel, przykładowy wynik – u góry widoczne są następujące informacje: aktualnie wykorzystywane słuchawki, wyliczona dzienna dawka dźwięku (DSA) wyrażona w procentach; u dołu widnieje radar przedstawiający poziom ekspozycji muzycznej w przeciągu ostatniej minuty; poszczególne kolory oznaczają poziom generowanego dźwięku: zielony < 80 dB, żółty 81–95 dB, czerwony > 95 dB

**Figure 1.** HearAngel application, sample result; at the top you can see the following information: the headphones currently in use, the calculated daily sound allowance (DSA) expressed as a percentage; at the bottom is a radar showing the level of musical exposure over the last minute; the different colors indicate the level of sound generated: green < 80 dB, yellow 81–95 dB, red > 95 dB

zmienić poziom dźwięku (dla poziomu ostrzegawczego i zagrożenia), przy którym aplikacja wyświetla powiadomienie (możliwe zmiany poziomów w krokach jednodocybelowych). W przypadku dziennej dawki dźwięku wyrażonej w procentach możliwe są zmiany co 1%. Ponadto w aplikacji dostępnych jest kilka opcji automatycznej ochrony słuchu, m.in. możliwość włączenia automatycznej redukcji głośności przy przekroczeniu poziomu zagrożenia lub przy osiągnięciu ustawionego poziomu DSA w przeciągu ostatnich 24 godzin. Użytkownicy mają także możliwość włączenia automatycznego wyciszenia całej muzyki po przekroczeniu dziennego limitu.

Aplikacja zawiera również funkcje kontroli rodzicielskiej, które pozwalają ustawić własne wartości dla poziomu szczytowego, użycia DSA oraz czasu słuchania. Aktywacja ochrony rodzicielskiej odbywa się za pomocą PIN-u.

Według autorów aplikacja zapewnia funkcję ochrony słuchu, które spełniają standardy bezpieczeństwa ITU/WHO H.870v1 i v2, ITU/WHO H.871 oraz przepisy IEC62368-1 (wszystkie informacje zaczerpnięte ze strony internetowej producenta: <https://www.hearangel.com/>) [24].

### Procedura badania

Aplikację zainstalowano i testowano na urządzeniu z systemem Android (Samsung Galaxy A71). Podczas pomiarów korzystano ze słuchawek dołączonych do zestawu urządzenia (słuchawki dokanałowe Samsung EHS64AVFWE), a głośność odtwarzanego dźwięku ustawiono na maksymalnym poziomie.

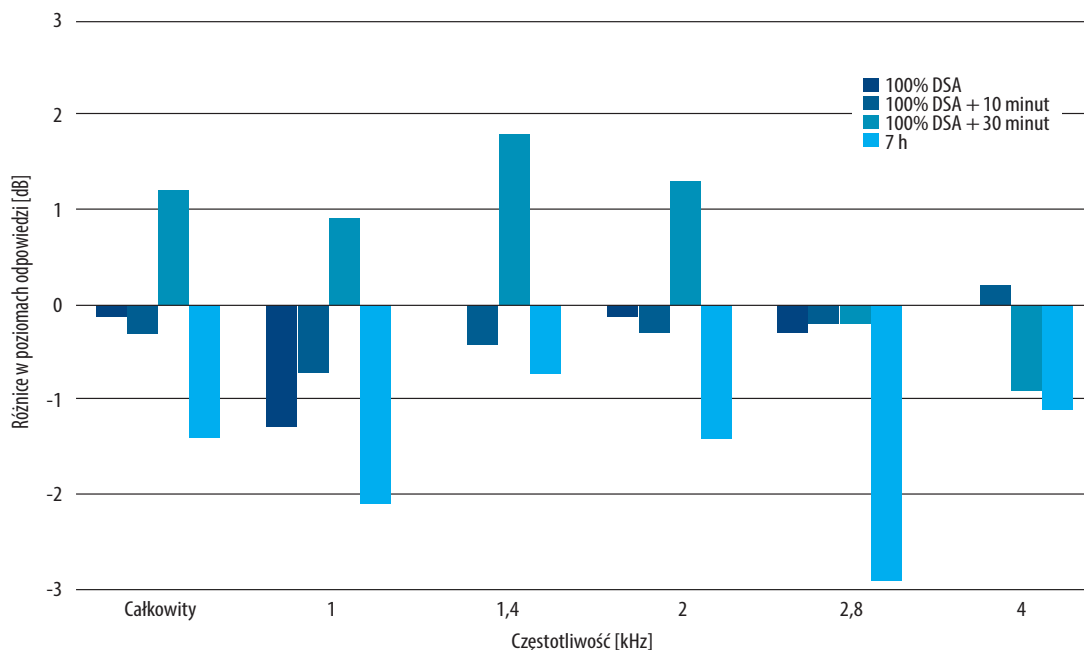
Od osoby biorącej udział w badaniu uzyskano świadomą zgodę, a badania zostały przeprowadzone zgodnie z wytycznymi Deklaracji helsińskiej i zatwierdzone przez Komisję Etyki Instytutu Fizjologii i Patologii Słuchu (nr zgody KB.IFPS: 11/2018).

Aplikację przetestowano na 1 osobie z normą słuchu. Przed przystąpieniem do pomiarów właściwych stan narządu słuchu uczestnika badań został zweryfikowany za pomocą otoskopii, audiometrii impedancyjnej oraz audiometrii tonalnej.

Audiometrię tonalną wykonano z wykorzystaniem audiometru Madsen Astera (GN Otometrics). Progi słyszenia osoby badanej w zakresie od 0,125 do 8 kHz dla przewodnictwa powietrznego nie przekraczały 20 dB HL. Prawidłową czynność ucha środkowego zweryfikowano za pomocą tympanometrii 226 Hz. W tym celu wykorzystano audiometr impedancyjny Zodiac 901 firmy Madsen (GN Otometrics). Ciśnienie szczytowe mieściło się w zakresie od -100 do +100 daPa, a podatność statyczna w zakresie 0,3–1,3 mmho. Zgodnie z klasyfikacją Jergera, Lidena i wsp. [25,26] uzyskano tympanogram typu A, co wskazuje na prawidłowe funkcjonowanie ucha środkowego. Aby w sposób jak najbardziej obiektywny sprawdzić użyteczność aplikacji w monitorowaniu zmian w narządzie słuchu, wykorzystano badanie OAE. Pomiar bazowy wykonano przed słuchaniem muzyki, a następnie po osiągnięciu 100% dziennego limitu (DSA), po przekroczeniu 10 i 30 minut oraz po 7 godzinach ekspozycji. Wszystkie pomiary wykonano w dźwiękoszczelnej kabinie.

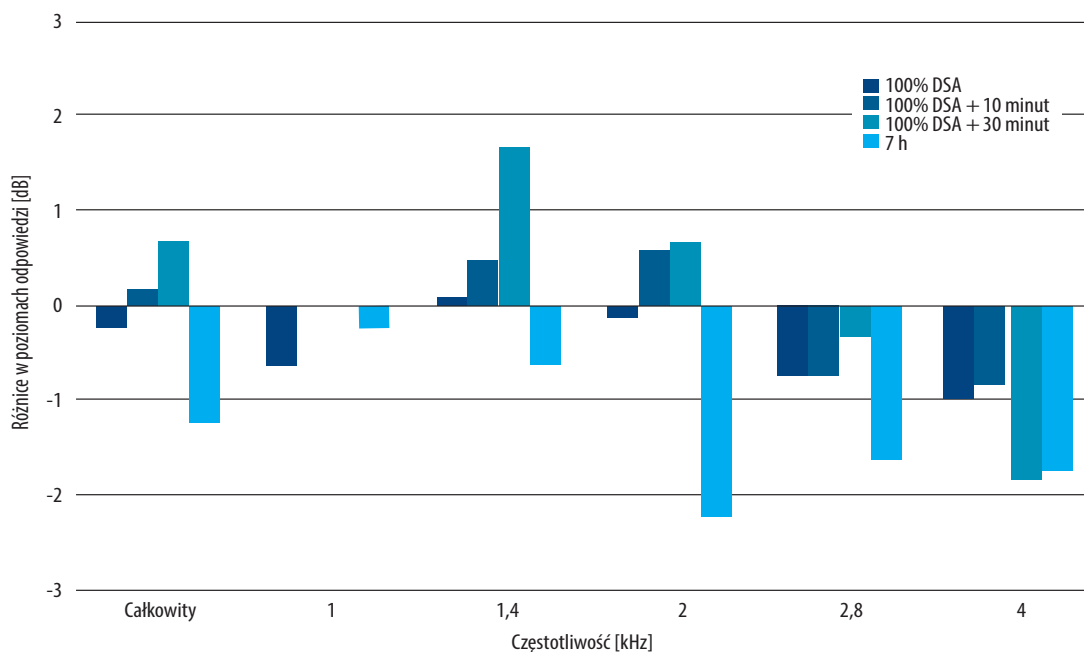
### Emisje otoakustyczne (OAE)

Do rejestracji OAE wykorzystano system ILO 292-II, wersję ILOv6 (Otodynamics Ltd, Hatfield, U.K.). Zmierzono trzy rodzaje OAE – wywołanych trzaskiem (CEOAEs), produktów zniekształceń (DPOAEs) oraz spontanicznych (SOAEs). Do rejestracji emisji spontanicznych wykorzystano zsynchronizowane SOAE (SSOAE). W pomiarach CEOAE i SSOAE wykorzystano nieliniowy bodziec o poziomie  $80 \pm 3$  dB peSPL, a poziom odpowiedzi uśredniono do 250. DPOAE mierzono dla dwóch poziomów tonów podstawowych: 65 dB SPL ( $f_1$ ) i 55 dB SPL ( $f_2$ ). Stosunek  $f_2/f_1$  wynosił 1,22, 2 punkty na oktawę. Odpowiedzi CEOAE analizowano dla wartości globalnych oraz w pasmach półoktawowych przy 1000, 1414, 2000, 2828 i 4000 Hz. Natomiast odpowiedzi DPOAE analizowano



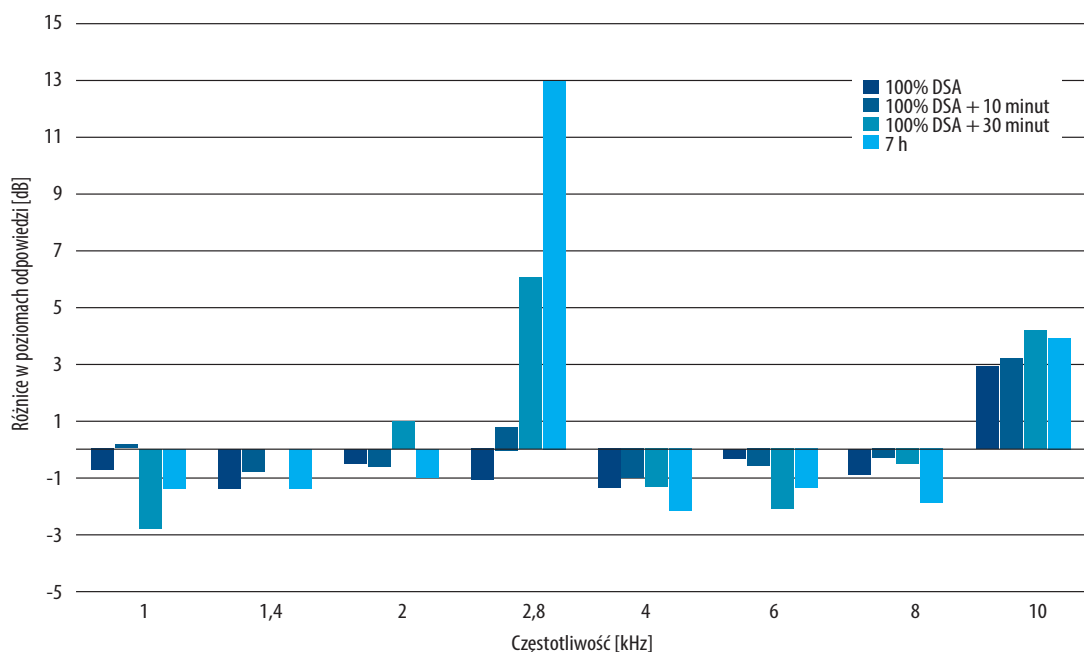
**Rycina 2.** Różnice w poziomach odpowiedzi CEOAE dla ucha prawego – na osi poziomej przedstawiono analizowane pasmo, a na osi pionowej różnice w poziomach odpowiedzi; wartości ujemne oznaczają spadek, natomiast wartości dodatnie wzrost odpowiedzi w stosunku do pomiaru bazowego

**Figure 2.** Differences in CEOAE response levels for right ear – the horizontal axis shows the analyzed bandwidth, and the vertical axis shows the differences in response levels; negative values indicate a decrease, while positive values indicate an increase in response compared to the baseline measurement



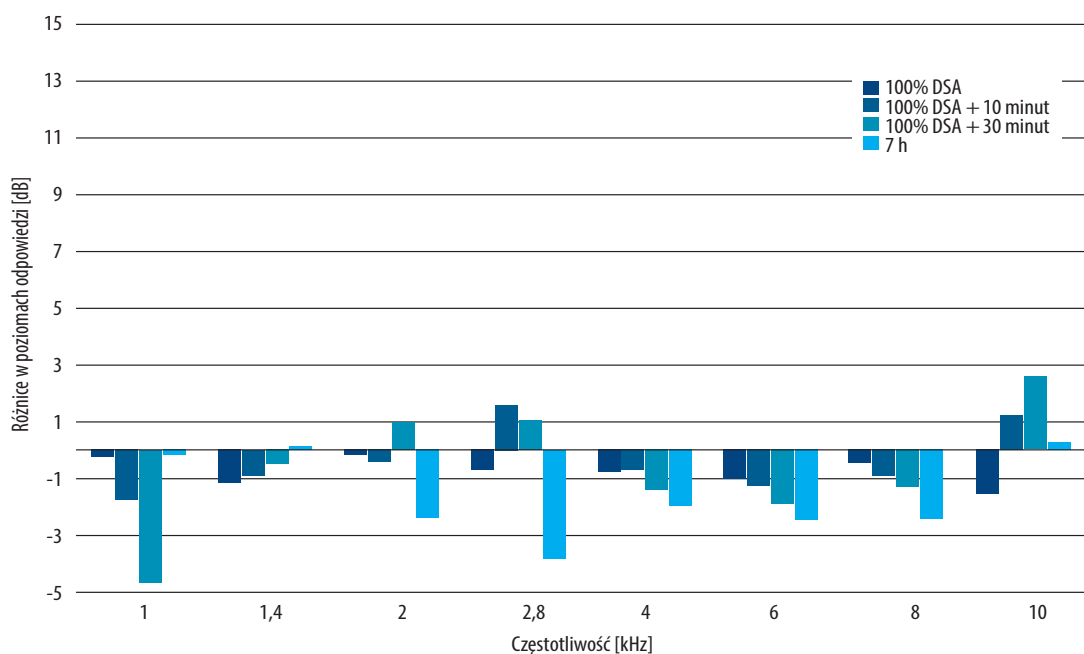
**Rycina 3.** Różnice w poziomach odpowiedzi CEOAE dla ucha lewego – na osi poziomej przedstawiono analizowane pasmo, a na osi pionowej różnice w poziomach odpowiedzi; wartości ujemne oznaczają spadek, natomiast wartości dodatnie wzrost odpowiedzi w stosunku do pomiaru bazowego

**Figure 3.** Differences in CEOAE response levels for left ear – the horizontal axis shows the analyzed bandwidth, and the vertical axis shows the differences in response levels; negative values indicate a decrease, while positive values indicate an increase in response compared to the baseline measurement



**Rycina 4.** Różnice w poziomach odpowiedzi DPOAE dla ucha prawego – na osi poziomej przedstawiono analizowane częstotliwości, a na osi pionowej różnice w poziomach odpowiedzi; wartości ujemne oznaczają spadek, natomiast wartości dodatnie wzrost odpowiedzi w stosunku do pomiaru bazowego

**Figure 4.** Differences in DPOAE response levels for right ear – the horizontal axis shows the analyzed frequencies, and the vertical axis shows the differences in response levels; negative values indicate a decrease, while positive values indicate an increase in response relative to the baseline measurement



**Rycina 5.** Różnice w poziomach odpowiedzi DPOAE dla ucha lewego – na osi poziomej przedstawiono analizowane częstotliwości, a na osi pionowej różnice w poziomach odpowiedzi; wartości ujemne oznaczają spadek, natomiast wartości dodatnie – wzrost odpowiedzi w stosunku do pomiaru bazowego

**Figure 5.** Differences in DPOAE response levels for left ear – the horizontal axis shows the analyzed frequencies, and the vertical axis shows the differences in response levels; negative values indicate a decrease, while positive values indicate an increase in response relative to the baseline measurement



dla częstotliwości 1000, 1414, 2000, 2828, 4000, 6000, 8000 i 10 000 Hz. Przed rozpoczęciem pomiaru bazowego dokonano kalibracji systemu.

## Wyniki

Wpływ słuchania muzyki na układ słuchowy określono poprzez odjęcie poziomów odpowiedzi uzyskanych przed ekspozycją na muzykę od poziomów po ekspozycji dla każdej z trzech rodzajów emisji.

### CEOAE

Na **rycinach 2 i 3** przedstawiono różnice w poziomach odpowiedzi dla poszczególnych długości ekspozycji na muzykę odpowiednio dla ucha prawego i lewego.

Po osiągnięciu 100% dziennego limitu (DSA) oraz po ekspozycji na muzykę przez kolejne 10 minut różnice w poziomach odpowiedzi osiągnęły maksymalną wartość  $-0,3$  dB dla wartości globalnych, natomiast dla pasm pół-oktawowych nie przekraczały  $-1,3$  dB. Podczas dalszej 20-minutowej ekspozycji (DSA + 30 minut) nastąpił wzrost odpowiedzi dla wartości globalnych oraz dla częstotliwości 1000, 1414 i 2000 Hz; największa różnica dla częstotliwości 1414 Hz wyniosła 1,8 dla ucha prawego oraz 1,7 dB dla ucha lewego. Zmniejszenie odpowiedzi uzyskano natomiast dla częstotliwości 2828 i 4000 Hz, a otrzymane różnice oscylowały w granicach 0,2–1,8 dB. Po 7-godzinnej ekspozycji na muzykę nastąpił spadek odpowiedzi dla wszystkich analizowanych pasm oraz wartości globalnych w obojgu uszach. Najmniejszą różnicę uzyskano dla 1000 Hz dla ucha lewego (0,2 dB), a największą dla 2828 Hz dla ucha prawego (2,9 dB).

### DPOAE

Na **rycinach 4 i 5** przedstawiono różnice w poziomach odpowiedzi dla poszczególnych długości ekspozycji na muzykę odpowiednio dla ucha prawego i lewego.

Dla DPOAE w uchu prawym zauważalna jest tendencja do niewielkiego spadku odpowiedzi dla częstotliwości 1000, 1414, 2000, 4000, 6000 i 8000 Hz dla wszystkich wykonanych pomiarów. Otrzymane różnice mieściły się w zakresie od 0 do 2,8 dB. Wzrost odpowiedzi uzyskano dla dwóch częstotliwości: 2828 oraz 10 000 Hz. Dla częstotliwości 2828 Hz odpowiedź wzrastała wraz z długością słuchania muzyki. Po 7-godzinnej ekspozycji na muzykę różnica wyniosła 13 dB. Dla częstotliwości 10 000 Hz uzyskane różnice osiągały podobną wartość podczas wszystkich kolejnych pomiarów i oscylowały w granicach 2,9–4,2 dB.

W uchu lewym jedynie po osiągnięciu 100% dziennego limitu uzyskano niewielki spadek odpowiedzi DPOAE w całym zakresie częstotliwości, a uzyskane różnice dla każdej z częstotliwości osiągały porównywalną wartość (zakres 0,3–1,6 dB). Podobnie jak w uchu prawym zauważono spadek odpowiedzi dla częstotliwości 1000, 1414, 2000, 4000, 6000 i 8000 Hz dla wszystkich wykonanych pomiarów. Natomiast dla częstotliwości 2828 oraz 10 000 Hz nie zauważono ogólnej tendencji do spadku lub wzrostu odpowiedzi podczas kolejnych pomiarów. Dla częstotliwości 2828 Hz nastąpił początkowy wzrost odpowiedzi;

maksymalna różnica wyniosła 1,5 dB po przekroczeniu dziennego limitu o 10 minut. Jednakże podczas kolejnych pomiarów odpowiedź stopniowo malała. Podczas ostatniego pomiaru nastąpił spadek odpowiedzi o 3,9 dB w stosunku do pomiaru bazowego. Natomiast dla częstotliwości 10 000 Hz po przekroczeniu DSA o 10 i 30 minut nastąpił wzrost odpowiedzi odpowiednio o 1,2 i 2,5 dB. Jednak po 7-godzinnej ekspozycji wzrost odpowiedzi wyniósł jedynie 0,2 dB.

### SSOAE

W **tabelach 1 i 2** przedstawiono różnice w poziomach odpowiedzi SSOAE dla poszczególnych długości ekspozycji muzycznej odpowiednio dla ucha prawego i lewego.

W uchu prawym podczas pomiaru bazowego uzyskano 6 pików SSOAE. Po osiągnięciu 100% DSA nastąpił spadek odpowiedzi dla połowy z nich. Po przekroczeniu dziennego limitu o 10 minut spadek odpowiedzi uzyskano dla 5 z 6 emisji spontanicznych. Największą różnicę (4,2 dB) uzyskano dla SSOAE występującej dla najwyższej częstotliwości (1,904 kHz). Podczas kolejnych pomiarów obniżenie odpowiedzi w stosunku do pomiaru bazowego zaobserwowano dla wszystkich SSOAE (największe  $-16,6$  dB). Dodatkowo przy przekroczeniu DSA o 30 minut nastąpił całkowity zanik SSOAE dla jednej częstotliwości (0,767 kHz), a przy 7-godzinnej ekspozycji dla dwóch częstotliwości (1,311 i 1,625 kHz).

W uchu lewym podczas pomiaru bazowego zarejestrowano cztery emisje spontaniczne. Spadek odpowiedzi SSOAE zaobserwowano dla wszystkich pomiarów i częstotliwości z wyjątkiem częstotliwości 1,131 kHz, dla której podczas przekroczenia DSA o 10 minut nastąpił wzrost odpowiedzi o 0,5 dB w stosunku do początkowej wartości odpowiedzi. Podobnie jak w przypadku ucha prawego, podczas dwóch ostatnich pomiarów zaobserwowano zanik SSOAE dla jednej (DSA + 30 minut – 1,311 kHz) lub trzech częstotliwości (7-godzinna ekspozycja – 1,311; 1,6; 1,794 kHz).

### Dyskusja

Coraz nowsze i kreatywniejsze sposoby dzielenia się treściami multimedialnymi powodują, że w ciągu dnia dociera do nas ogromna liczba bodźców, w tym również akustycznych. Niestety mimo rosnącej świadomości społeczeństwa dotyczącej skutków długotrwałego słuchania muzyki wciąż wiele osób naraża swój słuch na wielogodzinną ekspozycję na bardzo głośne dźwięki. To z kolei może być przyczyną wystąpienia ubytku słuchu w przyszłości. Zapobieganie tym negatywnym skutkom nie oznacza, że powinniśmy całkowicie zrezygnować ze słuchania muzyki, jednak warto kontrolować czas, który poświęcamy na ten rodzaj aktywności. Dlatego potencjalnie przydatnym narzędziem może być aplikacja HearAngel.

Przedstawione w niniejszej pracy wyniki pokazują, że niewielkie przekroczenie dziennego limitu wyliczonego za pomocą aplikacji nie powoduje znaczących zmian w poziomach odpowiedzi OAE. Podczas dwóch pierwszych pomiarów po ekspozycji muzycznej zauważalne są drobne różnice w poziomach OAE, jednakże różnice te w znacznym stopniu oscylowały w granicach zera,

**Tabela 1.** Zmiany poziomu SSOAE dla ucha prawego zarejestrowane po ekspozycji na muzykę – wartości dodatnie oznaczają wzrost odpowiedzi, a wartości ujemne – spadek odpowiedzi; pogrubioną czcionką zaznaczono SSOAE uznane za nieobecne**Table 1.** Changes in SSOAE levels for right ear recorded after exposure to music – positive values indicate an increase in response and negative values indicate a decrease in response; SSOAEs considered absent are marked in bold

$f$ [kHz]	Poziom SSOAE – ucho prawe			
	100% DSA	100% DSA + 10 minut	100% DSA + 30 minut	po 7 godzinach
0,767	1,8	2,5	<b>-16,3</b>	-5,3
1,311	0,5	-1,2	-1,7	<b>-15,1</b>
1,415	-1,9	-1,9	-1,9	-6,8
1,54	0,1	-0,4	-2,9	-2,8
1,625	-2,2	-3,4	-2,1	<b>-14,9</b>
1,904	-3,2	-4,2	-4,6	-16,6

**Tabela 2.** Zmiany poziomu SSOAE dla ucha lewego zarejestrowane po ekspozycji na muzykę – wartości dodatnie oznaczają wzrost odpowiedzi, a wartości ujemne spadek odpowiedzi; pogrubioną czcionką zaznaczono SSOAE uznane za nieobecne**Table 2.** Changes in the level of SSOAE for left ear recorded after exposure to music – positive values indicate an increase in response and negative values indicate a decrease in response; SSOAEs considered absent are marked in bold

$f$ [kHz]	Poziom SSOAE – ucho lewe			
	100% DSA	100% DSA + 10 minut	100% DSA + 30 minut	po 7 godzinach
1,131	-1,7	0,5	<b>-12,0</b>	<b>-12,0</b>
1,600	-3,2	-5,8	-5,3	<b>-19,5</b>
1,794	-7,0	-2,9	-1,5	<b>-13,2</b>
1,939	-2,4	-1,7	-2,9	-28,2

a uzyskane rozbieżności wynikają prawdopodobnie z fluktuacji między pomiarami. Po przekroczeniu dziennego limitu o 30 minut widoczna jest tendencja do wzrostu odpowiedzi CEOAE dla wartości globalnych oraz dla średnich częstotliwości. Należy jednak zauważyć, że podobne fluktuacje wystąpiły także podczas długotrwałego monitorowania stanu narządu słuchu u osoby, która nie była narażona na głośne dźwięki [27]. Pewne różnice – spadek odpowiedzi w całym zakresie częstotliwości – są zauważalne dopiero po kilkugodzinnej ekspozycji. Potwierdzają to wyniki innej pracy [28], w której 30-minutowa ekspozycja muzyczna nie powodowała istotnych spadków amplitudy odpowiedzi TEOAE i DPOAE. Z kolei inni autorzy [29] zauważyli obniżenie odpowiedzi DPOAE w całym zakresie częstotliwości. U części osób zaobserwowano także zmiany w SOAE w zakresie częstotliwości, dla której widoczna jest odpowiedź oraz jej amplitudy. Jest to zgodne z wynikami uzyskanymi w naszej pracy, największe zmiany nastąpiły bowiem właśnie dla SOAE. Dla pomiarów DSA + 30 minut i 7 h zauważono obniżenie amplitudy wszystkich obecnych uprzednio SOAE. Wyniki te pokazują, że SOAE są najbardziej czułym rodzajem OAE, jeśli chodzi o wykrywanie zmian zachodzących w układzie słuchowym. Niestety nie u wszystkich osób z normą słuchową udaje się je zarejestrować [30]. Ich występowanie spada z wiekiem, największe jest u osób poniżej 30 roku życia [31]. A to właśnie jest grupa wiekowa, która najczęściej naraża swój słuch na działanie szkodliwych czynników, m.in. długotrwałej ekspozycji na głośne dźwięki.

Należy także zauważyć, że pomimo widocznych zmian w OAE otrzymanych przez Bhagat i wsp. [29] nie uzyskano istotnych różnic w audiometrii tonalnej. Wskazuje to na większą wrażliwość OAE w wykrywaniu zmian spowodowanych hałasem niż badanie audiometrii tonalnej [32–34]. Stąd też brak istotnych różnic w OAE uzyskanych w naszej pracy sugeruje, że próg słyszenia także nie uległ pogorszeniu.

Warto dodać, że w niniejszej pracy przedstawiono wyniki uzyskane dla 1 osoby, u poszczególnych osób mogą się one w pewnym stopniu różnić. We wspomnianej wcześniej pracy [29] pomimo dobrania dosyć jednorodnej grupy badawczej uzyskano duże rozbieżności dotyczące wpływu hałasu na OAE. Ważne jest zatem, by przy tworzeniu aplikacji lub innego urządzenia mającego na celu ochronę słuchu uwzględniać także występujące różnice międzypersonalne. Brak zmian w wynikach OAE nawet przy lekkim przekroczeniu DSA uzyskany w naszych badaniach wskazuje na duży zapas błędów, którym dysponuje omawiana aplikacja. Jest to zatem dobre narzędzie dla osób wrażliwych na uszkodzenia słuchu spowodowane hałasem. Należy jednak podkreślić, iż w niniejszej pracy skoncentrowano się na wpływie krótkotrwałej, pojedynczej ekspozycji muzycznej na narząd słuchu. Nie sprawdzano czy uzyskane wyniki ulegają pogorszeniu przy regularnej, kilkuletniej ekspozycji muzycznej.



Długotrwałe skutki regularnego słuchania muzyki na urządzeniach mobilnych przedstawiono w kilku innych pracach badawczych. Wykazano w nich, że osoby regularnie słuchające muzyki na smartfonach mają istotnie statystycznie gorsze progi słyszenia dla wysokich i ultrawysokich częstotliwości [35,36]. Duże znaczenie ma także czas użytkowania urządzeń mobilnych. Potwierdzają to badania, w których uczestników podzielono na grupy, uwzględniając ich wieloletnie nawyki słuchowe (poniżej i powyżej 5 lat regularnego słuchania muzyki). Pomimo tego, że między grupami nie uzyskano istotnych różnic w progach słyszenia w standardowym zakresie, różnice te były widoczne w rozszerzonym zakresie częstotliwości [35,37]. Z kolei wyższe progi w rozszerzonym zakresie częstotliwości koincydują ze spadkiem poziomów OAE dla niższych częstotliwości [38].

Kolejnym ważnym czynnikiem, który należy uwzględnić, jest poziom natężenia prezentowanych dźwięków. Osoby preferujące głośne słuchanie muzyki (np. > 80 dB LAeq) mają wyższe średnie progi słyszenia oraz gorsze odpowiedzi OAE niż osoby słuchające muzyki na niższych poziomach głośności [39,40].

Z kolei Breinbauer i wsp. [41] w swojej pracy wykazali, że przy określaniu dziennego limitu narażenia na hałas należy brać pod uwagę nie tylko długość i głośność odtwarzanych treści, lecz także ich styl muzyczny. Wymagania te spełnia aplikacja HearAngel, której pomiary uwzględniają zarówno czas, natężenie oraz zawartość energii dźwiękowej w prezentowanym utworze muzycznym.

## Piśmiennictwo

1. Urząd Komunikacji Elektronicznej. Badanie opinii publicznej w zakresie funkcjonowania rynku usług telekomunikacyjnych oraz preferencji konsumentów. Raport z badania klientów indywidualnych, 2021; <https://www.uke.gov.pl/akt/badanie-konsumenckie-2021-klienci-indywidualni,410.html> [dostęp: 22.09.2022].
2. Urząd Komunikacji Elektronicznej. Badanie opinii publicznej w zakresie funkcjonowania rynku usług telekomunikacyjnych oraz preferencji konsumentów. Raport z badania dzieci i rodziców, 2021; <https://uke.gov.pl/akt/badanie-konsumenckie-2021-dzieci-rodzice-oraz-nauczyciele,412.html> [dostęp: 22.09.2022].
3. IFPI. Raport: badanie zachowań konsumentów na światowym rynku muzycznym w 2018 roku, 2018; [https://www.ifpi.org/wp-content/uploads/2020/07/Music-Consumer-Insight-Report-2018\\_PL.pdf](https://www.ifpi.org/wp-content/uploads/2020/07/Music-Consumer-Insight-Report-2018_PL.pdf) [dostęp: 21.09.2022].
4. Śliwińska-Kowalska M, Kotyło P, Fiszer M. Zawodowe uszkodzenia słuchu spowodowane hałasem – patogeneza, diagnostyka i zapobieganie. *Otolaryngologia*, 2003; 2(4): 151–60.
5. Goulios H, Robertson D. Noise-induced cochlear damage assessed using electrophysiological and morphological criteria: an examination of the equal energy principle. *Hear Res*, 1983; 11(3): 327–41; [https://doi.org/10.1016/0378-5955\(83\)90065-5](https://doi.org/10.1016/0378-5955(83)90065-5).
6. Slepcey N. Overview of mechanical damage to the inner ear: noise as a tool to probe cochlear function. *Hear Res*, 1986; 22: 307–21; [https://doi.org/10.1016/0378-5955\(86\)90107-3](https://doi.org/10.1016/0378-5955(86)90107-3).
7. IFPI. Raport IFPI Engaging with Music 2021, 2021; [http://zpav.pl/pliki/aktualnosci/IFPI\\_MCS\\_POSTER\\_2021\\_V11\\_PL\\_ostateczny.pdf](http://zpav.pl/pliki/aktualnosci/IFPI_MCS_POSTER_2021_V11_PL_ostateczny.pdf) [dostęp: 21.09.2022].
8. Abu-Ghanem S, Handzel O, Ness L, Ben-Artzi-Blima M, Fait-Ghelbendorf K, Himmelfarb M. Smartphone-based audiometric test for screening hearing loss in the elderly. *Eur Arch Otorhinolaryngol*, 2016; 273(2): 333–9; <https://doi.org/10.1007/s00405-015-3533-9>.
9. Corry M, Sanders M, Searchfield GD. The accuracy and reliability of an app-based audiometer using consumer headphones: pure tone audiometry in a normal hearing group. *Int J Audiol*, 2017; 56(9): 706–10; <https://doi.org/10.1080/14992027.2017.1321791>.
10. Derin S, Cam OH, Beydilli H, Acar E, Elicora SS, Sahan M. Initial assessment of hearing loss using a mobile application for audiological evaluation. *J Laryngol Otol*, 2016; 130(3): 248–51; <https://doi.org/10.1017/S0022215116000062>.
11. Louw C, Swanepoel W, Eikelboom RH, Myburgh HC. Smartphone-based hearing screening at primary health care clinics. *Ear Hear*, 2017; 38(2): e93–e100; <https://doi.org/10.1097/AUD.0000000000000378>.
12. Bornman M, Swanepoel W, De Jager LB, Eikelboom RH. Extended high-frequency smartphone audiometry: validity and reliability. *J Am Acad Audiol*, 2019; 30(3): 217–26; <https://doi.org/10.3766/jaaa.17111>.
13. Potgieter JM, Swanepoel W, Smits C. Evaluating a smartphone digits-in-noise test as part of the audiometric test battery. *S Afr J Commun Disord*, 2018; 65(1): e1–e6; <https://doi.org/10.4102/sajcd.v65i1.574>

## Ograniczenia

Przedstawiona praca zawiera kilka ograniczeń. Przede wszystkim wnioski oparte są na wynikach uzyskanych od jednej osoby, dlatego też nie należy ich uogólniać na całą populację. Dodatkowo pomiary dla poszczególnych ekspozycji muzycznych wykonano jednokrotnie, bez ich późniejszego powtórzenia. Mając na uwadze słabe strony metodologiczne, autorzy niniejszej pracy mają świadomość potrzeby przeprowadzenia dalszych badań, które obejmą większą – reprezentatywną – grupę osób oraz uwzględniają powtórzenie pomiarów w czasie. Dlatego też wyniki uzyskane w niniejszej pracy należy traktować jako doniesienie wstępne.

## Wnioski

W niniejszej pracy wykorzystano aplikację HearAngel do monitorowania narażenia na hałas podczas słuchania muzyki na urządzeniach mobilnych. Według naszej wiedzy jest to jedyna dostępna aplikacja, która w swoich pomiarach uwzględnia zarówno głośność, jak i czas słuchania wybranych utworów muzycznych. Uzyskane wyniki wydają się obiecujące i zachęcają do prowadzenia dalszych badań. SOAE wydają się najbardziej czułym na zmiany w układzie słuchowym typem OAE.

14. Potgieter JM, Swanepoel W, Myburgh HC, Smits C. The South African English smartphone digits-in-noise hearing test: effect of age, hearing loss, and speaking competence. *Ear Hear*, 2018; 39(4): 656–63; <https://doi.org/10.1097/AUD.0000000000000522>.
15. van Zyl M, Swanepoel W, Myburgh HC. Modernising speech audiometry: using a smartphone application to test word recognition. *Int J Audiol*, 2018; 57(8): 561–69; <https://doi.org/10.1080/14992027.2018.1463465>.
16. Kotyło P, Śliwińska-Kowalska M. Ocena emisji otoakustycznych u osób z prawidłowym słuchem narażonych zawodowo na hałas. *Otorynolaryngologia*, 2015; 14(3): 172–82.
17. Plinkert PK, Hemmert W, Zenner HP. Methodenvergleich zur Früherkennung einer Lärm-vulnerabilität des Innenohres. Amplitudenreduktion otoakustischer Emissionen am empfindlichsten bei subriskanter Impulsschallreizung [Comparison of methods for early detection of noise vulnerability of the inner ear. Amplitude reduction of otoacoustic emissions are most sensitive at submaximal noise impulse exposure]. *HNO*, 1995; 43(2): 89–97.
18. Lucertini M, Moleti A, Sisto R. On the detection of early cochlear damage by otoacoustic emission analysis. *J Acoust Soc Am*, 2002; 111(2): 972–8; <https://doi.org/10.1121/1.1432979>.
19. Desai A, Reed D, Cheyne A, Richards S, Prasher D. Absence of otoacoustic emissions in subjects with normal audiometric thresholds implies exposure to noise. *Noise Health*, 1999; 1(2): 58–65.
20. Paping DE, Vroegop JL, Koenraads SPC, le Clercq CMP, Goedegebure A, Baatenburg de Jong R i wsp. A smartphone application to objectively monitor music listening habits in adolescents: Personal listening device usage and the accuracy of self-reported listening habits. *J Otolaryngol Head Neck Surg*, 2021; 50(1): 11; <https://doi.org/10.1186/s40463-021-00532-y>.
21. Paping DE, Vroegop JL, Geleijnse G, le Clercq CMP, Koenraads SPC, van der Schroeff MP. Objective measurement of listening device use and its relation to hearing acuity. *Otolaryngol Head Neck Surg*, 2022; 166(3): 515–22; <https://doi.org/10.1177/01945998211012274>.
22. Kaplan-Neeman R, Muchnik C, Amir N. Listening to music with personal listening devices: monitoring the noise dose using a smartphone application. *Int J Audiol*, 2017; 56(6): 400–7; <https://doi.org/10.1080/14992027.2017.1297541>.
23. Portnuff CD, Fligor BJ, Arehart KH. Self-report and long-term field measures of MP3 player use: how accurate is self-report? *Int J Audiol*, 2013; 52 (Suppl. 1): S33–S40; <https://doi.org/10.3109/14992027.2012.745649>.
24. HearAngel, <https://www.hearangel.com/> [dostęp: 8.07.2022].
25. Jerger J. Clinical experience with impedance audiometry. *Arch Otolaryngol*, 1970; 92(4): 311–24; <https://doi.org/10.1001/archotol.1970.04310040005002>.
26. Liden G, Harford E, Hallen O. Automatic tympanometry in clinical practice. *Audiology*, 1974; 13(2): 126–39; <https://doi.org/10.3109/00206097409071671>.
27. Pastucha M, Jędrzejczak WW. Fluctuations of otoacoustic emissions and medial olivocochlear reflexes: tracking one subject over a year. *Audiol Res*, 2022; 12(5): 508–17; <https://doi.org/10.3390/audiolres12050051>.
28. Trzaskowski B, Jędrzejczak WW, Piłka E, Cieślicka M, Skarżyński H. Otoacoustic emissions before and after listening to music on a personal player. *Med Sci Monit*, 2014; 20: 1426–31; <https://doi.org/10.12659/MSM.890747>.
29. Bhagat SP, Davis AM. Modification of otoacoustic emissions following ear-level exposure to MP3 player music. *Int J Audiol*, 2008; 47(12): 751–60; <https://doi.org/10.1080/14992020802310879>.
30. Sisto R, Moleti A, Lucertini M. Spontaneous otoacoustic emissions and relaxation dynamics of long decay time OAEs in audiometrically normal and impaired subjects. *J Acoust Soc Am*, 2001; 109(2): 638–47; <https://doi.org/10.1121/1.1336502>.
31. Kuroda T. Clinical investigation on spontaneous otoacoustic emission (SOAE) in 447 ears. *Auris Nasus Larynx*, 2007; 34(1): 29–38; <https://doi.org/10.1016/j.anl.2006.09.023>.
32. Plinkert PK, Hemmert W, Wagner W, Just K, Zenner HP. Monitoring noise susceptibility: sensitivity of otoacoustic emissions and subjective audiometry. *Br J Audiol*, 1999; 33(6): 367–82; <https://doi.org/10.3109/03005364000000105>.
33. Śliwińska-Kowalska M, Kotyło P, Hendl B. Comparing changes in transient-evoked otoacoustic emission and pure-tone audiometry following short exposure to industrial noise. *Noise Health*, 1999; 1(2): 50–7.
34. Hotz MA, Probst R, Harris FP, Hauser R. Monitoring the effects of noise exposure using transiently evoked otoacoustic emissions. *Acta Otolaryngol*, 1993; 113(4): 478–82; <https://doi.org/10.3109/00016489309135849>.
35. Kumar P, Upadhyay P, Kumar A, Kumar S, Singh GB. Extended high frequency audiometry in users of personal listening devices. *Am J Otolaryngol*, 2017; 38(2): 163–7; <https://doi.org/10.1016/j.amjoto.2016.12.002>.
36. Sulaiman AH, Husain R, Seluakumaran K. Evaluation of early hearing damage in personal listening device users using extended high-frequency audiometry and otoacoustic emissions. *Eur Arch Otorhinolaryngol*, 2014; 271(6): 1463–70; <https://doi.org/10.1007/s00405-013-2612-z>.
37. Le Prell CG, Spankovich C, Lobariñas E, Griffiths SK. Extended high-frequency thresholds in college students: effects of music player use and other recreational noise. *J Am Acad Audiol*, 2013; 24(8): 725–39; <https://doi.org/10.3766/jaaa.24.8.9>.
38. Jędrzejczak WW, Piłka E, Ganc M, Kochanek K, Skarżyński H. Ultra-high frequency distortion product otoacoustic emissions for detection of hearing loss and tinnitus. *Int J Environ Res Public Health*, 2022; 19(4): 2123; <https://doi.org/10.3390/ijerph19042123>.
39. Gopal KV, Mills LE, Phillips BS, Nandy R. Risk assessment of recreational noise-induced hearing loss from exposure through a personal audio system-iPod touch. *J Am Acad Audiol*, 2019; 30(7): 619–33; <https://doi.org/10.3766/jaaa.17140>.
40. Kumar UA, Deepashree SR. Personal music systems and hearing. *J Laryngol Otol*, 2016; 130(8): 717–29; <https://doi.org/10.1017/S0022215116001031>.
41. Breinbauer HA, Anabalón JL, Gutierrez D, Cárcamo R, Olivares C, Caro J. Output capabilities of personal music players and assessment of preferred listening levels of test subjects: outlining recommendations for preventing music-induced hearing loss. *Laryngoscope*, 2012; 122(11): 2549–56; <https://doi.org/10.1002/lary.23596>.