
mgr inż. Tomasz Poremski

**Metoda i system diagnozowania
i terapii szumów usznych**

Rozprawa doktorska

Promotor:

prof. dr hab. inż. Bożena Kostek, prof. zw. PG
Wydział Elektroniki, Telekomunikacji i Informatyki
Politechnika Gdańska

Gdańsk, 2014

Podziękowania

Autor pragnie złożyć serdeczne podziękowania Pani Promotor, prof. dr hab. inż. Bożenie Kostek za cierpliwość, pełną dyspozycyjność oraz za wszelkie uwagi i wskazówki udzielane podczas przygotowywania niniejszej rozprawy, Kolegom z Katedry za dyskusje i prace związane z oprogramowaniem systemu syntezy dźwięku, Firmie Geers Akustyka Słuchu Sp. z o.o., w tym w szczególności Grzegorzowi Lorensowi, za umożliwienie przeprowadzenia przewodu doktorskiego oraz za inspirację i mecenat, Rodzicom za bezwarunkowe wsparcie jak zawsze, Żonie Aleksandrze i Dzieciom Konradowi i Paulinie za pomoc, wyrozumiałość a także za dany mi czas, który zamiast Im mogłem poświęcić Nauce.

Spis treści

Lista skrótów i oznaczeń	5
1. Wprowadzenie	6
2. Wybrane zagadnienia z anatomii i fizjologii narządu słuchu	11
2.1. Przewodzenie dźwięku w narządzie słuchu	11
2.2. Anatomia narządu Cortiego.....	13
2.3. Mechanizm pobudzania ślimaka	16
2.4. Aktywne mechanizmy ślimaka.....	19
3. Problematyka szumów usznych	21
3.1. Etiologia szumów usznych	23
3.1.1. Szumy obiektywne	23
3.1.2. Szumy subiektywne.....	25
3.2. Patogeneza szumów usznych z uwzględnieniem ich przyczyny i lokalizacji	27
3.2.1. Ślimak jako generator szumów usznych	28
3.2.2. Układ eferentny	29
3.2.3. Nie zrównoważona aktywność włókien aferentnych typu I i II	30
3.2.4. Teoria kontroli bramkowej	31
3.2.5. Współzależna aktywność spontaniczna w nerwie słuchowym.....	32
3.2.6. Wpływ układu pozawstęgowego	32
3.2.7. Model deaferentacji w mechanizmie powstawania szumów usznych.....	33
3.2.8. Wpływ układu współczulnego	33
3.2.9. Szumy uszne jako analogia działania układów kwantyzacji	33
3.3. Diagnostyka szumów usznych	38
3.3.1. Pomiary psychoakustyczne szumów usznych	38
3.4. Leczenie szumów usznych	44
3.5. Maskowanie szumów usznych z wykorzystaniem dźwięków z zakresu górnego pasma słyszalnego i ultradźwięków.....	45
3.6. Koncepcja metody linearyzacji ultradźwiękowej w terapii szumów usznych	48
4. System syntezy szumów usznych	53
4.1. Koncepcja aplikacji syntezy szumów usznych.....	53
4.2. Opis aplikacji wykorzystywanej do syntezy szumów usznych	59
4.3. Opis działania <i>Synteзаторa</i>	63
4.4. Syntezowanie szumów usznych	65
4.5. Kalibracja <i>Synteзаторa</i>	66

5.	Urządzenia do generacji bodźców ultradźwiękowych	71
5.1.	Specyfikacja zestawu laboratoryjnego do transmisji ultradźwięków	71
5.2.	Specyfikacja urządzenia <i>The Inhibitor</i>	76
5.3.	Transmisja sygnału ultradźwiękowego do narządu słuchu przez kość skroniową.....	77
5.4.	Materiał dźwiękowy do badań.....	79
5.5.	Pomiar natężenia akustycznego sygnałów ultradźwiękowych	80
5.6.	Pomiar parametrów częstotliwościowych przetwornika ultradźwiękowego.....	84
5.7.	Pomiar charakterystyk widmowych sygnałów ultradźwiękowych.....	85
6.	Metodologia postępowania diagnostycznego.....	89
6.1.	Wywiad – omówienie ankiety	89
6.2.	Zakres badań audiometrycznych	93
6.3.	Metodyka oznaczania parametrów psychoakustycznych szumów usznych z wykorzystaniem audiometru i <i>Syntezytora</i>	98
6.4.	Wyniki badań porównawczych oznaczenia <i>tinnitusa</i> audiometrem i <i>Syntezytorem</i>	101
6.5.	Dyskusja wyników oznaczenia szumów usznych	104
6.6.	Analiza statystyczna wyników badań porównawczych oznaczenia <i>tinnitusa</i> audiometrem i <i>Syntezytorem</i>	107
7.	Badanie wpływu ultradźwięków na szum uszny.....	113
7.1.	Wykorzystanie koncepcji <i>ditheringu</i> ultradźwiękowego w terapii szumów usznych.....	113
7.2.	Metodyka badań wpływu <i>dithera</i> na percepcję szumów usznych	114
7.3.	Wyniki i analiza badań zastosowania <i>ditheringu</i> ultradźwiękowego w terapii szumów usznych.....	118
8.	Podsumowanie	126
9.	Bibliografia.....	134
	Załączniki	144

Lista skrótów i oznaczeń

ET	efekt terapii;
<i>Dither</i>	definicyjnie w technice cyfrowej sygnał nieperiodyczny, o charakterze szumu, który dodaje się do sygnału analogowego przed próbkowaniem; szum ultradźwiękowy filtrowany pasmowo stosowany w badaniach przy wykorzystaniu techniki <i>ditheringu</i> , terminologia przyjęta z j. angielskiego;
<i>Dithering</i>	technika eliminacji szumu powstającego w procesie kwantyzacji progowej, terminologia przyjęta z j. angielskiego;
KSW	komórki słuchowe wewnętrzne;
KSZ	komórki słuchowe zewnętrzne;
MML	ang. <i>Minimum Masking Level</i> , minimalny poziom maskowania;
MRI	ang. <i>Magnetic Resonance Imaging</i> , rezonans magnetyczny;
NB	ang. <i>Narrow Band</i> , audiometryczny szum wąskopasmowy;
OUN	ośrodkowy układ nerwowy;
SZU	szum uszny;
<i>Syntezator</i>	stanowisko syntezy szumów usznych stosowane w badaniach;
<i>Tinnitus</i>	szum uszny, terminologia przyjęta z j. angielskiego;
TK	tomografia komputerowa;
TRT	ang. <i>Tinnitus Retraining Therapy</i> , rodzaj terapii szumów usznych;

1. Wprowadzenie

Szum uszny (ang. *Tinnitus*) określa wrażenie słuchowe w jednym lub obu uszach przy braku bodźca akustycznego w otoczeniu. Mogą one być objawem zmian chorobowych w obrębie drogi słuchowej, bądź mogą być generowane na drodze akustycznej przez struktury anatomiczne sąsiadujące z uchem, nie będące jednak częścią narządu słuchu – wówczas nazywa się je obiektywnymi szumami usznymi. Z kolei subiektywne szumy uszne określa się jako odczucie dźwięku powstającego wyłącznie w wyniku aktywności w obrębie układu nerwowego, bez działania bodźca akustycznego. Powstają jako zjawisko fantomowe, czyli poprzez błędne tworzenie informacji w narządzie słuchu i są słyszalne jedynie przez osoby cierpiące na nie. Wielość teorii i hipotez tłumaczących powstawanie subiektywnych szumów usznych świadczy o tym, że mimo wieloletnich badań na ten temat, natura tego zjawiska pozostaje nie do końca poznana. Z kolei mnogość sposobów ich leczenia i terapii świadczy o tym, że żadna z nich nie jest do końca skuteczna. Dokładna definicja i systematyka szumów usznych została przedstawiona w 3 rozdziale niniejszej rozprawy.

Występowanie szumów usznych w ostatnich latach staje się problemem społecznym. Jak podają światowe statystyki, problem ten dotyka kilkanaście procent całej populacji [1, 30, 122, 147, 159]. Z badań przeprowadzonych w Polsce wynika, że co piąty Polak powyżej 18 r. ż. odczuwa sporadyczne szumy uszne, a około 5% ma je stale [27]. Dodatkowo szumy uszne, co wcześniej nie było raportowane, występują również u młodych osób, a nawet dzieci [14]. Zjawisko to wiąże się obecnie m.in. z hałasem, który pod różnymi postaciami (np. głośniejszej muzyki) występuje często i w każdym środowisku. Szumy uszne są obecnie klasyfikowane jako jednostka chorobowa, podlegają diagnostyce, leczeniu i różnym rodzajom terapii.

Przedmiotem rozprawy jest zaprezentowanie nowego rozwiązania i przeprowadzonych badań w zakresie innowacyjnej metody syntezy dźwięku służącej do oznaczania parametrów psychoakustycznych szumów usznych, które mogą być wykorzystywane w diagnostyce. Dotychczas bowiem oznaczanie cech charakterystycznych subiektywnych szumów usznych odbywało się zazwyczaj na podstawie wywiadu z pacjentem oraz prezentowania dźwięków możliwie najbardziej zbliżonych do jego własnych wrażeń słuchowych. Jako generator dźwięków najczęściej wykorzystywany był audiometr (urządzenie stosowane do wyznaczania progu słyszenia) lub przykłady próbek dźwiękowych odtwarzanych z nośników sygnałów fonicznych.

Ograniczone możliwości generowania dźwięków w ten sposób sprawiają, że przebieg takiego badania jest czasochłonny, wymaga umiejętności obsługi urządzeń diagnostycznych, a prezentowane dźwięki zazwyczaj znacznie odbiegają od odczuwanych szumów usznych. Z tego też powodu ta część diagnostyki jest nierzadko pomijana w codziennej praktyce klinicznej. W niniejszej rozprawie stanowisko badawcze zostało oparte na dotykowym interfejsie komputerowym służącym do syntezy dźwięków (*Syntezator*). Zadaniem pacjenta jest w tym przypadku wygenerowanie szumu możliwie najbardziej zbliżonego do własnego. Uzyskane w ten sposób informacje posłużą do określenia parametrów szumu usznego poszczególnych osób. Zastosowanie zatem *Syntezatora* dźwięków, na tyle łatwego w obsłudze, że umożliwi obsługę przez samego pacjenta, pozwoli na szybsze i dokładniejsze wyznaczanie parametrów jego szumów usznych. Prowadzone w ramach niniejszej rozprawy badania mogą posłużyć do stworzenia nowego narzędzia dostępnego niemal dla każdego, które może służyć w diagnostyce, jak i badaniach przesiewowych szumów usznych.

Ponadto rozprawa podejmuje temat terapii szumów usznych, mających na celu zmniejszenie ich uciążliwości. W tym celu, oprócz przeglądu dostępnych obecnie metod, poddano weryfikacji i ocenie możliwość wykorzystania metody terapii szumów usznych z zastosowaniem linearyzacji ultradźwiękowej tzw. *ditheringu* ultradźwiękowego, zaproponowanej w Katedrze Systemów Multimedialnych, Politechniki Gdańskiej [39]. W kolejnym etapie badań wykorzystywane są urządzenia służące do generowania i przekazywania bodźców dźwiękowych do ucha osoby badanej. Zadaniem tych osób jest określenie wpływu bodźców ultradźwiękowych na zmianę percepcji własnego szumu usznego i czasu jego oddziaływania.

Spośród dotychczas stosowanych metod prowadzących do zmniejszania uciążliwości szumów usznych znaczna ich część poddaje pacjenta ekspozycji na różnego rodzaju dźwięki słyszalne. Wszystkie tego typu metody mają zasadniczą wadę polegającą na tym, że dźwięki zastosowane w terapii mogą być dla pacjenta równie uciążliwe, jak jego własny szum uszny. Zastosowanie w terapii szumów usznych stymulacji bodźcami w postaci ultradźwięków o małym natężeniu może być jedną z pierwszych skutecznych form terapii, która nie będzie dawała tego rodzaju skutków ubocznych. W tym celu zostało opracowane i skompletowane laboratoryjne stanowisko badawcze, służące do generowania i prezentacji bodźców ultradźwiękowych z zakresu 20 kHz - 80 kHz. Przygotowane zostały procedury postępowania diagnostycznego, ankiety, formularze i metodyka badań.

Badania prowadzone w ramach niniejszej rozprawy mogą przyczynić się do powstania innowacyjnego urządzenia terapeutycznego i stworzenia metodologii postępowania w terapii

szumów usznych z wykorzystaniem linearyzacji ultradźwiękowej. Uzyskane wyniki mogą zaś posłużyć do stworzenia zasad określających metodykę kwalifikowania pacjentów do tego typu terapii.

Jednym z celów rozprawy jest przeprowadzenie badań porównawczych, które określą efektywność wykorzystania *Synteзаторa* (stanowisko syntezy szumów usznych) w oznaczaniu i pozyskiwaniu cech charakterystycznych szumu usznego w stosunku do wyników uzyskanych przy wykorzystaniu audiometru.

Kolejnym celem rozprawy jest przeprowadzenie badań nad wpływem **ultradźwiękowej linearyzacji charakterystyki transmisyjnej ucha** na percepcję szumów usznych. Prowadzenie prac w tym kierunku ma umożliwić stworzenie nowej metody terapii, która prowadziłaby do zmniejszenia lub nawet zniesienia odczuwania szumów usznych.

Osiągnięcie celów głównych rozprawy wiąże się z udowodnieniem postawionych tez:

1. **Zastosowanie opracowanej metody syntezy dźwięku ułatwia i przyspiesza oznaczenie cech charakterystycznych subiektywnych szumów usznych.**
2. **Zastosowanie ultradźwiękowej linearyzacji charakterystyki transmisyjnej ucha w jej zakresie dla słabych sygnałów powoduje zmniejszenie odczuwania szumów usznych.**

W celu zweryfikowania tez pracy, zostaną przeprowadzone odpowiednie testy diagnostyczne oraz subiektywna ocena skuteczności zarówno *Synteзаторa*, jak i terapii z wykorzystaniem urządzeń generujących sygnał ultradźwiękowy.

Ponadto, w ramach realizacji pracy postawiono dodatkowy cel częściowy rozprawy. Jest nim opracowanie koncepcji interfejsu *Synteзаторa* w taki sposób, aby rozwiązanie to ułatwiało oznaczanie parametrów psychoakustycznych odczuwanych szumów usznych, a jednocześnie mogło być obsługiwane przez osoby, które nie posiadają wiedzy w zakresie obsługi komputera.

W ramach pracy zweryfikowano słuszność zaproponowanej metodologii prowadzenia badań zarówno w zakresie oznaczania parametrów psychoakustycznych szumów usznych z wykorzystaniem *Synteзаторa*, jak i w zakresie oceny wpływu bodźców ultradźwiękowych na percepcję szumu usznego. Udowodniono, że zaproponowany **system syntezy dźwięku ułatwia i przyspiesza uzyskanie parametrów psychoakustycznych szumów usznych**. Ponadto wykazano, iż **prowadzenie badań nad wykorzystaniem linearyzacji**

ultradźwiękowej w terapii szumów usznych jest uzasadnione i może prowadzić do zmniejszenia odczuwania szumów usznych.

Przeprowadzone w ramach rozprawy badania, poza aspektem naukowym, mają również aspekt praktyczny. Zaimplementowanie zaproponowanej koncepcji *Synteзаторa* w postaci oprogramowania tabletu lub smartfona dałoby nowe narzędzie dla lekarzy i osób zajmujących się problematyką szumów usznych. Może być w ten sposób wykorzystane zarówno do diagnostyki, jak i do monitorowania oraz dokumentowania efektów leczenia czy terapii. Możliwość obsługi *Synteзаторa* przez pacjentów daje zupełnie nowe, niedostępne dotychczas narzędzie do samodiagnostyki i kontroli szumu usznego w czasie i miejscu, gdzie szum uszny jest najbardziej dokuczliwy, tzn. najczęściej poza gabinetem lekarskim czy terapeutycznym. Opracowanie zaś kompaktowego urządzenia przenośnego służącego do terapii z wykorzystaniem linearyzacji ultradźwiękowej dałoby możliwość prowadzenia długookresowej terapii szumów usznych bez konieczności odwiedzania przez pacjentów gabinetów terapeutycznych. Byłoby to wygodne dla pacjenta, a przy tym efektywne i tanie rozwiązanie.

Do przeprowadzenia wiarygodnego dowodu postawionych tez w pracy zebrano zasób informacji na temat anatomii i fizjologii narządu słuchu w zakresie niezbędnym dla zrozumienia zagadnienia. Zagadnienia te przedstawiono pokrótce w rozdziale 2. W szczególny sposób skupiono się na tych elementach fizjologicznej budowy narządu słuchu, które mogą brać bezpośredni udział w generacji szumu usznego i na które powołują się inni badacze, stawiając swoje hipotezy dotyczące powstawania szumów usznych. Hipotezy te opisano w rozdziale 3, ponadto zawarto w nim obszerny zbiór informacji z zakresu problematyki szumów usznych. Podano klasyfikację szumów usznych i możliwe patomechanizmy ich generacji. W sposób rozszerzony podano hipotezę wyjaśniającą powstawanie szumów usznych w oparciu o analogię do działania układów kwantyzacji i opartą na niej metodę terapii. Przedstawiono również model propagacji fali ultradźwiękowej w narządzie słuchu oraz przyczynę postrzegania ultradźwięków jako dźwięków słyszalnych.

W rozdziale 4 zawarto opis autorskiej koncepcji *Synteзаторa* mogącego służyć do określania parametrów psychoakustycznych szumów usznych. W ten sposób został zrealizowany cel cząstkowy postawiony w pracy. Ponadto opisano funkcjonalność *Synteзаторa* wykorzystywanego w ramach prowadzonych badań i sposób jego kalibracji.

Rozdział 5 zawiera z kolei opis urządzeń służących do generowania bodźców ultradźwiękowych, które były wykorzystywane w badaniach nad skutecznością terapii z wykorzystaniem ultradźwiękowej linearyzacji charakterystyki transmisyjnej ucha

(*ditheringu* ultradźwiękowego). Oprócz tego zamieszczono w nim procedury i metody służące do pomiaru parametrów akustycznych wykorzystywanych urządzeń.

Przyjęta metodologia postępowania diagnostycznego w ramach prowadzonych badań została scharakteryzowana w rozdziale 6. Zawiera on zarówno omówienie stosowanych ankiet i formularzy, jak i dyskusję dotyczącą doboru oraz możliwości wykorzystania poszczególnych badań w postępowaniu diagnostycznym. W rozdziale tym znajdują się również otrzymane wyniki badań przeprowadzonych w celu porównania metod oznaczania cech charakterystycznych szumu usznego z wykorzystaniem audiometru i *Synteзаторa*. Uzupełnieniem tego jest analiza statystyczna uzyskanych wyników oraz wnioski udowadniające pierwszą z postawionych tez.

W rozdziale 7 zaprezentowano metodę wykorzystania koncepcji ultradźwiękowej linearyzacji charakterystyki transmisyjnej ucha w terapii szumów usznych. Zaproponowano nazewnictwo uzyskanych efektów terapii. Przedstawiono metodykę przeprowadzonych badań wykorzystujących przytaczaną terapię. Następnie przedstawiono otrzymane wyniki badań i ich dyskusję. Zawarto wnioski i dowód drugiej z postawionych tez.

W ostatnim rozdziale niniejszej rozprawy przedstawiono zbiorczo wnioski wynikające z przeprowadzonych badań oraz przytoczono dowody postawionych tez. W zakończeniu rozdziału zawarto propozycje kontynuacji prac badawczych oraz zaprezentowano możliwe perspektywy rozwoju omawianych metod diagnostycznych i metod terapii.

2. Wybrane zagadnienia z anatomii i fizjologii narządu słuchu

W niniejszym rozdziale pokrótce przedstawiono wybrane zagadnienia z zakresu anatomii i fizjologii narządu słuchu. W głównej mierze skupiono się na przedstawieniu części wewnętrznej drogi słuchowej, tj. ślimaka ze znajdującym się w nim narządem Cortiego oraz części pozaślimakowej, czyli nerwu słuchowego i ośrodków słuchowych w ośrodkowym układzie nerwowym. Pozostałe elementy budowy ucha zastały ujęte jedynie w zakresie niezbędnym dla zrozumienia zagadnienia.

2.1. Przewodzenie dźwięku w narządzie słuchu

W niniejszym podrozdziale skupiono się na przedstawieniu narządu słuchu z omówieniem podstawowych zagadnień związanych z anatomią i fizjologią ucha zewnętrznego i środkowego. Ucho wewnętrzne zostanie omówione w rozdziale 2.2 i 2.3.

W najbardziej ogólnym podziale przyjmuje się, że ucho składa się z trzech części: zewnętrznej, środkowej i wewnętrznej. Dwie pierwsze części stanowią tzw. część przewodzeniową ucha, a trzecia odbiorczą. W skład ucha zewnętrznego wchodzi małżowina uszna i przewód słuchowy zewnętrzny (rys. 2.1).

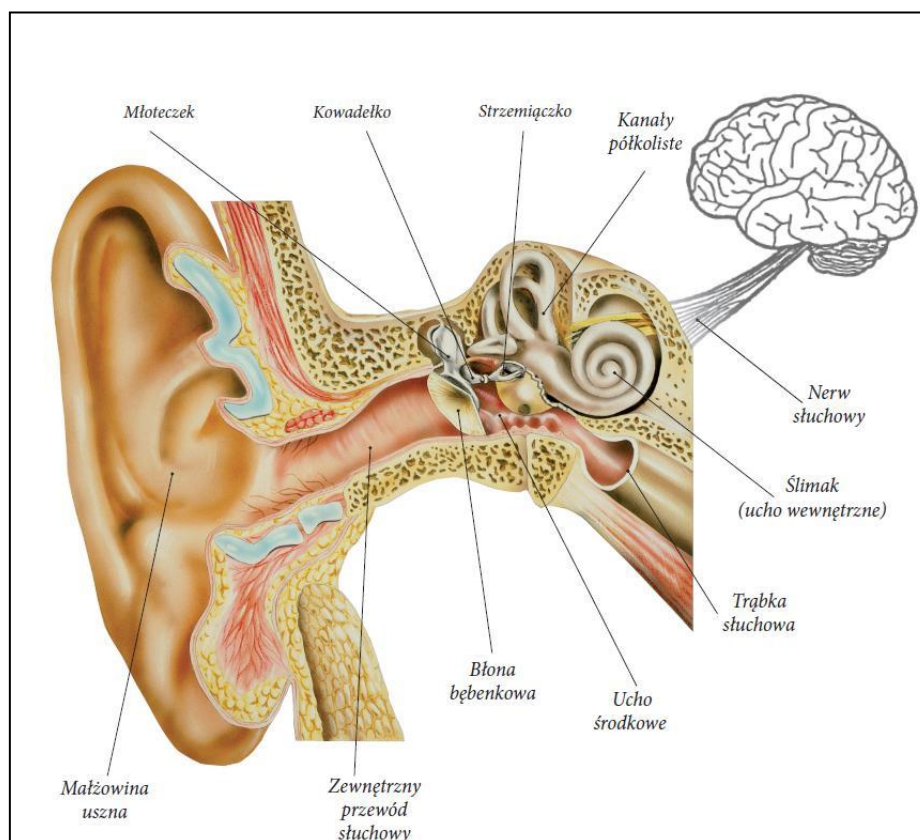
Dźwięk padający do ucha jest zbierany i wzmacniany przez małżowinę uszną, a następnie zostaje skierowany w kierunku przewodu słuchowego zewnętrznego. Tutaj następuje wzmacnianie dźwięku związane z rezonansem przewodu zazwyczaj na częstotliwości ok. 3-4 kHz. Częstotliwość ta jest zależna od długości przewodu słuchowego i np. w przypadku dzieci występuje dla większych częstotliwości. Oprócz wzmacniającej funkcji ucha zewnętrznego małżowina uszna, ze względu na swój kształt, bierze ponadto udział w lokalizowaniu źródła dźwięku (rys. 2.1). Przewód słuchowy przez swój kręty przebieg, owłosienie oraz wydzielinę gruczołów woszczynowych skutecznie ochrania błonę bębenkową przed urazami i zapobiega dostawaniu się ciał obcych. Jego budowa zapewnia odpowiednią wilgotność i temperaturę, co wpływa w znacznym stopniu na sprężystość błony [147].

Z przewodu słuchowego dźwięk kierowany jest do ucha środkowego. Napotykając błonę bębenkową, wprowadza ją w drgania, przekształcając w ten sposób falę akustyczną w drgania mechaniczne. Drgania są następnie za pośrednictwem kosteczek słuchowych

(młoteczek, kowadełko, strzemiączko) oraz błony okienka owalnego przekazywane do płynów ucha wewnętrznego i w konsekwencji do narządu Cortiego (rys. 2.1).

Błona bębenkowa i kosteczki słuchowe tworzą mechaniczny transformator impedancji, którego zadaniem jest zwiększenie sprawności przekazywania energii z ośrodka powietrznego do płynów ucha wewnętrznego. Bez niego niemal cała energia fali akustycznej na styku powietrze-płyn uległaby odbiciu. W uchu środkowym wyróżnia się dwa mechanizmy transformacji. Pierwszy polega na zmianie stosunkowo dużych wychyleń błony bębenkowej na ruchu strzemiączka o amplitudzie około 1,3 do 3 razy mniejszej [147, 175]. Jest to następstwem różnicy długości rękojeści młoteczka i wyrostka soczewkowatego kowadełka, których stosunek wynosi 1,3:1.

Drugi mechanizm transformacji oparty jest na działaniu wynikającym z różnicy powierzchni błony bębenkowej i powierzchni podstawy strzemiączka. Stosunek obu powierzchni wynosi 17:1 [175]. W rzeczywistości opisywany powyżej układ zapewnia przeniesienie około 50-60% pierwotnej energii fali akustycznej ze środowiska zewnętrznego do płynów ucha wewnętrznego i receptora słuchu [147, 148, 154, 175].



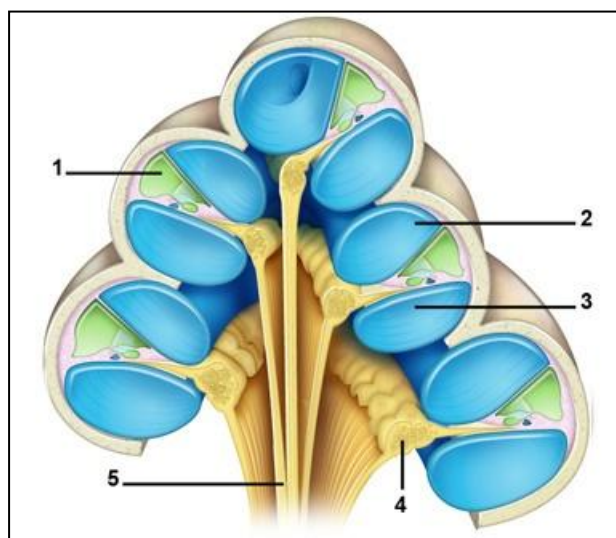
Rysunek 2.1. Przekrój ucha człowieka - schemat [61]

Ucho środkowe pełni również ważną funkcję ochronną przed zbyt głośnymi dźwiękami. Funkcja ta realizowana jest poprzez odruchowe kurczenie się mięśni śródusznych: mięśnia strzemiączkowego oraz mięśnia napinacza błony bębenkowej. Odruch mięśnia strzemiączkowego występuje przy poziomach ciśnienia dźwięku powyżej 85 dB SPL, swoją największą skuteczność wykazuje dla dźwięków niskich do ok. 600 Hz. Drugi mięsień – napinacz błony bębenkowej odgrywa mniejsze znaczenie. Jego działanie polega na zwiększaniu sztywności błony bębenkowej, a tym samym redukcji amplitudy jej wychyleń [80, 135, 175].

2.2. Anatomia narządu Cortiego

Przyjmuje się, że aż w 80% przypadków szumy uszne powstają na skutek nieprawidłowości występujących w obrębie ucha wewnętrznego, a w szczególności w narządzie Cortiego [7, 47, 94]. Dlatego właśnie ten narząd zostanie w niniejszym rozdziale omówiony dokładniej.

Na rysunku 2.2 przedstawiono poprzeczny przekrój ślimaka. Wyróżnia się w nim schody przedsionka wypełnione perylimfą, poniżej wypełniony endolimfą błoniasty przewód ślimakowy (zwany też schodami środkowymi), zawierający narząd Cortiego i schody bębenka wypełnione perylimfą. Przewód ślimakowy od góry oddziela błona przedsionkowa Reissnera, a od dołu błona podstawna ze spoczywającym na niej narządem Cortiego [147, 175].

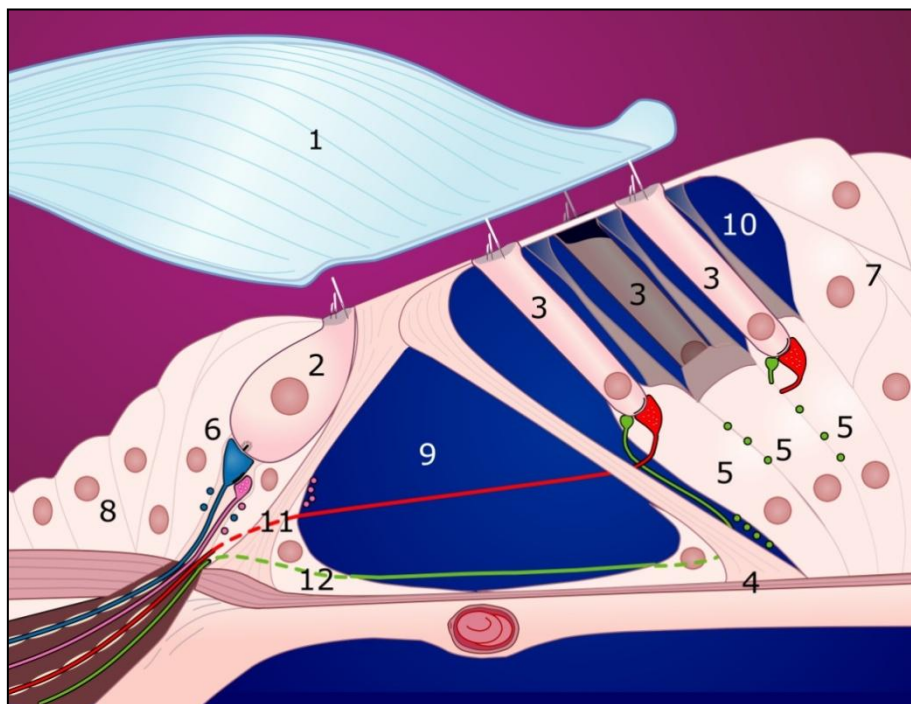


Rysunek 2.2. Przekrój poprzeczny ślimaka. 1 – przewód ślimakowy, 2 – schody przedsionka, 3 – schody bębenka, 4 – komórki nerwowe zwoju spiralnego, 5 – nerw słuchowy [202]

Rysunek 2.3 przedstawia przekrój narządu Cortiego. Przykryty jest on błoną nakrywkową i rozciąga się wzdłuż całego przewodu ślimakowego. W rejonie zakrętu podstawnego ślimak jest trzy razy szerszy, znacznie sztywniejszy i ma większą masę ze względu na wielkość komórek podporowych. Nabłonek narządu spiralnego składa się z komórek słuchowych, komórek zrębowych tj. komórek Deitersa, Hensena i Claudiusa, które ułożone w rzędzie wytwarzają dwa tunele wypełnione kortylimfą [97].

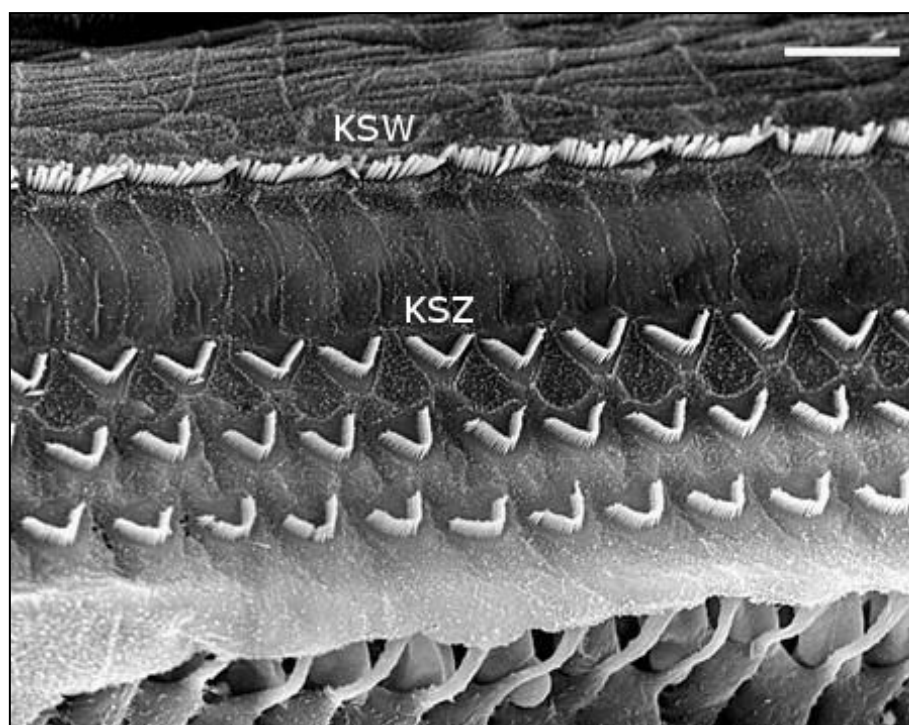
Wyróżnia się dwa rodzaje komórek słuchowych: wewnętrzne i zewnętrzne. Komórki słuchowe wewnętrzne KSW (ang. *IHC* – *Inner Hair Cells*) zwane też komórkami rzęsatymi wewnętrznymi są właściwymi komórkami zmysłowymi, pełnią rolę komórek receptorowych, występują w liczbie ok. 3500 i przypominają kształtem kolbę lub butelkę. Są ułożone w jednym szeregu na całej długości narządu spiralnego Cortiego. Ich rzęski – *stereocilia* – są zanurzone w endolimfie i nie są połączone z błoną nakrywkową.

Komórki słuchowe zewnętrzne KSZ (ang. *OHC* – *Outer Hair Cells*) zwane też komórkami rzęsatymi zewnętrznymi występują w liczbie ok. 12000 i mają kształt cylindryczny.



Rysunek 2.3. Przekrój narządu Cortiego. 1- błona nakrywkowa, 2 – rząd komórek rzęsatych wewnętrznych KSW, 3 – trzy rzędy komórek rzęsatych zewnętrznych KSZ, 4 – błona podstawna, 5 i 6 – komórki falangowe (Deitersa) zewnętrzne i wewnętrzne, 7 – komórki Hensena, 8 – komórki Claudiusa, 9 – tunel wewnętrzny (Cortiego), 10 – tunel zewnętrzny, 11 – włókno eferentne, 12 – włókno aferentne [202]

W zakręcie podstawnym przewodu słuchowego tworzą z reguły trzy rzędy, w zakręcie środkowym cztery, w szczytowym zaś pięć rzędów. Rzęski KSZ tworzą zarys litery U, V lub W, co jest widoczne na rys. 2.4 i przylegają one (stykają się) do komórkowo – galaretowatej struktury błony nakrywkowej [18, 108, 116, 147, 153, 157, 175].



Rysunek 2.4. Narząd Coriego (preparat powierzchniowy w mikroskopii skaningowej); jednostka skali - 15µm. KSW – komórki słuchowe (rzęsate) wewnętrzne, KSZ – komórki słuchowe (rzęsate) zewnętrzne [202]

Narząd Cortiego posiada dwójakiego rodzaju unerwienie: aferentne i eferentne. Włókna aferentne, tworzące nerw ślimakowy, przewodzą bodźce słuchowe (nerwowe) od komórek rzęsatych do ośrodków podkorowych, a następnie korowych słuchu [153, 175]. Spoendlin [168, 169] wykazał, że w obrębie aferentnych komórek zwojowych wyróżnia się dwa typy tych komórek: duże komórki dwubiegunowe typu I występujące w przewodzie (90-95%) oraz mniej liczne (5-10%) i mniejsze rzekomo jednobiegunowe komórki typu II. 93% zmielinizowanych włókien aferentnych (neurony typu I) kieruje się do najbliższej komórki rzęsatej wewnętrznej i tworzy z nią połączenie. W efekcie na jedną komórkę przypada 20 włókien. Pozostałe włókna (7%) – typu II, niezmielinizowane, unerwiają grupy komórek rzęsatych zewnętrznych, tzn. każde włókno łączy się z około 20 do 50 komórek zewnętrznych [6, 97, 153, 175]. Włókna eferentne pełnią funkcję ochronną wobec komórek słuchowych narządu Cortiego i włókien nerwu słuchowego. Biorą początek w jądrach oliwki górnej pnia mózgu i tworzą dwa układy – boczny i przyśrodkowy [6, 29, 97, 153, 173]. Wiele

badania wskazuje na to, że układ eferentny stanowi system kontrolujący mikromechanikę ślimaka [115, 173]. Pojęcia mikromechaniki, jak i makromechaniki ślimaka zostaną przedstawione w rozdziale 2.3.

2.3. Mechanizm pobudzania ślimaka

Zasada funkcjonowania ślimaka obejmuje szereg zjawisk, które można podzielić na trzy grupy. Zjawiska określane jako **makromechanika** ślimaka dotyczą ruchu perylimfy. Dla potrzeb analizy i modelowania błona podstawna jest traktowana jako układ mechaniczny posiadający określoną masę, sztywność i tłumienność.

Mikromechanika opisuje w sposób szczegółowy ruchy komórek rzęsatych wewnętrznych i zewnętrznych, zachowanie się błony nakrywkowej oraz lokalne przepływy perylimfy.

Trzecia grupa zjawisk, to **elektrofizjologia** ślimaka, która obejmuje przetwarzanie sygnałów mechanicznych na sygnały elektryczne.

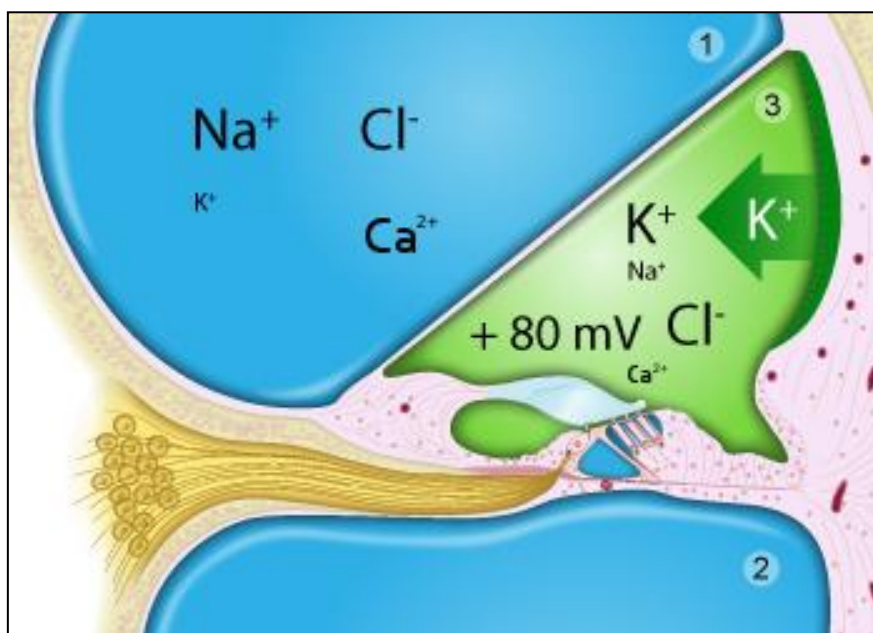
Poniżej przedstawiono mechanizm pobudzania ślimaka, którego źródłem jest mechaniczna fala akustyczna. Dociera ona przez małżowinę uszną i przewód słuchowy zewnętrzny do błony bębenkowej, wywołując jej drgania. Następnie za pośrednictwem kosteczek słuchowych drgania są przenoszone na podstawę strzemiączka w okienku owalnym ślimaka. Te elementy anatomiczne ucha będące składowymi makromechaniki ślimaka są złożonym układem hydrodynamicznym, w którym ruch podstawy strzemiączka w kierunku światła ślimaka powoduje wzrost ciśnienia perylimfy w okolicy okienka i tym samym przemieszcza ów płyn w kierunku schodów przedsionka. Ruch w kierunku przeciwnym powoduje zmniejszenie ciśnienia i przemieszczanie się płynu w kierunku odwrotnym. Ponieważ ściana kostna ślimaka jest sztywna zmiany ciśnienia wewnątrz ślimaka powodują, że płyn w schodach przedsionka i bębienka przemieszcza się w przeciwfazie, a zmiany ciśnienia powstałe w okienku owalnym są kompensowane poprzez ruchy błony okienka okrągłego również w przeciwfazie. Zanim jednak fala zmian ciśnienia płynów osiągnie okienko okrągłe, ciśnienie zostaje zaabsorbowane i przeniesione w poprzek przedziału ślimaka, doprowadzając do ugięcia błony Reissnera, przewodu ślimakowego narządu Cortiego i błony podstawnej [19, 147, 157, 175, 200]. Jest to możliwe dzięki temu, że przedział ślimaka jest elastyczny i poddaje się wychyleniom w obu kierunkach. Wymiana energii pomiędzy płynami a uginającym się przedziałem ślimaka inicjuje powstanie charakterystycznego wzorca fali. Békésy [17] wykazał, że elastyczność błony podstawnej na

jednostkę powierzchni jest w zasadzie stała jednak zmiana jej szerokości sprawia, że jej sztywność jest 100 razy większa w okolicy strzemiączka niż u szczytu ślimaka. Istnienie gradientu sztywności sprawia, że pobudzenie ślimaka prowadzi do powstania fali ciśnienia biegnącej od podstawy do szczytu ślimaka, niezależnie od punktu przyłożenia bodźca. Gradient sztywności błony podstawnej sprawia, że działa ona jak filtr dolnoprzepustowy. Bodźce o wysokiej częstotliwości wywołują pobudzenie na samym początku błony podstawnej, w okolicy strzemiączka, a fala wędrowna rozchodzi się od obszaru o wysokiej impedancji do mniejszej z prędkością malejącą wraz ze wzrostem odległości od strzemiączka. Wychylenie błony podstawnej narasta stopniowo, osiągając swoje maksimum w określonym miejscu, a następnie gwałtownie opada [97, 102, 103, 157]. Cechy hydromechaniczne fali wędrownej, tj. punkt maksymalnej amplitudy pozwala na określenie mapy pobudzeń ślimaka w zależności od częstotliwości pobudzenia.

Ugięcie przedziału ślimaka wprowadza w ruch poszczególne elementy narządu Cortiego. W tym miejscu należy się odnieść do zjawiska mikromechaniki ślimaka. W momencie ruchu błony nakrywkowej rzęski komórek zewnętrznych zostają mechanicznie ugięte, gdyż się z nią stykają. Jednocześnie ruch błony nakrywkowej wprawia w ruch znajdującą się w tym miejscu endolimfę, która doprowadza z kolei do uginania rzęsek komórek słuchowych wewnętrznych. Jak wynika z badań prowadzonych przez liczne ośrodki naukowe [79, 157, 200], to właśnie pęczki rzęsek (*stereocilii*) odgrywają najważniejszą rolę w procesie słyszenia. Ich ruch powoduje wzmożenie napięcia połączeń między komórkami (typu *tip links*), dzięki czemu otwierają się kanały jonowe, które znajdują się w górnej części powierzchni komórek. W jednej rzęsce znajduje się jeden kanał jonowy. Kanały te są mechanoreceptorami, tzn. otwierają się pod wpływem określonych odkształceń błony komórkowej wynikających z ruchu rzęsek. Powoduje to przepływ do cytoplazmy jonów z endolimfy, tzn. dodatnich jonów potasu (K^+) i niewielkiej ilości jonów wapnia (Ca^{2+}). Proces ten jest wynikiem dużej różnicy stężeń jonów i ładunków elektrycznych pomiędzy otoczeniem a wnętrzem komórek i zachodzi zarówno w przypadku komórek słuchowych zewnętrznych, jak i wewnętrznych.

Śródchłonka (endolimfa) wypełniająca przewód ślimakowy charakteryzuje się niespotykanym w innych płynach ustrojowych wysokim stężeniem potasu, tj. 140-160 mmol/l. Według różnych autorów dodatni potencjał panujący w przewodzie ślimakowym wynosi od około 80 mV [133] do około 100 mV [136], nazywa się go potencjałem wewnątrzślimakowym (ang. *EP – Endocochlear Potential*). Potencjał spoczynkowy komórki rzęsatej zewnętrznej wynosi około -70 mV [40], podczas gdy potencjał komórki rzęsatej

wewnętrznej około -40 mV [155, 156]. Oznacza to, że różnica potencjałów między komórką a endolimfą może wynosić nawet ponad 150 mV, co stanowi niezwykle wysoki gradient dla układu biologicznego. Opisany mechanizm umożliwia szybkie pobudzanie komórek słuchowych w ślimaku [97, 153, 200]. Na rysunku 2.5 przedstawiono przekrój ślimaka uwidaczniający rodzaje i skład chemiczny elektrolitów w ślimaku.



Rysunek 2.5. Skład elektrolitów w ślimaku. 1 i 2 – *perylimfa*, 3 – *endolimfa* [202]

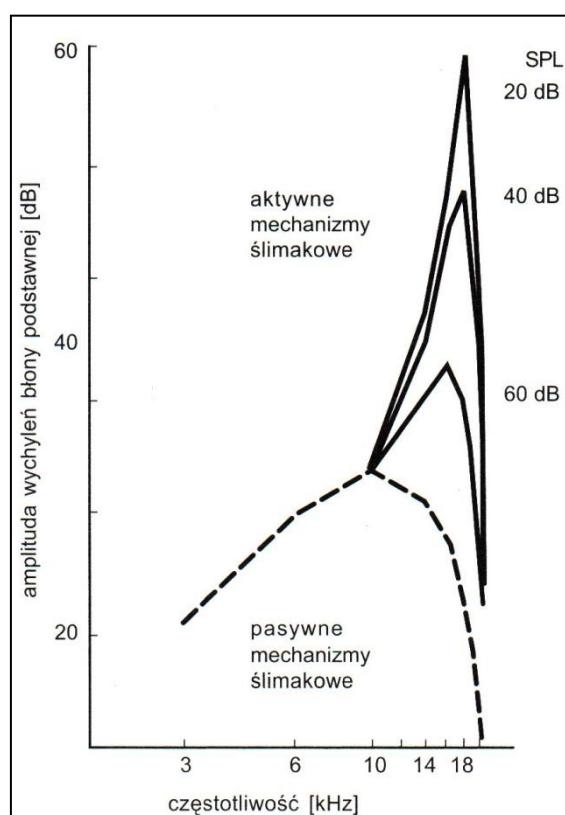
Pobudzenie, czyli depolaryzacja komórki, następuje wtedy, gdy przedział ślimaka ugina się względem swojego położenia spoczynkowego ku górze, w kierunku schodów przedsionka. Wówczas błona nakrywkowa odchyła jedynie najdłuższą rzęskę KSZ, a pozostałe poruszane są dzięki istniejącym połączeniom między rzęskami o różnej długości [180]. Otwarcie kanałów potasowych spowodowanych ruchem rzęsek jest równoznaczne z depolaryzacją komórki słuchowej wewnętrznej. Zmiana potencjału prowadzi z kolei do uwolnienia neurotransmitera do przestrzeni synaptycznej i stymulację włókna aferentnego nerwu ślimakowego a w następstwie – wyzwolenia impulsu nerwowego, przenoszonego następnie do ośrodków pnia mózgu i kory mózgowej [97, 158, 175]. Impulsy z części ośrodkowej układu nerwowego docierają za pośrednictwem włókien eferentnych do narządu obwodowego i modulują aktywność ruchową komórek słuchowych zewnętrznych, czego następstwem jest ich czynność ruchowa [153, 200].

2.4. Aktywne mechanizmy ślimaka

Dzięki odkryciu zjawiska elektrokurczliwości komórek słuchowych zewnętrznych ślimak przestał być postrzegany jako narząd przekształcający w sposób bierny drgania mechaniczne dźwięku w energię elektryczną. Unikutowa zdolność do przetwarzania elektromechanicznego stanowi fizjologiczną podstawę zjawiska generowania sygnału otoemisji akustycznych [26-29, 101, 102]. Ruchy komórek słuchowych zewnętrznych (KSZ) są źródłem mechanicznej (akustycznej) fali zwrotnej, wprawiającej w drgania płytkę strzemiączka, możliwej do zarejestrowania w przewodzie słuchowym zewnętrznym [175]. Elektryczna stymulacja izolowanej KSZ wywołuje odwracalną zmianę jej kształtu [2, 20, 21, 160, 161]. Najwyraźniej widoczna jest zmiana długości, gdyż komórka ma kształt cylindryczny. Wydłuża się ona i skraca, a mechanizm odpowiedzialny za generowanie siły odkształcającej działa w kierunkach przeciwnych, zależnie od polaryzacji bodźca elektrycznego. Zdolność do takiego generowania sił jest jedną z cech odróżniających elektrokurczliwość KSZ od kurczliwości komórek mięśniowych, w których aktywna jest tylko faza skurczu.

Cechą charakterystyczną KSZ jest ich zdolność do wykonywania ruchów szybkich i wolnych [7, 153, 157]. **Ruchy szybkie** powstają na skutek przejścia fali dźwiękowej przez ślimak i przemieszczenie błony podstawnej z komórkami słuchowymi oraz odchylenie rzęsek w kierunku do tunelu Cortiego. Na skutek tego dochodzi do otwarcia szczytowych kanałów jonowych. Duża różnica potencjałów pomiędzy śródcłonką a cytoplazmą komórki powoduje napływ jonów potasowych i depolaryzację komórki. Wywołane na skutek depolaryzacji komórek rzęsatych zewnętrznych ich ruchy szybkie, prawie jednoczesne z przechodzącą falą dźwiękową powodują wzmocnienie i „wyostrzenie” wychyleń błony podstawnej, zwiększając więc jej strojenie a tym samym wielkość wychylenia [97, 101, 175]. Selekttywne wzmocnienie fali wędrującej jest ślimakowym mechanizmem wzmacniającym i wyostrzającym odpowiedź słuchową szczególnie bodźców o małym natężeniu. Mechanizm ten zwany jest **wzmacniaczem ślimakowym** i pierwszy raz został zdefiniowany przez Davisa [6, 7, 97, 126, 174, 198]. Dla bodźców wyższych od 60 dB odpowiedź wzmacniacza ślimakowego ulega wysyceniu [103]. Dla dźwięków o niższych poziomach energia mechaniczna uwolniona pod wpływem ruchów KSZ zwiększa czułość ślimaka o 40-60 dB [6, 7, 103, 175]. Wybiórcze uszkodzenie KSW (np. przez hałas) przy zachowaniu czynności KSW powoduje uszkodzenie słuchu nawet do 50-70 dB, powodując przy tym zmniejszenie selektywności częstotliwościowej [103, 128, 175]. Na rysunku 2.6 uwidoczniono wychylenie błony

podstawnej w odpowiedzi na bodźce o małym i dużym poziomie z uwzględnieniem aktywnych i pasywnych mechanizmów ślimakowych.



Rysunek 2.6. Wychylenie błony podstawnej w uchu martwym (*linia przerywana*) i żywym (*linia ciągła*) z prawidłową funkcją KSZ dla bodźców o poziomie 20, 40 i 60 dB SPL [175]

Ruchy wolne są pośrednio wynikiem działania włókien eferentnych. Powodują one zbliżenie błony nakrywkowej do komórek rzęsatych zewnętrznych co powoduje zwiększenie sztywności układu: błona podstawna – KSZ – błona nakrywkowa (z którą stykają się rzęski KSZ). Poprzez to dochodzi do zmniejszania odpowiedzi aferentnej – czułości ślimaka i „ostrości” jego strojenia. Usztywnienie narządu Cortiego jest mechanizmem chroniącym go przed zbyt dużymi natężeniami dźwięku [134, 175, 201].

Oddziaływanie KSZ na KSW odbywa się na drodze mechanicznej [97]. Jest ono specyficzne częstotliwościowo i prowadzi do powstania „iglicy” – krzywej strojenia komórki rzęsatej i włókna nerwu słuchowego. Prawidłowa czynność obu typów komórek warunkuje normalne strojenie włókna nerwu słuchowego. Przy ich uszkodzeniu obserwuje się podwyższenie progu pobudzenia włókna, a przy selektywnym uszkodzeniu jedynie KSZ – dochodzi dodatkowo do utraty ostrości strojenia.

3. Problematyka szumów usznych

W niniejszym rozdziale przedstawiono zarys problematyki szumów usznych. Podano klasyfikację szumów usznych, ich patomechanizm oraz skrócony przegląd hipotez wyjaśniających ich powstawanie. W sposób rozszerzony podano i przedstawiono hipotezę wyjaśniającą powstawanie szumów usznych w oparciu o analogię do działania układów kwantyzacji. Stanowi ona bowiem podstawę prowadzonych w niniejszej rozprawie badań nad wpływem metody linearyzacji ultradźwiękowej charakterystyki transmisyjnej ucha dla słabych sygnałów na percepcję szumów usznych. W dalszej części przedstawiono przegląd występujących metod terapeutycznych wykorzystujących ultradźwięki u pacjentów cierpiących na szumy uszne oraz ich możliwy wpływ na percepcję szumów usznych (ang. *tinnitus*). Podano również mechanizmy odbioru i oddziaływania bodźcami ultradźwiękowymi na ucho człowieka oraz fizjologiczny model ich propagacji. Wyjaśniono również przyczynę postrzegania ultradźwięków jako dźwięków słyszalnych przewodzonych drogą powietrzną.

Jastreboff [90, 92] definiuje szum uszny jako zjawisko polegające na postrzeganiu przez osobę dźwięków bez pobudzania narządu słuchu zewnętrznym sygnałem akustycznym. W podobny sposób definiuje szumy Amerykański Instytut Standardów (ANSI 1969). Jak podkreśla Bartnik [5, 15] definicja ta jest mało precyzyjna, gdyż obejmuje zarówno percepcję szumów związaną z dźwiękami somatycznymi wynikającymi np. z niewłaściwego funkcjonowania trąbki słuchowej, patologii w obrębie stawu skroniowo – żuchwowego czy też z niektórych wad wrodzonych prowadzących do wzrostu ciśnienia wewnątrzczaszkowego bądź ze szmerami naczyniowymi, jak również z zaburzeniami na tle schizofrenicznym. W tej definicji mieszczą się też szumy uszne wynikające ze spontanicznej emisji akustycznej czy zaburzeń w nerwie słuchowym bądź też w centralnych ośrodkach słuchowych [90].

Ostatecznie przyjęto podział na **szumy subiektywne i obiektywne** zwane również dźwiękami somatycznymi [30, 32, 75, 90, 95, 122, 127, 130, 152]. **W literaturze przedmiotu przyjęło się zamiennie używać pojęcia ‘szumy uszne’ i ‘tinnitus’ (choć ten drugi termin został w sposób bezpośredni przejęty z języka angielskiego). Dlatego w rozprawie oba te pojęcia będą występować zamiennie [7, 147].**

Do szumów subiektywnych są zaliczane te, których powstanie jest związane jedynie z aktywnością układu nerwowego i nie jest wynikiem pobudzania ślimaka jakimkolwiek bodźcem zewnętrznym [15]. Dźwięków tych nie jest w stanie usłyszeć inna osoba, nie mogą

być też zarejestrowane przez żadne urządzenia akustyczne. Słyszą je tylko te osoby, u których one występują. Są one wynikiem percepcji sygnału neuralnego dochodzącego do kory mózgowej z dróg słuchowych, zaś mechanizm ich powstawania jest inny niż pobudzenie ślimaka mechanicznym sygnałem zewnętrznym. Potwierdzają to badania psychoakustyczne, które pokazują, że w praktyce nie istnieją sygnały generowane zewnętrznymi, których percepcja byłaby identyczna z odczuwalnymi szumami usznymi [95]. Kontralateralne maskowanie szumu sygnałem zewnętrznym jest zazwyczaj tak samo skuteczne jak ipsilateralne, co sugerowałoby centralny mechanizm tego zjawiska (cytowane za [15]). Szum uszny powstaje więc na skutek zmiany normalnej aktywności neuronalnej, powodującej zmiany i przestrojenie wielu systemów ośrodkowego układu nerwowego (**OUN**) [95].

Szumem obiektywnym jest percepcja dźwięku somatycznego, który powstaje w wyniku nieprawidłowości lub patologii w obrębie struktur sąsiadujących ze ślimakiem bądź też w obrębie głowy i szyi. Dochodzi wówczas do pobudzania mechanicznego ślimaka. Dźwięk taki daje się rejestrować i może być słyszalny przez inne osoby.

Szum uszny (ang. *tinnitus*) jest słuchową percepcją fantomową. Jego mechanizm generacji i percepcji nie jest do końca poznany. Ponadto, jak zauważa Bartnik [15], ciągle w codziennej praktyce klinicznej brakuje jakichkolwiek obiektywnych metod monitorowania czy rejestracji tego zjawiska. Szum uszny często towarzyszy różnorodnym zaburzeniom słuchu, ale występuje również u osób ze słuchem prawidłowym. Dokuczliwość szumów usznych jest różna u poszczególnych pacjentów. Przez niektórych jest odbierana w sposób prawie obojętny, zaś dla innych dokuczliwość szumów usznych może być trudna do zniesienia.

Szumy o znaczeniu klinicznym, czyli trwające ponad 5 minut, odczuwa kilkanaście procent całego społeczeństwa [123]. Statystyki angielskie podają, iż 9,7% ludności skarży się na szumy uszne [41], a w Szwecji – 14,2% [3]. W Niemczech żyje około 400 tysięcy osób cierpiących na szumy uszne [109]. W USA *tinnitus* dotyka aż 40 milionów osób, a dla co czwartej stanowi istotny problem. U miliona Amerykanów *tinnitus* uniemożliwia normalne funkcjonowanie [123]. Z badań przeprowadzonych w Polsce przez Instytut Fizjologii i Patologii Słuchu wynika, że co piąty Polak powyżej 18 roku życia odczuwa sporadyczne szumy uszne, a około 5% z nich ma je stale [51]. Wg innych badaczy 10-14% populacji światowej odczuwa długotrwale szumy uszne [1, 27, 30, 122, 147, 159]. Uważa się też, że aż 20-25% pacjentów z szumami usznymi cierpi istotnie z tego powodu [89, 97]. Częstość występowania szumów usznych rośnie z wiekiem, zwłaszcza po 40. roku życia u kobiet i po

50. r.ż. u mężczyzn, a szumy przemijające - mają z czasem tendencję do przechodzenia w szumy o charakterze stałym [51, 147].

Pacjenci swoje wrażenia słuchowe wywołane szumem usznym opisują najczęściej jako: ćwierkanie, gwizd, pisk, szum wiatru, szum morza, odgłos gwizdka czajnika, tętnienie i wiele innych subiektywnie opisywanych doznań dźwięku. Są one odczuwalne w jednym lub obu uszach, między uszami, wewnątrz głowy, z tą samą lub różną głośnością, o stałym lub zmiennym natężeniu oraz czasie trwania.

Szumy uszne współistnieją często z nadwrażliwością słuchową. Polega ona na tym, że u osób dotkniętych tą dolegliwością próg poziomu dyskomfortu jest obniżony w stosunku do osób ze słuchem normalnym i leży poniżej 90-100 dB HL. Oznacza to, że dźwięki, które dla osób prawidłowo słyszących leżą jeszcze w zakresie komfortowego poziomu głośności, dla osób cierpiących na tę dolegliwość są już za głośne i trudne do zniesienia. Nawet 40% pacjentów z szumami usznymi przejawia w różnym stopniu nadwrażliwość na dźwięki. Stan słuchu może być przy tym w normie. Okazuje się jednak dość często, że nawet niewielkie zaburzenie w obwodowej części narządu słuchu wywołuje szereg nieprawidłowych procesów w centralnych drogach słuchowych, powodując powstanie nadwrażliwości [15]. Wynika to z możliwości kompensacyjnych układu nerwowego, który stara się zastępować i wyrównywać wszelkie niedobory wynikające z deficytów części obwodowej. Zmniejszającą się ilość informacji napływających z dróg słuchowych, stara się rekompensować zwiększoną wrażliwością na bodźce, a przez to na percepcję i detekcję dźwięków.

3.1. Etiologia szumów usznych

3.1.1. Szumy obiektywne

Obiektywne szumy uszne mogą być spowodowane przez różnego rodzaju schorzenia, których wynikiem jest powstanie dźwięku somatycznego. Ze względu na przyczyny ich występowania używa się podziału [22, 30, 147] na szumy naczyniowe i mechaniczne. Jako przyczyny szumów naczyniowych podaje się [15, 22, 75, 147]:

- a) przetoki tętniczo-żylnie;
- b) guzy wewnątrzczaszkowe – kłębczak, oponiak, guz przerzutowy, naczyniak, tętniak;
- c) przetoki tętniczo-tętnicze;
- d) patologia naczyń żylnych;
 - nieprawidłowa wielkość lub położenie opuszki żyły szyjnej wewnętrznej;
 - ucisk mięśnia mostkowo-obojęczkowo-sutkowego na żyłę szyjną wewnętrzną;

- e) inne przyczyny naczyniowe;
 - zwężenie światła tętnic szyjnych,
 - wzmożone ciśnienie wewnątrzczaszkowe,
 - nieprawidłowy przebieg naczyń w obrębie kąta mostowo-mózdkowego.

Jako przyczyny szumów usznych pochodzenia mechanicznego podaje się [15, 19, 147]:

- a) skurcze kloniczne mięśni podniebienia miękkiego,
- b) skurcze kloniczne mięśni śródusznych,
- c) schorzenia w obrębie stawu skroniowo-żuchwowego,
- d) zaburzenia drożności lub nadmierna średnica trąbki słuchowej,
- e) ciało obce przesuwające się, owady w przewodzie słuchowym zewnętrznym.

Szumy obiektywne mogą mieć zarówno charakter pulsujący, jak i niepulsujący. Pruszewicz i Szyfter [147] podają, że szumy niepulsujące, często pochodzenia żylnego są raczej obustronne, mają charakter stały, niezależny od wysiłku i są określane przez chorych jako „bzykanie muchy”. Szumy pulsujące są pochodzenia naczyniowego, występują często jednostronnie, ich częstość jest zgodna z czynnością serca, zaś ich natężenie może być zależne od wysiłku fizycznego. Inną przyczyną obiektywnych szumów pulsujących może być guz wewnątrzczaszkowy, a w szczególności kłębczak bębnowo-szyjny, który daje charakterystyczny jednostronny szum pulsujący, połączony z jednostronnym, narastającym niedosłuchem. Z tego powodu należy go w pierwszej kolejności wykluczyć [86, 122, 183]. Zwężenie światła tętnic szyjnych np. na skutek zmian miażdżycowych bądź narastającego zakrzepu również może prowadzić do tętniczego szumu; podobne objawy mogą występować w przypadku dużych tętniaków lub ucisku z zewnątrz na naczynia szyjne.

Szumy uszne pochodzenia mechanicznego mają raczej charakter niepulsujący, a ich przyczyna jest łatwiejsza do zdiagnozowania [147]. Mioklonie¹ podniebienia dają szum słyszalny jako regularne trzaski spowodowane dobrze widocznymi skurczami mięśni podniebienia miękkiego. W większości przypadków skurczom tym towarzyszy przesuwanie się błony śluzowej trąbki słuchowej, a niekiedy skurcz mięśni śródusznych. Skurcz tych ostatnich, tzn. zarówno mięśnia strzemiączkowego, jak i napinacza błony bębenkowej występuje zazwyczaj jednostronnie, a odczuwalny szum określany jest jako „tykanie zegara”. W otoskopii daje się wówczas zauważyć przesuwanie błony bębenkowej [147]. Niedrożność

¹ Mioklonie są zaburzeniami polegającymi na skurczach (szarpnięciach) pojedynczego mięśnia lub grupy mięśni. Skurcze pojawiają się jako pojedynczy epizod lub w postaci serii, mogą być arytmiczne.

trąbki słuchowej prowadzi do szumów o charakterze nagłych trzasków. W przypadku nadmiernej szerokości trąbki słuchowej, w momencie głębokiego wdechu, powietrze wpadające do jamy bębenkowej daje wrażenie trzasku, który jest synchroniczny z oddechem. W zmianach zwyrodnieniowych stawu skroniowo – żuchwowego, w trakcie gryzienia i otwierania ust mogą się pojawić zgrzytania i trzaski, źle tolerowane przez chorego.

Obiektywne szумы uszne leczy się poprzez eliminację konkretnej jednostki chorobowej, która je wywołuje. Zarówno w szumach pochodzenia naczyniowego, jak i mechanicznego leczenie jest najczęściej chirurgiczne (usunięcie zmian nowotworowych, zamknięcie przetok, przecięcie mięśni śródusznych w przypadku mioklonii). Możliwe jest również w niektórych przypadkach leczenie farmakologiczne z zastosowaniem np. toksyn działających miorelaksacyjnie bądź też podawanie preparatów, które rozluźniają napięcie mięśniowe [147].

Przypadki obiektywnych szumów usznych w zasadzie nie kwalifikują się do stosowania maskerów czy terapii poprzez trening słuchowy. Oczywiście w przypadku braku możliwości prowadzenia leczenia przyczynowego możliwe jest ich zastosowanie jako formy terapii alternatywnej czy zastępczej zmierzającej do tego, aby obiektywny szum uszny stał się doznaniem jak najbardziej neutralnym dla pacjenta i jednocześnie jak najmniej uświadamianym. Może to prowadzić do zniwelowania negatywnych reakcji i asocjacji związanych z szumem usznym, ale nie likwiduje jego przyczyny.

3.1.2. Szумы subiektywne

Etiologia subiektywnych szumów usznych nie jest do końca poznana. Naukowcy zgadzają się, że są one percepcją fantomową sygnału neuronalnego, który powstaje na drodze nieakustycznej w wyniku nieprawidłowej aktywności nerwowej, która jest następnie interpretowana w ośrodkach nerwowych jako dźwięk. Znaczenia klinicznego nabierają one dopiero, gdy jednorazowo trwają ponad 5 minut. Przyjmuje się, że w ponad 80% związane są z uszkodzeniem ślimaka i w pierwszym rzędzie z degeneracją komórek rzęsatych zewnętrznych [8, 9, 46, 95, 107, 127].

Istnieje wiele przypuszczeń i hipotez tłumaczących możliwe przyczyny powstawania i generacji szumów usznych. Stanowią one bardzo częsty objaw chorób narządu słuchu oraz chorób o podłożu neurologicznym. Do schorzeń, które wywołują lub współistnieją z subiektywnymi szumami usznymi zalicza się:

- a) uszkodzenie ślimaka w przebiegu przewlekłych chorób układu krążenia i metabolicznych (miażdżyca, nadciśnienie tętnicze, cukrzyca), w niedokrwistości i zaburzeniach hormonalnych, niedoczynności tarczycy [22, 30, 147],
- b) chorobę Meniere’a [16, 22, 147],
- c) głuchota starcza [9, 16, 22],
- d) uszkodzenie ślimaka w wyniku długotrwałej ekspozycji na hałas (uraz akustyczny przewlekły) bądź krótkotrwałej ekspozycji na hałas o bardzo dużym poziomie ciśnienia dźwięku (uraz akustyczny ostry) [9, 16, 147],
- e) choroby związane z zaburzeniami wydzielania serotoniny, gdzie dodatkowym objawem jest nadwrażliwość słuchowa [9, 15],
- f) nowotwory, nerwiaki nerwu słuchowego, występujące najczęściej z jednostronnym szumem usznym [16, 19, 147],
- g) inne zmiany nowotworowe w obrębie czaszki,
- h) urazy narządu słuchu (wstrząśnienie błędnika, uderzenie w małżowinę uszną, barotrauma – uraz ciśnieniowy, choroba kesonowa, złamanie kości skroniowej, przetoka perlimfatyczna [9, 147, 175].

Wymienia się również inne czynniki mogące spowodować powstanie subiektywnych szumów usznych. Spośród czynników farmakologicznych zalicza się ototoksyczne działanie leków. Zalicza się do nich:

- a) antybiotyki z grupy aminoglikozydów I generacji (streptomycyna, neomycyna, kanamycyna) i II generacji (amikacyna, gentamycynę, tobramycyna, netylmycyna i sisomycyna) oraz antybiotyki polipeptydowe, czyli polimyksyny (polimyksyna B i kolistyna), bacytracyna, wankomycyna lub mupirocyna (Bactroban), jak również chloramfenikol;
- b) leki moczopędne, tzw. diuretyki pętlowe (furosemid, kwas etakrynowy, piretanid, bumetanid);
- c) niesteroidowe leki przeciwzapalne, czyli chinina (stosowana również jako środek smakowy), ibuprofen, indometacyna, naproksen, diclofenac, kwas acetylosalicylowy (aspiryna).

Niektóre substancje – nie będące lekami – również działają szkodliwie na narząd słuchu. Należą do nich: związki arsenu, sole rtęci i ołowiu, związki organiczne fosforu, związki siarki i czterowodoru węgla, tlenek węgla, benzol, nitrobenzol i anilina. Do

czynników ryzyka należą również palenie tytoniu, nadużywanie alkoholu, nadmierne spożycie kofeiny, choroby weneryczne, niedobór cynku, alergia [30, 22].

Do czynników o podłożu psychologicznym, mogących mieć wpływ na powstawanie szumów usznych, należy długo trwający stres i depresja. U osób z szumami usznymi istnieje wyraźnie większy odsetek osobowości neurotycznych i psychotycznych z objawami depresji, myślami obsesyjnymi [147] oraz osobowości zależno-uległej oraz narcystycznej [30].

W niniejszej rozprawie właśnie subiektywne szumy uszne będą głównym tematem zainteresowania i tylko osoby cierpiące na nie będą poddawane badaniom nad skutecznością terapii szumów usznych opartej na linearyzacji ultradźwiękowej. Przeprowadzana zaś diagnostyka badanych osób ma wykluczać przypadki stosowania terapii ultradźwiękami pacjentów cierpiących na obiektywne szumy uszne. Powinny one być bowiem w pierwszym rzędzie leczone przyczynowo.

3.2. Patogeneza szumów usznych z uwzględnieniem ich przyczyny i lokalizacji

Jak wynika z przeglądu literatury, przyczyn powstawania szumów usznych jest bardzo wiele. Żadna z hipotez tłumaczących nieprawidłową aktywność w obrębie układu nerwowego, będąca źródłem subiektywnego dźwięku nie została na tyle potwierdzona, aby mogła być podstawą do leczenia przyczynowego. Przyjmuje się, że nie ma jednego uniwersalnego, wspólnego dla wszystkich rodzajów szumu patomechanizmu jego powstawania [96]. Sugeruje to, iż tzw. generator szumu, czyli miejsce nieprawidłowej impulsacji nerwowej może powstawać na różnych odcinkach drogi słuchowej. Bartnik [15] wskazuje, że sam mechanizm patologicznej generacji oraz jego percepcję w korze słuchowej należy rozpatrywać osobno. Tłumaczy to tym, że dopiero pojawienie się patologicznej aktywności w drodze słuchowej wywołuje reakcję w postaci jego wykrycia, wzmocnienia, postrzegania, podtrzymania i ostatecznie percepcji odbieranej jako szum uszny, doprowadzając do reakcji emocjonalnej i obronnej na szum. Wysznuło teorię, że szum uszny jest efektem udziału i interakcji wszystkich pięter drogi słuchowej i różnych ośrodków w OUN, zaś za jego percepcję i związane z tym reakcje odpowiedzialne są ośrodki podkorowe, kora mózgu, układ limbiczny i autonomiczny układ nerwowy.

Wydaje się, że nie do przecenienia w postrzeganiu i percepcji szumu usznego jest mechanizm kompensacyjny. Niewielkie zaburzenia obwodowe narządu słuchu wyzwalają szereg nieprawidłowych procesów w centralnych drogach słuchowych. Układ słuchowy stara się wyrównać wszelkie defekty i zmniejszający się napływ informacji. Kompensuje to

poprzez zwiększenie wrażliwości ośrodków biorących udział w detekcji i percepcji dźwięku. W efekcie może to prowadzić do szumów usznych i nadwrażliwości słuchowej

Podczas uszkodzenia słuchu (według [45, 46]), gdy niedosłuch przekracza 25 dB, zmienia się tonotopowa organizacja kory słuchowej. Dzieje się to w taki sposób, że neurony, które odpowiadają za percepcję dźwięków z obszarów uszkodzonych przejmują percepcję neuronów sąsiednich. Efekt ten może powodować zarówno nadwrażliwość na dźwięk (z uwagi na nadreprezentację pewnych częstotliwości), jak również powodować percepcję faktycznie nieistniejących sygnałów (małe pobudzenie powoduje nieproporcjonalnie dużą odpowiedź neuronów).

Poniżej znajduje się skrócony opis teorii i hipotez wyjaśniających etiologię i patogenezę szumów usznych, najczęściej spotykanych w literaturze przedmiotu.

3.2.1. Ślimak jako generator szumów usznych

Przyjmuje się, że najczęściej szum generowany jest w ślimaku jako następstwo zmian patologicznych w uchu wewnętrznym [15, 46, 89]. Szum towarzyszy niemal zawsze odbiorczym niedosłuchom czuciowo-nerwowym, związanym np. z urazem akustycznym, głuchotą starczą (*presbycusis*), uszkodzeniem ototoksycznym czy chorobą Meniere’a.

Szum uszny współlistnieje często z odbiorczym niedosłuchem, który na audiogramie tonalnym występuje w sąsiedztwie częstotliwości szumu [72, 73]. Występujące przy tym zjawisko wyrównania głośności, które jest wynikiem utraty nieliniowości w mikromechanice ślimaka. Sugeruje to zatem udział komórek rzęsatych zewnętrznych w powstawaniu szumu, gdyż to one są podstawą ślimakowej nieliniowości [13].

Szum uszny może występować również wtedy, gdy uszkodzenie komórek słuchowych jest na tyle niewielkie, że nie jest uwidocznione jeszcze na audiogramie tonalnym [12].

Do najczęstszych podawanych przyczyn mających swoje umiejscowienie w ślimaku należą:

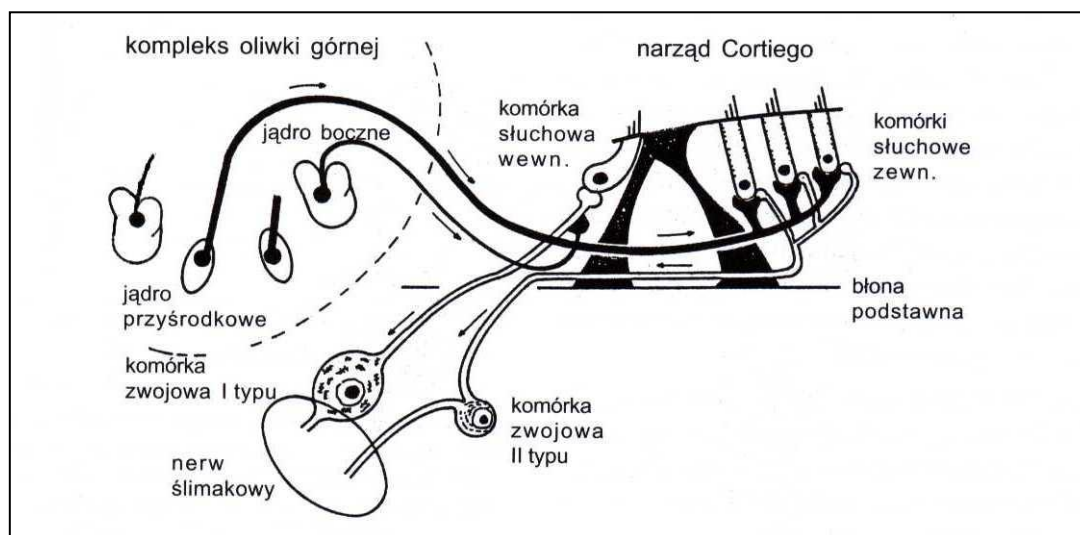
- **Zaburzenia motoryki KSZ**, w tym wzrost ruchliwości KSZ związany ze wzrostem amplitudy skurczów szybkich KSZ, wywołane ich częściowym uszkodzeniem. Wywołane w ten sposób vibracje są odbierane przez sąsiadujące KSW, wywołując nieprawidłową impulsację w drogach aferentnych rejestrowanych jako szum [7, 11].

- **Zaburzenia elektromotoryki ślimaka** w postaci niekontrolowanych ruchów szybkich KSZ powstałych na skutek zmian mikrofoników ślimaka, stanowiących zewnątrzkomórkowe pole elektryczne [6, 8, 10, 199].
- **Zmiany potencjału receptorowego komórek słuchowych** spowodowane zaburzeniami w obrębie kanałów jonowych – wzrostem przepuszczalności kanałów szczytowych, jak i blokadą bocznych, mogących doprowadzić do zaburzeń kontroli nad ruchami KSZ oraz nieprawidłowego uwolnienia neurotransmitera w KSW, a w konsekwencji do powstania szumów usznych [6, 7, 8, 11, 199].
- **Zaburzenia w funkcjonowaniu wtórnych przekaźników** (takich, jak: cykloza adenylanowa i fosfoinozytole) wpływają na osmotyczność płynów ucha wewnętrznego, a w rezultacie mogą być przyczyną szumów usznych [6, 31, 162].
- **Zaburzenia stężenia wapnia wewnątrz KSZ** upośledzają skurcze wolne KSZ i dodatkowo prowadzą do nieprawidłowości w uwalnianiu dośrodkowo neurotransmitera w KSW. Szum może być generowany na skutek zwiększonej transmisji na synapsie pomiędzy KSW a włóknami nerwu VIII.
- **Zaburzenia syntezy białek** (takich, jak: kalmoduliny, neurotransmiterów, białek kanałów jonowych) mogą prowadzić do zaburzeń metabolizmu komórki, które stają się źródłem szumu. Zaburzenia stężenia kwasu glutaminowego w przestrzeni zewnątrzkomórkowej może doprowadzać do depolaryzacji włókien aferentnych i impulsację nerwową w drogach słuchowych, subiektywnie odczuwaną jako szумы uszne. W j. angielskim przyjęto nazwę tych szumów usznych jako: *cochlear-synaptic tinnitus* [7, 11, 43].

3.2.2. Układ eferentny

W mikromechanice ślimaka występuje pętla sprzężenia zwrotnego układu aferentnego z eferentnym, przedstawia to rysunek 3.1. Układ aferentny przewodzi impulsy nerwowe ze ślimaka do ośrodkowego układu nerwowego (OUN). Po pobudzeniu włókien nerwu słuchowego dochodzi na drodze sprzężenia zwrotnego do aktywacji włókien układu eferentnego, hiperpolaryzacji komórek słuchowych zewnętrznych i hamowania odpowiedzi aferentnej. Uważa się, że układ eferentny oddziałuje hamująco na aktywność ślimaka, tj. zmniejsza jego odpowiedź na bodziec akustyczny [175]. Poprzez to spełnia funkcję ochronną

wobec komórek zmysłowych narządu Cortiego. Ten mechanizm działania został opisany w rozdziale 2.4. Dodatkowo przyjmuje się, że sprzężenie zwrotne pomiędzy błoną podstawną a komórkami słuchowymi zewnętrznymi, a także mechanizm kurczliwości komórek rzęsatych zewnętrznych są przyczyną zwrotnego generowania do przewodu słuchowego słabej fali dźwiękowej. Zjawisko to nosi nazwę otoemisji akustycznej.



Rysunek 3.1. Schemat unerwienia aferentnego i eferentnego narządu Cortiego [175]

Aktywność włókien aferentnych typu II, które odchodzą od komórek słuchowych zewnętrznych, niesie informacje o fali dźwiękowej wpadającej do narządu słuchu. Informacje te po przetworzeniu przez pień mózgu wpływają na aktywność układu eferentnego, który oddziałuje na funkcjonowanie komórek słuchowych zewnętrznych. Zatem zaburzenie czynności komórek zewnętrznych w określonym miejscu błony podstawnej powoduje pośrednio zmniejszenie aktywności włókien eferentnych. Ta zmniejszona aktywność układu eferentnego obniża hamowanie na włóknach aferentnych typu I, co w konsekwencji powinno spowodować nadaktywność funkcjonujących komórek słuchowych wewnętrznych. Takie przestrojenie ucha wewnętrznego i pozostałych odcinków drogi słuchowej oraz brak naturalnej selekcji bodźców może być przyczyną szumu usznego [7, 26, 28, 49, 183, 199].

3.2.3. Niezrównoważona aktywność włókien aferentnych typu I i II

Większość czynników uszkadzających ślimak doprowadza w pierwszym rzędzie do degeneracji komórek słuchowych zewnętrznych i do następnego niezrównoważonego (dysharmonicznego) zaburzenia układu aferentnego komórek rzęsatych zewnętrznych

i wewnętrznych [90, 95]. Wynika to z faktu, że w pewnych obszarach błony podstawnej mogą powstać uszkodzenia komórek zewnętrznych, gdy jednocześnie odpowiadające im komórki wewnętrzne są zdrowe. W tych obszarach może dochodzić do zapadnięcia błony nakrywkowej, spowodowanego dysfunkcją komórek zewnętrznych. W konsekwencji prowadzi to do zmniejszenia odległości pomiędzy rzęskami wciąż funkcjonujących komórek zewnętrznych a błoną nakrywkową. Ostatecznie może to prowadzić do pobudzania komórek wewnętrznych i wywoływać nieprawidłową aktywność we włóknach aferentnych, powodując w efekcie szum uszny [4, 6, 25, 86, 100, 107].

Fakt, że szum uszny występuje również u pacjentów, którzy nie mają widocznej utraty słuchu nie wyklucza przypadków pacjentów ze znaczną utratą, którzy z kolei nie mają tych dolegliwości. Trzeba pamiętać, że audiogram tonalny jest odbiciem głównie czynności komórek rzęsatych wewnętrznych oraz że rozproszone uszkodzenie komórek zewnętrznych aż do 30% całkowitej ich liczby nie ma znaczącego wpływu na próg słyszenia [15]. Stan komórek zewnętrznych określa się za pomocą otoemisji wywołanej i otoemisji produktów zniekształceń. W sytuacji, gdy pacjent ma symetryczne uszkodzenie zarówno komórek zewnętrznych, jak i wewnętrznych, szum uszny może nie wystąpić. Z kolei pacjent z identycznym audiogramem może mieć szumy uszne, gdy występuje asymetria w uszkodzeniu tych układów, a co za tym idzie prowadzi to do nie zrównoważonej aktywności włókien aferentnych typu I i II.

3.2.4. Teoria kontroli bramkowej

Teoria kontroli bramkowej Tonndorfa [179] zakłada wspólne działanie dwóch rodzajów włókien aferentnych (doprowadzających) przy wytwarzaniu subiektywnych odczuć. Bodziec z jednego z układów „zamyka” bodziec drugiego na neuronach przekąźnikowych w pniu mózgu i rdzeniu kręgowym, a następnie reguluje przekazywanie informacji w kierunku wyższych poziomów OUN [15]. W przypadku, gdy jeden z rodzajów komórek rzęsatych zewnętrznych lub wewnętrznych jest uszkodzony, wówczas równowaga bodźca z włókien aferentnych tych komórek w stosunku do bramki jest jednostronnie przesunięta. W związku z tym uszkodzenie komórek zewnętrznych mogłoby otworzyć bramkę dla bodźców z komórek wewnętrznych i w ten sposób wywołać wrażenie szumu usznego. Możliwe również, że wpływ na równowagę w tych dwóch układach ma układ eferentny. Wówczas byłaby to analogia do układów kontroli bólu (cyt. za [15]).

3.2.5. Współzależna aktywność spontaniczna w nerwie słuchowym

Jedną z teorii powstawania szumów usznych wiąże ich obecność ze spontaniczną aktywnością nerwową, ze zwiększoną częstością wyładowań we włóknach nerwowych. Niektóre z przeprowadzonych badań na zwierzętach zaprzeczają temu. Po poddaniu ich ekspozycji na duży hałas czy podaniu dużych dawek leków ototoksycznych zauważono zmniejszenie aktywności spontanicznej we włóknach nerwu słuchowego (podane za [15]). Stąd przypuszcza się, że wrażenie szumu najprawdopodobniej jest związane z przebiegiem czasowym wyładowań w nerwie słuchowym, a nie z ilością wyładowań [6, 46, 125].

Włókna nerwu słuchowego są aktywne nawet wtedy, gdy do ucha nie dociera żaden dźwięk. Jest to tzw. aktywność spontaniczna. Wówczas wyładowania w poszczególnych włóknach nie są zsynchronizowane, mają charakter przypadkowy. W normalnych warunkach wraz ze wzrostem natężenia dźwięku wzrasta synchronizacja aktywności we włóknach nerwowych. Okazuje się jednak, że przy pobudzaniu dźwiękiem synchronizacja poszczególnych włókien nigdy nie jest całkowita. Od stopnia tej synchronizacji zależy jednak czy dany bodziec jest odbierany jako dźwięk, czy też nie. W związku z tym procesy patologiczne, które doprowadzają do synchronizacji aktywności nerwowej, pomimo braku pobudzania dźwiękiem z zewnątrz, mogą powodować odczucie szumu usznego. Według Mollera [125] czynnikami takimi mogą być uszkodzenia mechaniczne (np. operacyjne), które przy uszkodzeniu osłonki mielinowej nerwu i utracie jego izolacyjności mogą doprowadzić do wymiany impulsacji nerwowej pomiędzy włóknami. Do innych czynników zalicza on uciski nerwu przez guz czy pulsację pętli tętniczej na nerwie, itp.

3.2.6. Wpływ układu pozawstęgowego

Układ pozawstęgowy jest to niespecyficzna część drogi słuchowej, która oddziela się od klasycznej drogi słuchowej na poziomie wzgórków dolnych blaszki czworaczej położonych w śródmózgowiu. Jej dośrodkowe neurony są zakończone głównie w obszarze kory skojarzeniowej, podczas gdy wstęga boczna, prowadząca włókna pochodzące z komórek drugiego i trzeciego neuronu, biegnie do kory słuchowej [147]. Próba powiązania szumów usznych z układem pozawstęgowym bierze się stąd, że w zapisie potencjałów wywołanych z pnia mózgu nie obserwuje się zmian nawet w przypadku uciążliwych szumów usznych [15, 125].

3.2.7. Model deaferentacji w mechanizmie powstawania szumów usznych

Deaferentacja, czyli odcięcie dopływu bodźców ze ślimaka do OUN, powoduje duże zmiany w obrębie obszarów reprezentacji słuchowej, gdzie odbierane są impulsy nerwowe odpowiedzialne za kodowanie częstotliwości i natężenia dźwięku na poziomie wzgórków dolnych i w obrębie kory słuchowej w obszarach graniczących ze strefą uszkodzeń [15, 124, 179]. Wykazano to w badaniach przeprowadzonych na zwierzętach z uszkodzonym słuchem w wyniku urazu akustycznego, gdzie uzyskano podwyższoną wrażliwość jąder ślimakowych i wzgórków dolnych na stymulację elektryczną [62].

Przy braku pobudzania i dopływu informacji układy hamujące wyłączają się, natomiast przewagę uzyskują układy pobudzające, doprowadzając do zwiększonej aktywności centralnych ośrodków słuchowych. W wyniku takiego uwrażliwienia neurony reagują na niskopoziomowe bodźce, które wcześniej były zbyt słabe do ich pobudzenia [15]. Bodźce takie pochodzą najczęściej z obszarów w ślimaku graniczących z uszkodzeniem. Z powodu przemapowania obszarów w OUN następuje powiększenie obszaru kory słuchowej, który odpowiada rozszerzonej reprezentacji ślimakowej dla częstotliwości przylegających z uszkodzeniem.

3.2.8. Wpływ układu współczulnego

Wielu pacjentów podaje, że zmęczenie, stres, lęk czyli stany związane z aktywnością układu współczulnego, potęgują bądź wzmacniają odczuwanie szumów usznych. W pracach opisujących możliwość powstawania szumów usznych zwraca się uwagę na znaczne unerwienie współczulne ślimaka. Końcowe włókna nerwów współczulnych są ściśle powiązane z włóknami doprowadzającymi ślimaka. Włókna współczulne mogą więc pobudzać włókna nerwu ślimakowego możliwe jest zatem, że toniczna aktywność włókien współczulnych może wywoływać wrażenia słuchowe bez pobudzania akustycznego z zewnątrz [124, 150].

3.2.9. Szumy uszne jako analogia działania układów kwantyzacji

Jak przedstawiono wcześniej w rodz. 3.2.1. do 3.2.8, spośród różnych teorii i hipotez powstawania szumów usznych, wiele z nich jest wyjaśniana w oparciu o różnego rodzaju patologie w obrębie ucha wewnętrznego, jak i wyższych pięter drogi słuchowej. Spośród

najczęściej wymienianych podaje się zaburzenia motoryki, elektromechaniki i procesów biochemicznych zachodzących w komórkach słuchowych czy też niejednorodną (dysharmoniczną) degeneracją komórek słuchowych zewnętrznych w stosunku do komórek wewnętrznych. W przypadku ostatniej dochodzi do uszkodzenia komórek rzęsatych zewnętrznych przy jednoczesnym prawidłowym funkcjonowaniu komórek wewnętrznych.

Tego typu uszkodzenie jest dosyć powszechne, gdyż jak wiadomo w pierwszym rzędzie najczęściej dochodzi do degeneracji komórek zewnętrznych [9]. W obrazie audiologicznym jest to uwidocznione poprzez podwyższenie progu słyszenia (dźwięków cichych) przy jednoczesnym dobrze zachowanym słyszeniu dźwięków głośniejszych i progu dyskomfortu na poziomie normalnym lub nawet obniżonym, co może sugerować nadwrażliwość słuchową. W tej sytuacji aktywacja neuronów ma miejsce dla sygnałów o wyższym poziomie, zatem pojawia się układ progowy o podwyższonym progu zadziałania.

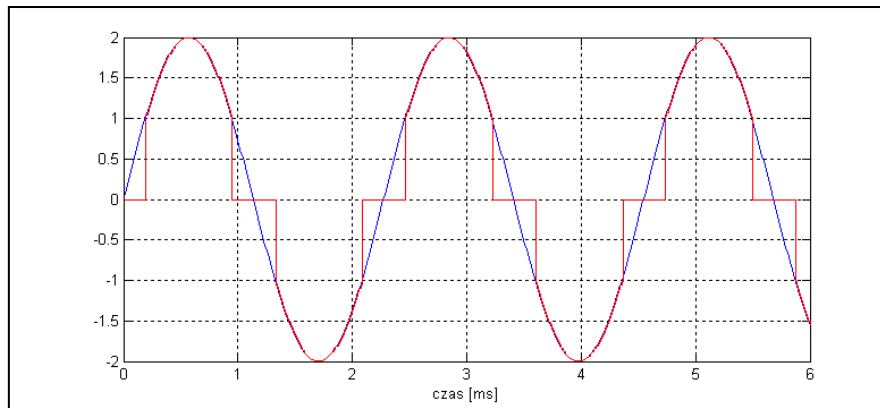
Niedosłuch tego typu charakteryzuje się dodatnim objawem wyrównania głośności i kwalifikowany jest do niedosłuchów odbiorczych ślimakowych (zmysłowo – czuciowych). W badaniu audiometrycznym otrzymuje się wówczas krzywą progową podwyższoną w stosunku do normalnej. Różnica pomiędzy normalnym słyszeniem (zerem audiometrycznym) a progiem słyszenia wyznacza obszar dźwięków, które mimo, że mogą występować, nie są odbierane przez pacjenta. W korze mózgowej istnieją przy tym wzorce słuchowe, które wykształciły się zanim jeszcze doszło do niedosłuchu i podwyższenia progu słyszenia na skutek przebytej choroby. Zgodnie z tą hipotezą zakłada się, że taka sytuacja może prowadzić do samorzutnej percepcji szumu usznego, który powstaje na zasadzie zjawiska bólu fantomowego. Polega to na tym, że w momencie, gdy podwyższona zostaje krzywa progowa ucha wewnętrznego, krzywa progowa kory mózgowej może pozostać prawidłowa. Wówczas różnica pomiędzy obiema krzywymi wyznacza obszar martwej strefy, w którym występuje zjawisko podobne do bólu fantomowego lub, inaczej ujmując, fantomowe postrzeganie dźwięku, którego źródłem są uprzednio wykształcone i zapamiętane w korze mózgowej wzorce dźwiękowe.

Czyżewski i współautorzy [39] interpretują to jako wtrącenie dodatkowego mechanizmu kwantyzacji progowej słabych bodźców akustycznych, co jest powodowane podniesieniem progu aktywacji komórek nerwowych. Zatem różnica pomiędzy progiem słyszenia i normalnym słyszeniem jest interpretowana jako próg kwantyzacji. Istniejące w audiologii teorie, mające na celu wyjaśnienie tego zjawiska, nie uwzględniają bezpośrednio mechanizmów kwantyzacji sygnału, która ma miejsce w związku z istnieniem charakterystyki progowej w układzie transmisyjnym. W pracach na ten temat [36, 38, 39] słuch człowieka jest

modelowany za pomocą układu składającego się z kanału „telekomunikacyjnego” w postaci ucha i nerwu słuchowego oraz z odbiornika, którym jest kora słuchowa. W kanale takim występuje szereg zjawisk, spośród których można wyróżnić filtrację, wystąpienie zakłócenia oraz kwantyzację. Ta ostatnia może wpływać na mechanizmy odpowiedzialne za powstawanie szumów usznych podobnie, jak ma to miejsce w przypadku cyfrowego toru transmisyjnego. W dziedzinie cyfrowego przetwarzania sygnałów wypracowano technikę ultradźwiękowej linearyzacji (*ditheringu*), polegającą na dodawaniu do sygnału użytecznego niewielkich porcji szumu, który zatrzymuje proces generacji szumu kwantyzacji [118]. W tym kontekście można zauważyć, że w audiologii, w terapii szumów usznych również wykorzystuje się dźwięki i szумы o niskim poziomie. Wykorzystuje się do tego m.in. generatory szumu, zwane też maskerami. Ich zadaniem jest zmniejszanie percepcji i odczuwania szumów usznych. Powszechnie znana skuteczność tego rodzaju technik, zarówno terapii zarówno szumów usznych, jak i szumów kwantyzacji powstających samorzutnie w torze cyfrowym, wskazuje na zasadność interpretacji szumów usznych jako bezpośredniej konsekwencji kwantowania słabych sygnałów fonicznych w układach progowych [39].

Zakładając, że u osoby cierpiącej na szумы uszne występuje pewien mechanizm wprowadzający dodatkową kwantyzację, to wpływa ona na percepcję dźwięku, doprowadzając do jego zniekształcenia w dziedzinie częstotliwości. Jeżeli poziom tonu jest zbliżony do wielkości ubytku słuchu dla częstotliwości tego tonu, to postrzegany dźwięk nie będzie miał charakteru monochromatycznego, natomiast pojawią się w jego widmie kolejne jego harmoniczne. W myśl teorii bólu fantomowego, składowe te zostaną usłyszane – wystąpi percepcja szumu usznego – jeśli ich poziom znajdzie się powyżej krzywej progowej słuchu interpretowanej jako charakterystyka odbiornika czyli kory słuchowej. Wyjaśnia to analiza przytoczona poniżej [104]. W analizie tej został wykorzystany ton o częstotliwości 440 Hz. Na rysunkach poniżej został przedstawiony przykład takiego przypadku. W pierwszej kolejności na rys. 3.2 zaprezentowany został przebieg czasowy tonu przed i po kwantyzacji.

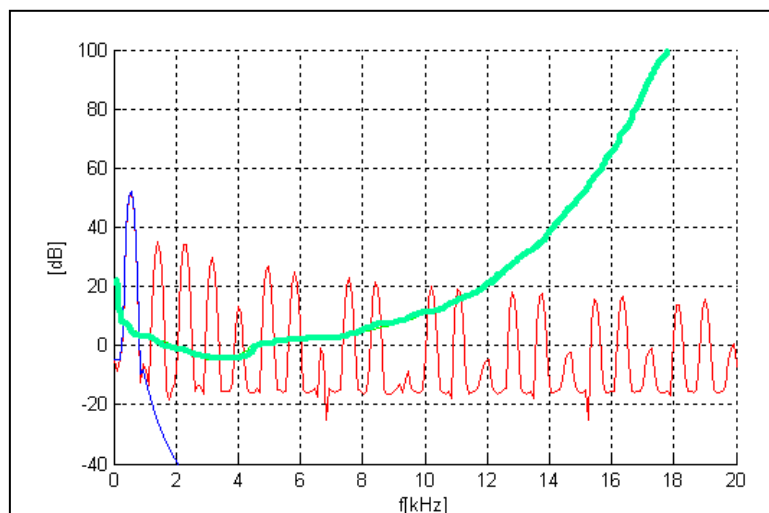
Jak widać na rys. 3.2, sygnał poddany zgrubej kwantyzacji zostaje zniekształcony, co wynika z istnienia podwyższonego progu słyszenia interpretowanego w powyższej analizie jako próg kwantyzacji. Jeżeli poziom sygnału nie przekracza progu słyszenia (martwej strefy), wówczas na wyjściu kwantyzera ma wartość równą zero. W przypadku, gdy przekracza próg martwej strefy, na wyjściu kwantyzera otrzymuje się prawidłową wartość sygnału. Okazuje się jednak, że w ten sposób kwantowany sygnał jest bardzo zniekształcony w dziedzinie częstotliwości.



Rysunek 3.2. Zgrubna kwantyzacja sygnału o częstotliwości 440 Hz [104].
 Oznaczenia: linia niebieska – sygnał poddany kwantyzacji
 linia czerwona – sygnał po zgrubej kwantyzacji

Na rys. 3.3 przedstawiono widmo zniekształconego w ten sposób sygnału na tle absolutnego progu słyszenia. Łatwo zauważyć, że zniekształcenia przebiegu czasowego przekładają się na pojawienie się w widmie sygnału wyższych składowych, *de facto* zniekształceń, które nie występują w prezentowanym, pierwotnym sygnale. Rysunek 3.3 przedstawia sytuację, w której wielkość ubytku słuchu dla 440 Hz jest rzędu 40 dB, a prezentowany sygnał ma poziom tak dobrany, by znajdował się na granicy słyszenia.

Widać, że może dojść do sytuacji, gdy zniekształcenia powstałe na skutek istnienia charakterystyki progowej mogą znajdować się powyżej krzywej określającej absolutny próg słyszenia (powyżej charakterystyki odbiornika – kory słuchowej) i na mocy teorii bólu fantomowego, zostaną usłyszane [39, 104].



Rysunek 3.3. Widmo zniekształconego sygnału 440 Hz (kolor czerwony) na tle absolutnego progu słyszenia (kolor zielony) oraz prezentowanego sygnału (kolor niebieski).

Teoria bólu fantomowego narzuca w tej sytuacji następującą interpretację: o ile może dojść do zmiany krzywej charakteryzującej ucho, o tyle krzywa progowa kory mózgowej może zostać prawidłowa. Wówczas różnica pomiędzy obiema krzywymi określa obszar, w którym może dochodzić do fantomowego postrzegania dźwięku, tak jak ma to miejsce w przypadku bólu fantomowego [39, 104].

Właściwości kory mózgowej mogą oczywiście się zmieniać, a co za tym idzie może zmieniać się kształt martwej strefy. Potwierdzają to np. badania, które pokazują, że długotrwały ubytek słuchu powoduje zmiany w tonotopowej organizacji kory słuchowej [47, 48]. Możliwe jest zatem, że zmiany zachodzące w korze słuchowej osoby niedosłyszającej (teoria nadreprezentacji) mogą być wynikiem percepcji nienaturalnie zniekształconego częstotliwościowo sygnału.

W powyższej analizie do wyznaczenia absolutnego progu słyszenia posłużono się zależnością zaproponowaną przez Terhardta (wzór 3.1) [177, 178], która opisuje przebieg prawidłowego (absolutnego) progu słyszenia w funkcji częstotliwości. Na tej podstawie przyjęto założenie, że w ten sposób wyznaczony próg opisuje z pewnym przybliżeniem charakterystykę odbiornika, czyli kory słuchowej. W sytuacji wystąpienia niedosłuchu związanego z uszkodzeniem ucha wewnętrznego (ślimaka) dojdzie do sytuacji, gdzie krzywa opisująca poziom słyszenia ucha będzie inna od krzywej słyszenia kory mózgowej.

$$LTq = 3,64 \cdot \left(\frac{f}{1000}\right)^{-0,8} - 6,5e^{-0,6 \cdot \left(\frac{f}{1000} - 3,3\right)^2} + 10^{-3} \cdot \left(\frac{f}{1000}\right)^4 \text{ [dB]} \quad (3.1)$$

gdzie:

LTq – poziom progu słyszenia [dB],

f – częstotliwość [Hz].

Niektórzy badacze wskazują, że wyznaczony w ten sposób absolutny próg słyszenia jest zawyżony w zakresie niskich częstotliwości poniżej 20 Hz [54]. W analizie tej ta niedokładność jest do pominięcia, gdyż fakt ten może jedynie jeszcze bardziej uprawdopodobniać percepcję zniekształceń sygnału około progowego powstałych na skutek niedosłuchu. Jest to tym bardziej mało istotne w przedstawionej analizie, gdyż subiektywny szum uszny występuje zazwyczaj w zakresie wysokich częstotliwości.

3.3. Diagnostyka szumów usznych

Zadaniem diagnostyki szumu usznego jest określenie jego rodzaju, tj.: czy jest to szum subiektywny, czy obiektywny oraz wykluczenie ewentualnego tła organicznego (zwłaszcza w obrębie OUN), które może być podstawą do leczenia przyczynowego. Mimo, że szum uszny nie jest chorobą, może być jej objawem i czasami współistnieje z chorobami różnych narządów, w niektórych przypadkach jako jedyny objaw choroby zagrażającej zdrowiu i życiu [7, 64, 69]. Przyczyny te zostały opisane w rozdziale 3.1.1.

W praktyce klinicznej standardowy proces diagnostyczny składa się z szeregu badań, które są dobierane w zależności od konkretnego przypadku i można w nim wyróżnić [6, 7]:

- Wywiad z pacjentem;
- Badanie laryngologiczne;
- Diagnostyka otoneurologiczna;
- Diagnostyka obrazowa, np. TK, MRI, RTG, USG;
- Badania audiologiczne, takie jak:
 - Audiometria tonalna progowa, audiometria mowy, audiometria impedancyjna;
 - Słuchowe potencjały wywołane z pnia mózgu;
 - Emisje otoakustyczne;
 - Ocena parametrów psychoakustycznych szumów usznych.

Ostatnia z nich, czyli ocena parametrów szumów usznych jest przedmiotem szerszego opracowania w następnym podrozdziale.

3.3.1. Pomiary psychoakustyczne szumów usznych

Ocena parametrów psychoakustycznych szumu usznego powinna być jedną z części terapii szumów usznych w celu uzyskania odpowiednich informacji diagnostycznych, wyboru metody leczenia oraz ilościowego udokumentowania efektów leczenia. Z uwagi na ograniczoną wartość diagnostyczną kliniczna istotność tych pomiarów zależy od formy użytego leczenia lub terapii. W przypadku stosowania terapii z użyciem dźwięków maskujących kluczowe jest, jak wskazują badacze [78, 163], zmierzenie i udokumentowanie wpływu bodźców maskujących na percepcję szumów usznych. Do tego celu pomocne jest zmierzenie minimalnego poziomu maskowania MML (ang. *Minimum Masking Level*).

Pozostałe parametry takie, jak: określenie poziomu głośności i wysokości szumu usznego (ang. *loudness and pitch matching*) oraz inhibicji residualnej (ang. *Residual Inhibition*) mogą być pomocne w klasyfikacji subiektywnych szumów usznych [129]. Również Jastreboff [91, 92, 95] uważa, iż pomiary parametrów psychoakustycznych szumu usznego są generalnie ważne w celu indywidualnych konsultacji pacjentów objętych terapią TRT (ang. *Tinnitus Retraining Therapy*). Tyler i in. [186] podkreślają zaś, że pomiar parametrów szumów usznych jest uzasadniony wtedy, jeżeli znajduje zastosowanie w planie leczenia. Jednocześnie Jastreboff i wsp. [91, 92, 95] zwracają uwagę, że parametry te nie są powiązane z subiektywną intensywnością odczuwania lub nasilenia szumu usznego. Pokazują zmiany, które są związane ze zmniejszaniem percepcji szumów usznych i pomagają w momencie konsultacji z pacjentem. Pomiary psychoakustyczne są również cenne w ocenianiu i weryfikacji subiektywnych raportów pacjentów dotyczących stanu odczuwanego przez nich szumów usznych.

Jedne z pierwszych doniesień literaturowych o potrzebie oceny psychoakustycznej szumu usznego pochodzą z roku 1903 [167]. Jednak dopiero skonstruowanie odpowiedniego sprzętu elektroakustycznego sprawiło, że możliwe stało się dopasowywanie tonów czy szumów do poziomu i wysokości szumów usznych [98, 99, 197]. Kolejną metodę pomiarów szumu usznego stworzył Fowler. Opisał on najpierw metodę mierzenia objawu wyrównania głośności (ang. *loudness recruitment*), która polega na wyrównywaniu poziomu dźwięku między dwoma uszami, tak by uzyskać to samo wrażenie głośności nazwane ABLB (ang. *Alternating Binaural Loudness Balance*) [55, 59]. Następnie wykorzystał technikę ABLB jako test służący do wyrównania poziomu głośności szumu usznego na jednym uchu z poziomem tonu podawanego do przeciwnego ucha [60]. Poziom porównywanego tonu, wyrażony w dB SL, jest wskaźnikiem poziomu głośności szumu usznego doświadczanego przez pacjenta. Fowler [57] uważał za istotne uzyskanie tonu odpowiadającemu szumom usznym właśnie na przeciwległym uchu. Należy w tym miejscu zwrócić uwagę, że praktycznie jest to możliwe jedynie wtedy, gdy szum uszny jest słyszany przez pacjenta tylko z jednej strony. Kolejną obserwacją, której dokonał Fowler [56, 58] było to, że nawet pacjenci zgłaszający własne szumy uszne jako bardzo głośne, zazwyczaj określają głośność prezentowanego tonu na poziomie zaledwie 5-10 dB SL. W wielu badaniach i publikacjach w późniejszym czasie stosowano podstawową technikę Fowlera lub jej modyfikacje [68, 74, 105, 137, 138, 139, 149, 151, 182, 184, 187, 188].

Próby określenia kryteriów oceny szumów usznych podjęły *Ciba Foundation* w Londynie w 1981 roku [50] oraz *National Academy of Sciences* w 1982 roku [123]. Na ich

podstawie powstały zalecenia rekomendujące zestaw testów klinicznych określających szum uszny tj.: głośność (ang. *loudness-matching*), wysokość (ang. *pitch-matching*), maskowalność (ang. *tinnitus maskability*), i inhibicję residualną (ang. *residual inhibition*) szumu usznego. Szczegóły i zasady ich wykonania zostały opracowane przez Vernona i Meikle [190] i zawierają one trzy następujące po sobie oddzielne procedury, które składają się z testu progowego oraz określenia głośności i wysokości szumów usznych. Jak podaje Henry i in. [84], procedury te nie przyjęły się w tamtym czasie jako normy kliniczne w ocenie szumów usznych, głównie ze względu na wymóg posiadania specjalistycznego sprzętu diagnostycznego.

Henry [76, 77] opisuje w swoich opracowaniach metodę określania głośności i wysokości szumów usznych, która może być przeprowadzona za pomocą audiometru klinicznego. Przebieg takiego badania jest następujący: po uzyskaniu audiogramu wykonanego z użyciem tonów czystych, badający skupia się na uzyskaniu jak najlepszego dopasowania tonów do wysokości i głośności. Tępy podaje się początkowo z poziomem 10-20 dB SL w zakresie, gdzie próg słyszenia jest prawidłowy, natomiast w zakresie, w którym występuje niedosłuch - z poziomem 5-10 dB SL. Podawane w ten sposób poziomy głośności tonu będą się zmieniać w zależności od stopnia ubytku słuchu oraz od indywidualnej percepcji odczuwanego głośności tonu w relacji do głośności szumów usznych.

Pierwsze oszacowanie wysokości szumu usznego powinno być wykonywane dla częstotliwości oktaowych, a test powinien być rozpoczęty od częstotliwości 1000 Hz. Pacjent jest pytany: „czy wysokość jego szumów usznych jest wyższa lub niższa od wysokości tonu”. Ten prosty sposób przedstawiania różnic pomaga pacjentowi zrozumieć jego zadanie. Po zaprezentowaniu pierwszego tonu o częstotliwości 1000 Hz, badający powinien ustawić ton do poziomu zbliżonego do głośności szumów usznych odczuwanego przez pacjenta, pytając go: „czy głośność tonu jest w przybliżeniu taka sama, jak Pani/Pana szumy uszne?”. Następnie, gdy głośność szumów usznych została już ustalona, pacjent jest pytany: „czy wysokość jego szumów usznych jest wyższa lub niższa od wysokości tonu”. Jeżeli pacjent odpowie: „wyższa”, to kolejny z prezentowanych tonów ma wysokość 2000 Hz. Wówczas badający ponownie stara się ustalić głośność szumów usznych oraz to czy jest on wyższy lub niższy od prezentowanego tonu. Dla większości pacjentów ton o częstotliwości 1000Hz będzie niższy od postrzeganego szumów usznych. Procedura jest wykonywana w ten sposób tak długo, aż wysokość szumów usznych jest zawężona do jednej oktawy. Wtedy sprawdza się w taki sam sposób głośność i wysokość szumów usznych dla częstotliwości międzyoktaowych. Wysokość szumów usznych jest zatem określana najczęściej

z dokładnością do półoktawy. Jest to oczywiście zależne od możliwości zastosowanego audiometru.

Pacjenci często mają trudności w określeniu wysokości słyszanych szumów usznych w stosunku do częstotliwości podawanego tonu [68, 193]. Ponieważ ich zadaniem jest przyporządkowanie tonu, tak aby był on najbliższy słyszanym szumom usznym, dlatego dla ułatwienia podaje się dla porównania tony o jedna oktawę niżej i wyżej. Końcowe ustalenie głośności szumów usznych powinno się odbyć przy prezentacji tonu, tak by poziomem był on jak najbardziej zbliżony do odczuwanych szumów usznych. Dlatego też powinno się - zgodnie z procedurą opisaną przez Vernona i Meikle [190] - użyć najmniejszej dostępnej rozdzielczości decybelowej audiometru. Modyfikację opisywanej powyżej metody pomiarowej proponuje Schwartz [164]. Różnica polega na odwróceniu kolejności wykonywanych czynności. Mianowicie, najpierw ustalana jest najbardziej zbliżona wysokość prezentowanego dźwięku, a dopiero w następnej kolejności ustalana jest jego głośność.

Zgodnie z opisem Henry'ego [76] kolejnym krokiem po uzyskaniu wysokości i głośności szumu usznego jest ustalenie jego charakteru, mianowicie czy brzmi on jak ton, czy raczej jak szum. Jak wskazuje Henry i inni badacze [119, 120], większość pacjentów zgłasza brzmienie szumów usznych jako tonalne. Choć wielu pacjentów potrafi dopasować swój szum uszny do tonu podawanego z audiometru, nie jest on jednak zazwyczaj identyczny z ich własnymi szumami usznymi. Wynika to z tego, że audiometry są w stanie wygenerować tylko ograniczone rodzaje dźwięków takie, jak np.: tony proste, szумы wąskopasmowe i szerokopasmowe. Jeżeli zgłaszane przez pacjenta szумы uszne mają charakter szumowy, wówczas, używając audiometru zaprezentowany, powinien zostać szum wąskopasmowy o częstotliwości środkowej równej wysokości szumów usznych uzyskanej wcześniej za pomocą tonów czystych. Pacjent jest pytany: „czy prezentowany szum jest bardziej podobny do jego szumów usznych niż poprzedni ton?”. Jeżeli pacjent zgłasza, że ton był bardziej podobny niż szum, wtedy wynik uzyskany za pomocą tonu jest wynikiem ostatecznym i nie ma konieczności wykonywania kolejnych badań szumem dla pozostałych częstotliwości oktaowych. Jeżeli jednak szum jest bliższy *tinnitusowi*, wówczas należy sprawdzić, jaki rodzaj szumu jest najlepiej dopasowany. W tym celu prezentuje się szum szerokopasmowy (szum mowy lub biały szum) naprzemiennie z szumem wąskopasmowym. W ten sposób dla osiągnięcia jak najwierniejszego określenia szumów usznych pacjent ma do wyboru przynajmniej trzy opcje stymulacji: ton, szum wąsko- i szerokopasmowy. Poziom jest dobierany ponownie dla wybranego przez pacjenta rodzaju szumu w jak najmniejszych

krokach (np. 1-decybelowych) dla ustalenia jak najlepszego dopasowania do szumów usznych.

Z uwagi na ograniczenia wynikające z możliwości audiometrów określenie parametrów szumu usznego jest dość czasochłonne i nie zawsze daje zadowalające wyniki w postaci dopasowania do szumów usznych rzeczywiście odbieranego przez pacjenta. Dodatkowym czynnikiem utrudniającym jest konieczność uzyskiwania odpowiedzi, które wymagają od pacjenta subiektywnego zrównoważenia własnego szumu do dźwięku generowanego z audiometru klinicznego. Wykonujący pomiar uzależnia zmiany parametry prezentowanych sygnałów od informacji zwrotnych pacjenta. Konieczne jest zatem nawiązanie dobrego kontaktu z nim.

W przypadku posiadania urządzenia umożliwiającego płynną regulację szerokości pasma prezentowanego szumu, Henry [76, 77] sugeruje, aby prezentację szumu rozpocząć od najwęższego pasma dla częstotliwości odpowiadającej wysokości szumów usznych uzyskanego czystym tonem. Jeżeli podobieństwo szumu będzie większe niż tonu, zaleca stopniowe rozszerzanie jego pasma do momentu uzyskania najlepszego dopasowania.

Parametrem psychoakustycznym, który również może być użyteczny w ocenie przebiegu terapii szumów usznych jest pomiar minimalnego progu maskowania MML (ang. *Minimum Masking Level*). Oznacza on taki minimalny poziom szumu szerokopasmowego, przy którym indywidualne szумы uszne pacjenta są niesłyszalne. MML jest zwyczajowo stosowaną metodą pomiaru wykonywanego w wielu klinikach zajmujących się problematyką szumów usznych. Metoda ta jest oceniana jako pomiar, który koreluje z efektywnością leczenia [7, 87]. Oznacza to, że w przypadku, gdy pacjenci wskazują na poprawę, tzn. zmniejszenie percepcji szumów usznych, wtedy obserwuje się też spadek MML. Ważne jest to, że MML nie jest postrzegany jako generalny wskaźnik dostarczający informacji o efektywności terapii. Ma on zastosowanie jedynie wtedy, gdy do terapii używane są dźwięki maskujące szумы uszne. Zgodnie z obserwacjami [195, 196] - właśnie przy stosowaniu tego rodzaju terapii - decybelowa różnica pomiędzy MML a poziomem głośności szumów usznych wskazuje na efektywność terapii. W sytuacji, gdy MML jest mniejszy od głośności szumów usznych, wtedy prawdopodobnie terapia dźwiękami maskującymi może dostarczyć pozytywnych korzyści. Natomiast, gdy MML jest wyższy od głośności szumów usznych, wtedy korzyści z tego typu terapii są mniej prawdopodobne.

Henry [76] podaje, że testy kliniczne MML mogą być przeprowadzane przy użyciu zarówno stymulacji jedno- lub obuusznej. Często jednak pacjentowi trudności przysparza

stymulacja jednostronna. Dlatego rekomenduje on w rutynowych testach stosować stymulację obustronną. Dla większości pacjentów maskowanie szumów usznych następuje w zakresie do 10 dB SL [77]. Do ustalenia MML wykorzystywany jest szum szerokopasmowy i prógi słyszenia pacjenta. Szum ustawiany jest na poziomie progu słyszenia jednego ucha, a następnie na poziomie progu drugiego ucha. Po ustaleniu poziomu szumu na obu uszach jest on zwiększaniu w kroku co 1 dB do momentu, gdy pacjent zgłosi, że *tinnitus* jest niesłyszalny. Jeżeli w trakcie testu pacjent wskaże, że *tinnitus* stał się niesłyszalny tylko na jednym uchu, wówczas szum jest zwiększany kontrlateralnie do momentu, aż jest on całkowicie niesłyszalny.

Ocenę psychoakustyczną szumów usznych można poszerzyć. W przypadku badania, mającego określić stopień nadwrażliwości słuchowej, dokonuje się pomiaru poziomu dyskomfortowego słyszenia LDL (ang. *Loudness Discomfort Level*) lub progu dyskomfortu UCL (ang. *Uncomfortable Level*) dla mowy żywej i dla tonów. Jeżeli pacjent odczuwa różne szумы uszne jednocześnie, powinno się dokonać pomiaru charakterystyki szumu najbardziej uciążliwego MTT (ang. *Most Troublesome Tinnitus*) [7].

W terapiach, w których stosowana jest stymulacja dźwiękowa, np. szumem, można mierzyć parametr zwany inhibicją residualną. Określa ona chwilowe zmniejszenie lub całkowitą eliminację percepcji szumu usznego na skutek stymulacji dźwiękowej [191, 192, 194]. Formalnie zjawisko to opisał Feldmann [53] w 1971 roku, choć doniesienia na ten temat pojawiały się już wcześniej [99, 167].

Ocena inhibicji residualnej może być stosowana do oceny efektów terapii. Henry i in. [77] opisują użycie tej metody m.in. jako kontynuacji testu MML. Do stymulacji używany jest wtedy ten sam rodzaj szumu szerokopasmowego, który był wykorzystywany do określenia MML z poziomem o 10 dB większym. Pacjent jest instruowany, że po 1-minutowej ekspozycji na zadany szum ma określić czy w jakikolwiek sposób zmieniło się jego postrzeganie szumów usznych. Jeżeli nastąpiło zmniejszenie postrzegania, wynik jest zapisywany w postaci procentowej, tzn. do jakiego stopnia udało się zredukować odczuwanie szumów usznych w stosunku do jego normalnego postrzegania. Próby ujednolicenia zaprezentowanych powyżej metod pomiarów parametrów psychoakustycznych zostały podjęte już na początku lat 80., mimo to do dzisiaj nie zostały ujednolicone. W rezultacie ośrodki badawcze zajmujące się oceną szumów usznych wypracowały swoje indywidualne procedury określania szumów usznych. Ze względu na fakt, że nie zostały one ustandaryzowane, często nie dają możliwości porównywania wyników pomiędzy ośrodkami czy klinikami.

3.4. Leczenie szumów usznych

Mimo licznych badań klinicznych dotyczących metod leczenia szumów usznych nie udało się stworzyć metody, która byłaby w pełni skuteczna. Wynika to ze złożoności problemu oraz braku wystarczającej wiedzy dotyczącej patofizjologii powstawania szumów usznych. Większość przedstawionych uprzednio mechanizmów powstawania szumów usznych jest jedynie hipotezami. Jak twierdzi Bartnik [15], różnorodność hipotez prawdopodobnie świadczy, że przyczyn powstawania szumów jest wiele. Z tego powodu daje się wyróżnić szereg obecnie stosowanych metod leczenia szumów usznych, przy czym należy zaznaczyć, że ich skuteczność często bywa dyskusyjna.

Z pośród najczęściej wymienianych metod należy: metoda habituacji słuchowej TRT, farmakoterapia, maskowanie dźwiękami słyszalnymi, elektrostymulacja, laseroterapia, hyperbaryczne komory tlenowe, akupunktura, hipnoza, biofeedback, psychoterapia i in. Jedną z metod jest również leczenie operacyjne, jednak ma ono ograniczony zasięg i zawęża się do niektórych, wybranych przypadków klinicznych, nie gwarantując przy tym pełnego powodzenia w leczeniu. Czasami podane wyżej metody stosuje się łącznie, aby przez to wzmocnić efekty leczenia.

Za najskuteczniejszą i obecnie najczęściej stosowaną metodą uważa się metodę habituacji słuchowej, znaną również jako TRT (ang. *Tinnitus Retraining Therapy*). Habituacja jest rozumiana jako czasowe zmniejszenie reakcji na bodźce występujące na poziomie ośrodkowym. Jest to metoda opracowana przez Jastreboffa [93], która zakłada neurofizjologiczny model powstawania szumów usznych. W modelu tym w proces odczuwania szumów usznych zaangażowane są wszystkie poziomy dróg słuchowych i kilka podsystemów centralnego układu nerwowego z poza układu słuchowego [85, 86, 88, 95]. Metoda ta wykorzystuje plastyczność mózgu, która oznacza zdolność OUN do modyfikowania połączeń neuronalnych i umiejętność filtracji i selekcji sygnałów, dzięki której mózg radzi sobie z ogromną ilością informacji docierającą do niego bez przerwy. Jak podaje Bartnik [15], terapia z wykorzystaniem metody TRT zmierza do tego, aby szum stał się doznaniem jak najbardziej obojętnym dla pacjenta i jednocześnie jak najmniej uświadamianym. Prowadzi do zniwelowania negatywnych reakcji i asocjacji związanych z szumem poprzez zmniejszenie lub nawet zniesienie jego percepcji w korze mózgowej. Chodzi o to, aby mózg nauczył się przestać postrzegać szum uszny. Terapia składa się z konsultacji terapeutycznych i najczęściej jest połączona z dźwiękowym treningiem

sluchowym. Jest to czasochłonna forma terapii i wymaga współpracy między pacjentem a lekarzem prowadzącym.

Dźwięk w metodzie TRT ma za zadanie zmniejszyć kontrast pomiędzy szumem a tłem otoczenia [85-89]. Dźwięk może być dostarczany w różny sposób, np. z odtwarzaczy, z radia czy generatorów szumu (zwanymi również maskerami), które dostarczają zazwyczaj szumów szerokopasmowych. W metodzie tej szum z generatorów nie powinien zagłuszać szumu usznego, a jedynie zmniejszać kontrast w drogach słuchowych. Odpowiednio ustawione generatory, które powinny być stosowane obustronnie nosi się ok. 8 godzin dziennie. Czas trwania terapii wynosi zazwyczaj 18-24 miesięcy lub nawet dłużej.

Wydaje się jednak, że stosowanie maskera może być uzasadnione potrzebą zmniejszania uciążliwości postrzegania szumu, ale także do stymulacji mechanizmu habituacji słuchowej. Zmiany w tonotopowej strukturze kory mózgowej powstają w sytuacji, gdy zmieniają się właściwości sygnałów dostarczanych przez nerw słuchowy. Stosowanie maskera dostarcza nowego rodzaju bodźce, a te wpływają z kolei na zmiany w tonotopowej strukturze kory słuchowej. Proces niwelowania uciążliwości szumów usznych z pomocą maskera polega na treningu słuchowym, podczas którego kora słuchowa jest pobudzana prawidłowym sygnałem, gdy percepcja własnego szumu usznego jest wyłączona.

Zostały również opracowane metody terapii bazujące na dźwiękowym treningu słuchowym z wykorzystaniem dźwięków z zakresu górnego pasma słyszalnego i ultradźwięków, które stanowią jeden z głównych wątków badawczych niniejszej rozprawy. Ich opis znajduje się poniżej.

3.5. Maskowanie szumów usznych z wykorzystaniem dźwięków z zakresu górnego pasma słyszalnego i ultradźwięków

Jak pokazano w rozdziale 3.4, w niektórych rodzajach terapii szumów usznych stosuje się terapię dźwiękiem. Wykorzystuje się w nich różne rodzaje źródeł dźwięków, np. generatory szumu (zwane też maskerami), najczęściej w postaci przypominającej aparaty słuchowe ale również różne odtwarzacze sygnałów takich, jak szum szerokopasmowy, odgłosy natury, deszczu, wiatru, szum fal, muzyka relaksacyjna, itp. Ich zadaniem jest zmniejszanie kontrastu pomiędzy szumem usznym a tłem otoczenia. Oprócz tych urządzeń zaleca się pacjentom, o ile to możliwe, unikanie ciszy. Dobre właściwości maskujące ma szum szerokopasmowy. Stosowanie jednak takiego szumu w terapii szumów usznych ma kilka wad. Szum szerokopasmowy nie jest dźwiękiem naturalnym, w związku z czym przy

dłuższym okresie stosowania może być odbierany jako uciążliwy lub nieprzyjemny. Poza tym składowe tego szumu skutecznie maskują również dźwięki użyteczne, przez co pogarsza rozumienie mowy i zamaskowane zostają ciche dźwięki, które bez maskera mogłyby być postrzegane. Dlatego w niektórych zastosowaniach zawęża się pasmo szumu masującego, ograniczając jego zakres np. do częstotliwości powyżej pasma mowy. Przykładem takiego rozwiązania jest urządzenie UltraQuiet [66]. W rozwiązaniu tym stosuje się dźwięki z zakresu 10 kHz do 20 kHz, zaś muzyka służy do ich modulacji. W ten sposób przetworzony sygnał jest przekazywany przez przetwornik kostny na poziomie 6 dB SL przez okres 30 – 60 minut, dwa razy w tygodniu. Metoda ta opiera się na tzw. inhibicji residualnej, która polega na zmniejszeniu lub redukcji odczuwania intensywności szumów usznych w czasie po zaprzestaniu oddziaływania na pacjenta maskerem. Różni się ona od konwencjonalnych rozwiązań tym, że częstotliwości dźwięku maskującego nie nakładają się i nie pokrywają się z częstotliwością szumu usznego lub przynajmniej nie jest to konieczne.

W badaniach dotyczących efektywności opisywanej terapii, przeprowadzonych przez Lenhardta i wsp. [65, 66, 67, 111, 112, 114, 165] wykorzystywano zazwyczaj dźwięki z zakresu 10-20 kHz choć w niektórych przypadkach rozszerzano ich zakres do 6-20 kHz bądź do 20-26 kHz. Z przytoczonych wniosków autorzy wskazują, że najlepszą skuteczność uzyskano u pacjentów, którzy charakteryzują się progiem słyszenia na poziomie 50 dB lub mniejszym w zakresie 10-14 kHz. W efekcie część z badanych osób zgłosiła zmniejszenie lub zupełny brak uporczywości szumów usznych przez okres od kilku minut do kilku dni od momentu zaprzestania podawania bodźców pacjentom. Część z badanych nie odczuła wpływu terapii na odczuwanie szumów usznych. Autorzy podkreślają, że jedną z najważniejszych zalet tej metody jest stosunkowo krótki czas terapii i szybki efekt w porównaniu z metodą TRT.

Z wynikami tych badań polemizuje Tucker [181] wskazując m.in. na małą liczbę badanych w próbie, brak randomizacji przeprowadzonych badań i niewykorzystywanie w nich ślepej próby.

Zdaniem Lenhardta [114] maskowanie szumów usznych jest możliwe przy zastosowaniu dźwięków słyszalnych z zakresu wysokich częstotliwości i ultradźwięków z dolnego ich pasma. Mechanizmy zaangażowane w odbiór i postrzeganie zarówno wysokich dźwięków słyszalnych, jak i ultradźwięków są identyczne z tym jednakże wyjątkiem, że do detekcji ultradźwięków konieczny jest ośrodek pośredniczący – mózg. Rola mózgu w demodulacji ultradźwiękowej polega na mapowaniu ultradźwięków na kilku pierwszych milimetrach błony podstawnej. Podstawą tego zjawiska ma być rezonans mózgu, który

zgodnie z obliczeniami autora ma się mieścić w przedziale pomiędzy 11 a 16 kHz, dokładna zaś wartość jest zależna od indywidualnej geometrii czaszki. Mózgowa ultradźwiękowa teoria demodulacji wskazuje, że dźwięk wytworzony przez rezonans mózgowy dociera do ucha poprzez kanały płynowe. Zastosowanie szumu ultradźwiękowego przez przewodnictwo kostne powinno doprowadzać do maskowania w ślimaku w częstotliwościach odpowiadających szczególnie mózgowej częstotliwości rezonansowej. Przeprowadzone badania [114] pokazują, że stosowanie maskowania ultradźwiękowego podwyższało progi słyszenia w zakresie 8 kHz – 12,5 kHz o 2 do 29 dB.

Do podobnych wniosków doszli autorzy prac przeprowadzonych w Politechnice Gdańskiej, gdzie w badaniach wykorzystywano szum w zakresie 16 kHz – 30 kHz. Zaobserwowali podwyższenie progu słyszenia w okolicach 8 kHz o około 15 dB przy wyznaczaniu progu słyszenia w audiometrii tonalnej powietrznej w obecności szumu ultradźwiękowego podawanego drogą kostną. Podają oni, że przy zastosowaniu odpowiednio dużego natężenia maskera ultradźwiękowego zaczyna on działać jak klasyczny masker szumów usznych – to znaczy powoduje maskowanie dźwięków z zakresu pasma słyszalnego [37, 104].

Innym przykładem zastosowania ultradźwięków w terapii szumów usznych jest urządzenie *The Inhibitor* (opisane w rozdziale 5.2). Jego typowe zastosowanie polega na ekspozycji pacjenta na działanie szumu ultradźwiękowego przez okres 60 sekund. W jednym cyklu stosuje się do 5 pięciu powtórzeń. Za każdym razem następuje ocena stopnia zmiany uciążliwości percepcji szumów usznych. W czasie terapii, zgodnie z informacjami podanymi na stronie producenta urządzenia (<http://www.melmedtronics.com>), powinno nastąpić maskowanie *tinnitusa*, zmiana jego charakteru, tj. m.in. zanik, ściszenie, wzmocnienie lub brak reakcji. W trakcie opracowywania niniejszej rozprawy opublikowane zostały jedynie wstępne wyniki badań nad efektywnością tego urządzenia [189]. Działanie i skuteczność tego urządzenia próbuje się tłumaczyć m.in. w odniesieniu do mechanizmu percepcji bólu, który może być podobny do mechanizmu generacji i percepcji szumów usznych (patrz rozdział 3.2.4 i 3.2.9).

Powyższe przykłady pokazują, że możliwe jest stosowanie maskerów ultradźwiękowych w terapii szumów usznych. **Należy podkreślić, iż mimo stosowania szumu w zakresie powyżej pasma słyszalnego, może on być ostatecznie postrzegany tak jak dźwięk przewodzony drogą powietrzną w zakresie 8 kHz – 16 kHz.** Jak pokazują badania [42, 110], wysokość odbieranego dźwięku jest powiązana z najwyższą częstotliwością słyszalną przez badanego na danym uchu. Oznacza to, że słyszalny dźwięk

powiązany z ultradźwiękiem może być różny się w każdym uchu, jeśli występuje niesymetryczny ubytek słuchu. Zjawisko to może być nazwane jako *dipacusis ultradźwiękowy*. Mechanizm detekcji dźwięków, których źródłem są ultradźwięki jest ściśle powiązany z rezonansem mózgu, którego drgania przekazywane są do ucha wewnętrznego [114]. Pobudzana w ten sposób błona podstawna na samym jej początku wprowadza w drgania funkcjonujące jeszcze na niej komórki słuchowe z zakresu wysokich częstotliwości, doprowadzając do percepcji dźwięku.

Terapia polegająca na maskowaniu szumów usznych przy wykorzystaniu ultradźwięków może być więc w określonych przypadkach trudna do przeprowadzenia. Wynika to z tego, że poza samym efektem maskowania, które jest pozytywne – odbieranie dźwięków słyszalnych, których źródłem jest masker ultradźwiękowy, może być drażniące i uciążliwe w taki sam sposób, jak przy zastosowaniu klasycznych generatorów (maskerów) szumu.

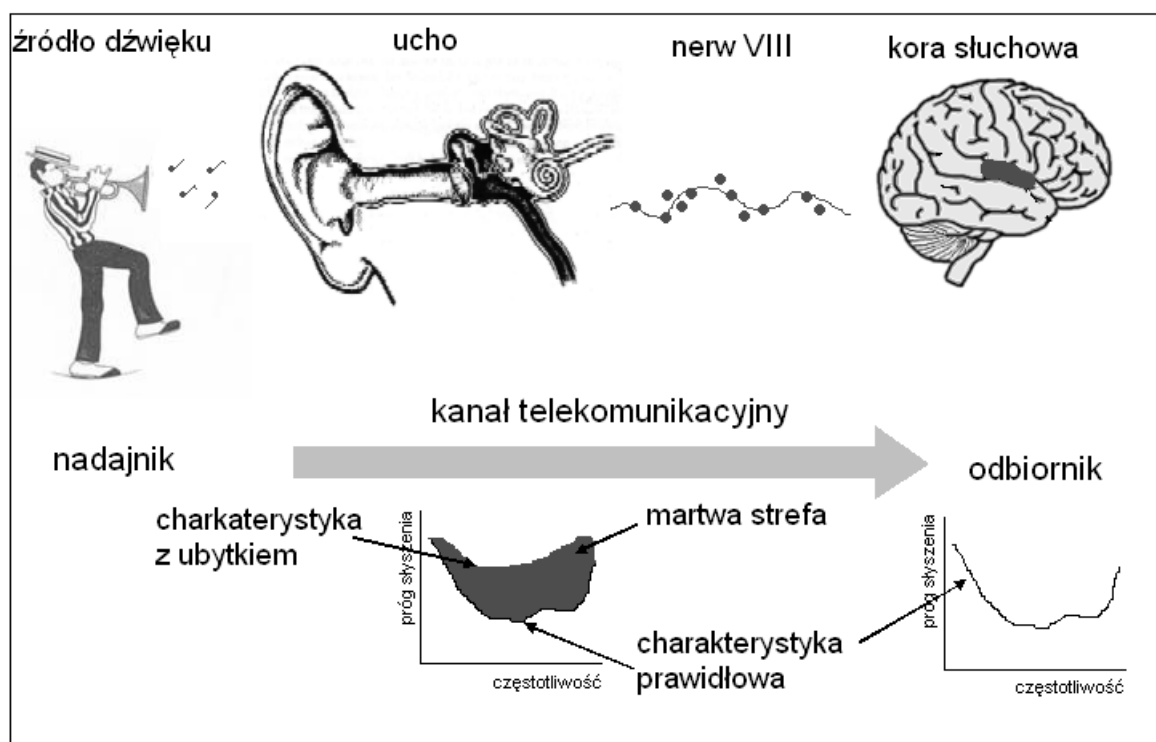
3.6. Koncepcja metody linearyzacji ultradźwiękowej w terapii szumów usznych

Jak pokazano wcześniej w rozdziale 3.2.9, możliwa jest interpretacja generacji szumów usznych jako efekt wtrącenia dodatkowego mechanizmu kwantyzacji progowej dla słabych bodźców akustycznych. Patomechanizm generowania szumów usznych może być zatem modelowany poprzez analogię do działania cyfrowego toru transmisyjnego.

W przypadku, gdy kwantowany sygnał ma amplitudę zbliżoną do progu kwantyzacji, w widmie sygnału po jego kwantyzacji powstają silne zakłócenia harmoniczne. Błąd związany ze zgrubną kwantyzacją sygnału może mieć wartość równą wartości samego progu. Interpretacja ubytku słuchu jako podwyższonego progu kwantyzacji powoduje, że może on się znajdować na bardzo wysokim poziomie w stosunku do pełnego zakresu dynamiki. Tym istotniejsze stają się efekty związane z kwantyzacją sygnałów odbieranych przez słuch. Koncepcja ta została zilustrowana na rys. 3.4.

Kwantyzacja związana z ubytkiem słuchu to dość specyficzny rodzaj kwantyzacji, gdyż polega ona na wprowadzeniu martwej strefy w charakterystyce kwantyzera. Z analizy wynika, że jeśli poziom sygnału nie przekracza martwej strefy, to po kwantyzacji sygnał na wyjściu kwantyzera ma w danej chwili wartość równą zeru. Natomiast, gdy przekracza próg martwej strefy, na wyjściu kwantyzera otrzymuje się prawidłową wartość sygnału. Okazuje się jednak, że w ten sposób kwantyzowany sygnał jest silnie zniekształcony w dziedzinie częstotliwości. W widmie sygnału pojawiają się dodatkowe składowe, które jeżeli znajdą się

powyżej progu słyszenia, to na mocy teorii percepcji bólu fantomowego, zostaną usłyszane. Teoria ta polega na tym, że w momencie, gdy podwyższona zostaje krzywa progowa ucha wewnętrznego, krzywa progowa kory mózgowej może pozostać prawidłowa. Wówczas różnica pomiędzy obiema krzywymi wyznacza obszar martwej strefy, w którym występuje efekt bólu fantomowego lub, inaczej ujmując, powoduje fantomowe postrzeganie dźwięku [37, 39, 104].



Rysunek 3.4. Koncepcja wprowadzania dodatkowej kwantyzacji postrzeganych dźwięków w sytuacji wystąpienia ubytku słuchu [104]

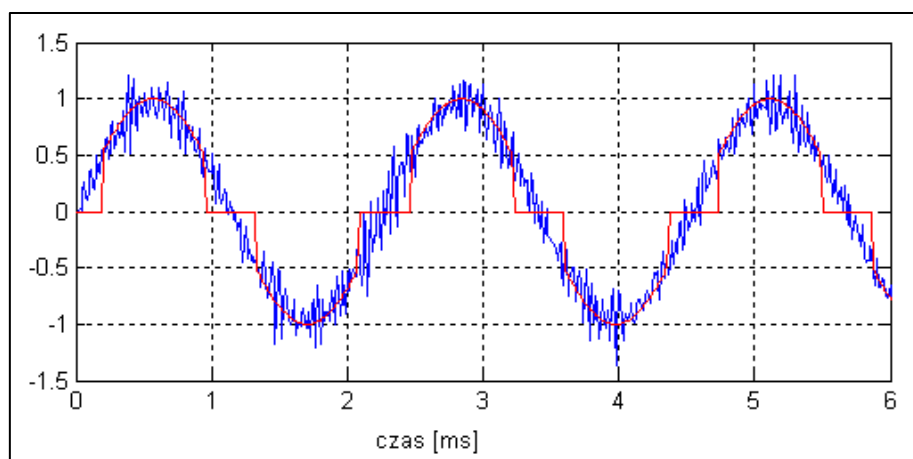
Na gruncie cyfrowego przetwarzania sygnałów wypracowano metodykę eliminacji szumu powstającego w procesie kwantyzacji progowej, zwaną **techniką ditheringu**. Technika ta polega na dodawaniu do sygnałów użytecznych pewnych porcji szumu, co w efekcie zatrzymuje proces samorzutnej generacji szumu powodowany istnieniem charakterystyki progowej kwantyzera doprowadzając do jej linearyzacji. Zmianę właściwości uzyskuje się poprzez dodanie do sygnału na wejściu kwantyzera szumu o określonych parametrach statystycznych. Taki **szum nosi nazwę dither** (definicyjnie w technice cyfrowej sygnał nieperiodyczny, o charakterze szumu, który dodaje się do sygnału analogowego przed próbkowaniem). Okazuje się, że optymalny szum z punktu widzenia zastosowania jako *dither* powinien mieć gaussowską funkcję gęstości prawdopodobieństwa. W takim

przypadku, przy odpowiednim doborze poziomu *dithera* nie będzie występował niekorzystny efekt modulacji sygnału użytecznego *ditherem*. W praktyce korzystanie z *dithera* o właściwościach procesu gaussowskiego nie jest konieczne i wystarczy, by właściwości statystyczne szumu przypominały właściwości procesu gaussowskiego. W cyfrowych implementacjach systemów wykorzystujących *dither* stosuje się na przykład trójkątną funkcję gęstości prawdopodobieństwa [35].

Dodanie do sygnału użytecznego przed kwantyzacją pasmowego szumu powoduje oczywiście, że szumowy składnik staje się wyraźny w widmie sygnału po kwantyzacji. Z tego powodu stosuje się *dither* o specjalnie kształtowanych właściwościach częstotliwościowych. Szum filtruje się tak, by jego moc przypadała na taki zakres częstotliwości, który wiąże się z obniżoną percepcją u człowieka (cytowane za [104]). W tym celu stosuje się np. szum pasmowy, którego widmo ulokowane jest poza pasmem słyszenia, powyżej 16 kHz.

Dither wpływa na jakość procesu kwantyzacji tylko wtedy, gdy błąd kwantyzacji jest oceniany statystycznie, to znaczy ocena błędu uwzględnia jego momenty statystyczne. Taki błąd można nazwać błędem całkowitym kwantyzacji, a do jego oceny konieczne są właściwości całkujące po stronie odbiorczej. Bez wątpienia słuch ludzki wykazuje takie właśnie właściwości całkujące [35, 39].

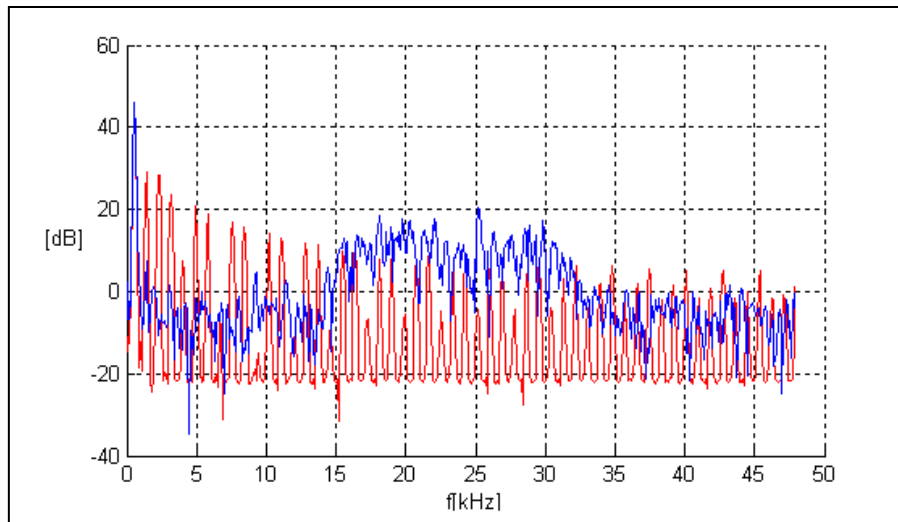
W pracach na ten temat dokonano analizy sygnału poddanego kwantyzacji z progiem równym martwej strefie oraz ten sam sygnał po kwantyzacji przy zastosowaniu *dithera* zaprojektowanego, podobnie jak w urządzeniach fonicznych [36, 37, 104]. W tym celu zaprojektowano martwą strefę (próg kwantyzacji), tak by odpowiadała niedosłuchowi równemu 40 dB dla częstotliwości 440 Hz. Z kolei szum stosowany jako *dither* został odfiltrowany z szerokopasmowego szumu z wykorzystaniem filtru pasmowo-przepustowego o 3 dB dolnej i górnej częstotliwości granicznej równej 16 kHz – 30 kHz. Na rysunku 3.5 przedstawiono wynik tej analizy w postaci przebiegu czasowego sygnału o częstotliwości 440Hz.



Rysunek 3.5. Sygnał (ton 440 Hz) po kwantyzacji przy występowaniu martwej strefy (linia czerwona) oraz po zastosowaniu *ditheringu* z czasem uśredniania 320 ms (linia niebieska) [104]

Widać wyraźnie, że sygnał otrzymany po zastosowaniu parametrów kwantyzacji opisanych powyżej jest silnie zniekształcony (linia czerwona). Dla sygnałów o poziomie zbliżonym do progu martwej strefy może przybierać przebieg zbliżony do prostokątnego, co w konsekwencji musi prowadzić do silnych zniekształceń widma sygnału. Dodanie do sygnału szumu *dither* sprawia, że w przebiegu czasowym pojawiają się co prawda zniekształcenia modulacyjne, jednak sumaryczny, uśredniony przebieg ma charakter sinusoidalny. Odzworowuje więc znacznie lepiej pierwotny sygnał wejściowy. Powinno to prowadzić do mniejszych zniekształceń w odbiorze tego sygnału.

Aby w ten sposób lepiej zobrazować wpływ *dithera*, dokonano analizy widmowej uzyskanych sygnałów [104]. Obrazuje to rysunek 3.6. Widać na nim, że sygnał na skutek istnienia martwej strefy został silnie zniekształcony, szczególnie w paśmie słyszalnym. Brak w nim wyraźnej podstawowej składowej odpowiedzialnej za częstotliwość sygnału wejściowego. Po zastosowaniu *dithera* udało się natomiast znacznie obniżyć zawartość składowych odpowiedzialnych za zakłócenia częstotliwościowe wprowadzanie przez występowanie martwej strefy. Widoczny jest wprawdzie w widmie sygnału składnik związany z mocą *dithera*, jednak jego poziom jest mniejszy od wyraźnej składowej podstawowej, i co równie ważne, ulokowany jest w paśmie niesłyszalnym dla człowieka.



Rysunek 3.6. Widmo amplitudowe sygnału poddanego kwantyzacji przy występowaniu martwej strefy (linia czerwona) oraz po zastosowaniu *dithera* pasmowego (16 kHz-30 kHz) – oznaczona linią niebieską, czas uśredniania 320 ms [104]

Powyższe przykłady pokazują potencjalne działanie ultradźwiękowego maskera szumów usznych.

4. System syntezy szumów usznych

Niniejszy rozdział zawiera opis własnej koncepcji *Synteзаторa* dźwięków, mogącego służyć do określania parametrów subiektywnych szumów usznych, dyskusję na temat procedury ich określania oraz wynikające z tego konsekwencje metodyczne. Zaproponowano również projekt interfejsu, który może służyć jako rozbudowana wersja wykorzystywanej aplikacji.

W dalszej części zawarto opis funkcjonalności i możliwości aplikacji komputerowej, zwanej dalej ***Syntezatorem***, która została ostatecznie stworzona, a następnie wykorzystana w badaniach nad skutecznością i efektywnością syntezy dźwięku w określaniu parametrów psychoakustycznych szumów usznych. Dodatkowo opisano metodykę kalibracji *Synteзаторa*. Uzyskane dzięki temu poprawki kalibracyjne zostały wykorzystywane w procesie weryfikacji wyników badań uzyskanych przy wykorzystaniu *Synteзаторa* oraz audiometru klinicznego.

4.1. Koncepcja aplikacji syntezy szumów usznych

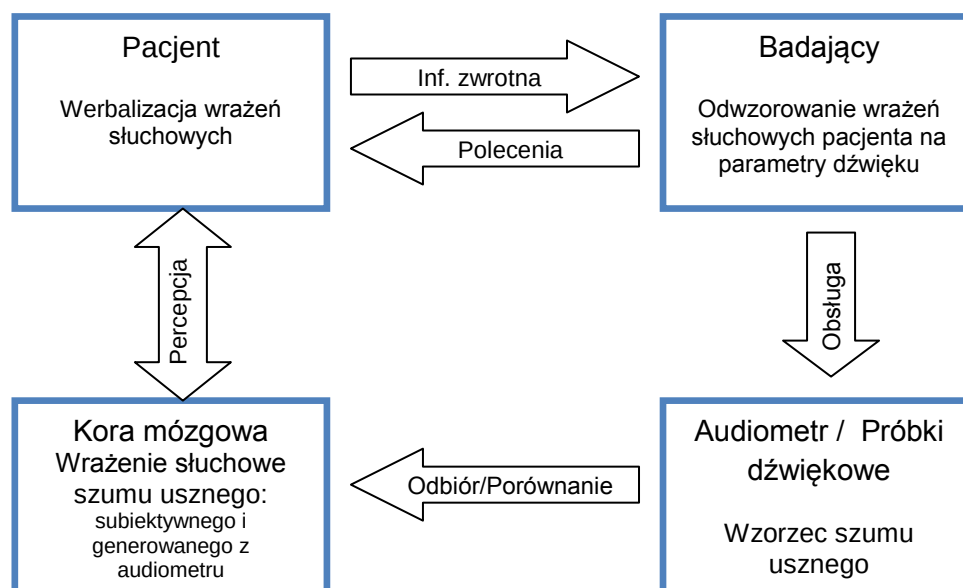
Percepcja subiektywnych szumów usznych najczęściej różni się znacznie od postrzegania rzeczywistych dźwięków (patrz rozdział 3). Mimo to wrażenia słuchowe są najczęściej relacjonowane przez pacjentów w odniesieniu do dźwięków natury i innych różnych wzorców dźwiękowych, z którymi stykają się na co dzień bądź mieli z nimi w jakikolwiek sposób do czynienia. Są to na przykład takie dźwięki jak: pisk, ćwierkanie, świst, gwizd, odgłos gotującej się wody, pociągu, szumu telewizora, wiatru, itp. Informacje na temat parametrów psychoakustycznych percypowanych szumów usznych mogą mieć ważne znaczenie diagnostyczne i terapeutyczne. Barwa i brzmienie niektórych szumów usznych mogą wprost sugerować etiologię i wskazywać na ich lokalizację w drodze słuchowej lub poza nią. Trudność zdefiniowania parametrów psychoakustycznych *Tinnitusa* nastrocza jednak trudności różnego rodzaju. Zwykle, po pierwsze, osoby cierpiące na szumy uszne nie potrafią wystarczająco jasno i precyzyjnie określić, co właściwie słyszą i to często niezależnie od wieku. Próba porównania ich doznań słuchowych z próbkami dźwięku z różnych nośników często pokazuje, że pacjenci określają własny szum jako np. szum wiatru, jednak jest on najczęściej zupełnie inny od szumu wiatru prezentowanego z różnych zewnętrznych źródeł. Może go różnić wysokość, barwa, zmiany w czasie i wiele innych parametrów trudnych do określenia. Dodatkowo, trudność precyzyjnego określenia parametrów psychoakustycznych odbieranych przez pacjentów szumów związana jest z brakiem odpowiednich narzędzi. Do standardowej diagnostyki zaburzeń słuchu stosuje się zazwyczaj

urządzenia do badań audiometrycznych. Możliwości generowania dźwięków za ich pomocą są z założenia ograniczone, a obsługa wymaga przeszkolenia i kwalifikacji. Brak jest powszechnie dostępnych rozwiązań mogących służyć do łatwego generowania dowolnych dźwięków (choćby nawet tonów prostych) w całym zakresie słyszenia. Częściowym rozwiązaniem tego problemu może być obszerna baza wzorców dźwiękowych, prezentowanych w różnych wariantach tonalnych czy brzmieniowych. Wydaje się jednak, że wielkość i uniwersalność takiej bazy byłaby paradoksalnie jej poważną wadą. Obsługa takiego katalogu dźwięków wydłużałaby czas potrzebny na odnalezienie odpowiedniej próbki i porównanie jej z odczuwanym *Tinnitusem*.

Wreszcie nie do pominięcia jest kwestia komunikacji pomiędzy pacjentem a badającym. Dla sprawnego oznaczenia szumów usznych ważne są:

- sposób werbalizacji i określenia przez pacjenta swoich wrażeń słuchowych,
- zdolność właściwego zinterpretowania wypowiedzi pacjenta przez osobę badającą,
- umiejętność osoby badającej w transpozycji wrażeń psychoakustycznych pacjenta na parametry fizyczne generowanego lub odtwarzanego dźwięku,
- możliwości techniczne wykorzystywanego sprzętu np. audiometrycznego,
- informacja zwrotna od pacjenta.

Jak można łatwo zauważyć, konieczność interakcji pomiędzy pacjentem a badającym tworzy rodzaj cyklu pomiarowego z pętlą sprzężenia zwrotnego. Wymienione zaś powyżej czynności i umiejętności wpływają bezpośrednio na czas przeprowadzonego badania oraz na jakość i parametry odwzorowywanego dźwięku. Powstały w ten sposób dźwięk jest pewnego rodzaju analogiem odczuwanego szumu usznego lub inaczej wzorcem szumu usznego. Stopień jego odwzorowania stanowi o jakości badania i przydatności w diagnostyce czy terapii. Na rysunku 4.1 przedstawiono schematycznie, w ujęciu cybernetycznym procedurę określania parametrów szumu usznego z wykorzystaniem audiometru.



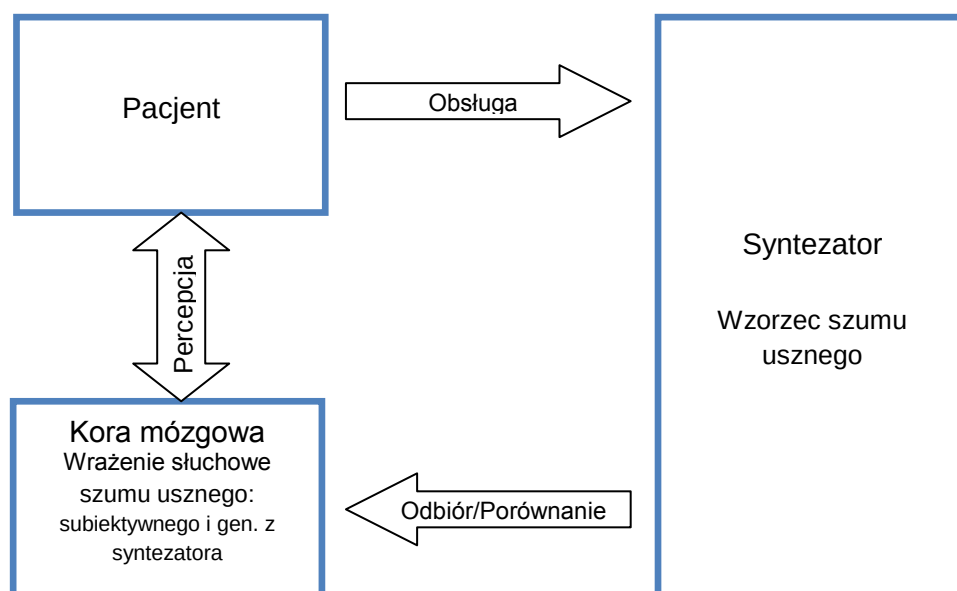
Rysunek 4.1. Procedura określania parametrów szumów usznych przy wykorzystaniu audiometru

Słabymi ogniwami procedury pokazanej powyżej są zwykle zdolności komunikacyjne pacjenta i badającego, kwalifikacje i umiejętności badającego oraz możliwości techniczne audiometru bądź zasoby próbek dźwięków stosowanych w oznaczaniu szumów usznych.

Wydaje się, iż jednym z rozwiązań, eliminującym wskazane wcześniej ograniczenia i ułatwiające przeprowadzenie procedury określania parametrów psychoakustycznych szumów usznych, może być takie urządzenie, które mógłby obsłużyć sam pacjent. Biorąc pod uwagę fakt, że rozpiętość wiekowa pacjentów cierpiących na szumy uszne jest bardzo duża, rozwiązanie takie powinno być jak najbardziej intuicyjne i łatwe w obsłudze. Jednocześnie powinno pozwalać na niemal nieograniczone możliwości generowania różnego rodzaju dźwięki i to bez pomocy osób trzecich. Wyeliminowanie z tego procesu osoby przeprowadzającej przedmiotowe badanie, która w dotychczasowym procesie musi posiadać odpowiednie kwalifikacje, otwierałoby nowe możliwości dla pacjentów. Umożliwiłoby oznaczanie szumów usznych przez samego pacjenta nie tylko w gabinecie lekarskim czy protetycznym ale również poza nim, np. w warunkach domowych. Jest to o tyle ważne, że część pacjentów skarży się na szumy uszne np. tylko wieczorem, gdy jest cicho lub w innych bardzo specyficznych sytuacjach. Niejednokrotnie nie jest zatem możliwe ich określenie podczas wizyty lekarskiej, gdyż szumy mogą w tym czasie nie występować. Możliwość oznaczania szumów usznych poza specjalistycznymi gabinetami dawałaby zupełnie nowe możliwości diagnostyczne. Pozwoliłoby to np. na śledzenie zmian szumów usznych w czasie. Obecnie diagnosta zazwyczaj musi polegać jedynie na subiektywnym odczuciu pacjenta co do

zmienności własnych szumów, gdyż brak jest odpowiedniej miary, dzięki której można by je zmierzyć, nadać konkretne cechy i porównać.

Przy takich założeniach schematyczna procedura określania subiektywnych szumów usznych przez samego pacjenta powinna ulec uproszczeniu. Poglądowy jej schemat znajduje się na rysunku 4.2.



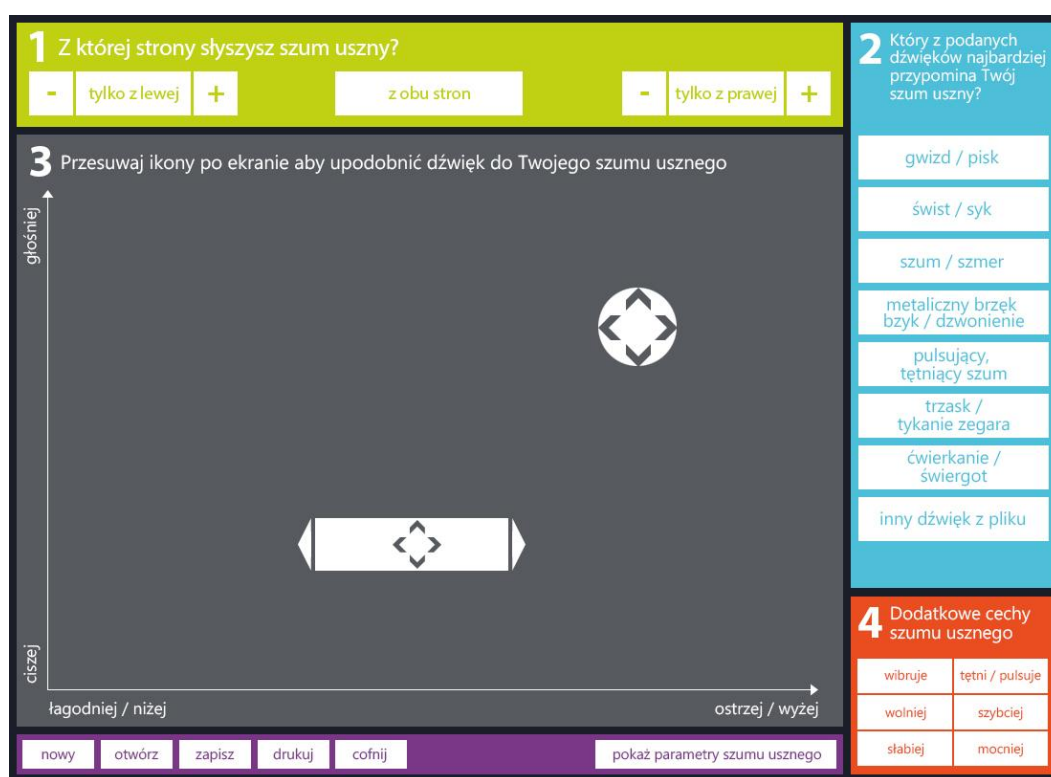
Rysunek 4.2. Procedura określania parametrów szumów usznych przy wykorzystaniu *Synteźatora*

Nowy rodzaj urządzenia do określania parametrów subiektywnych szumów usznych powinien spełniać funkcję *Synteźatora* dźwięku, w którym potencjalnie możliwe jest wygenerowanie, odtworzenie i zmiana dowolnego rodzaju dźwięku. Najbardziej pożądanymi dźwiękami powinny być tony proste, różnego rodzaju szумы i najbardziej charakterystyczne dla szumów usznych przykłady dźwiękowe (wspomniane wcześniej), których charakterystykę widmową, częstotliwościową i amplitudową można by zmieniać na bieżąco podczas syntezy wzorca szumu. Jednocześnie powinna być możliwość dowolnego łączenia i nakładania ich na siebie oraz zastosowania modulacji częstotliwościowej i amplitudowej.

Dużym wyzwaniem jest zapewnienie maksymalnej kompleksowości takiego rozwiązania przy jednoczesnym zachowaniu prostoty i intuicyjności obsługi. Dlatego potrzebny jest interfejs użytkownika, który byłby w stanie obsłużyć pacjent nie posiadający wiedzy z zakresu nie tylko syntezy dźwięku, ale może nawet obsługi złożonych urządzeń czy komputera. Wydaje się, że najlepszym rozwiązaniem jest zastosowanie aplikacji komputerowej dostosowanej pod względem obsługi do osób starszych, gdzie cały proces syntezy powinien się odbywać na jednoekranowym interfejsie obsługiwanym dotykowo.

Możliwe będzie wówczas udostępnienie pacjentowi takiego rozwiązania w postaci ekranu dotykowego komputera, tabletu lub smartfona. Aplikacja powinna uruchamiać się automatycznie po włączeniu urządzenia, bez konieczności dokonywania dodatkowych czynności, związanych np. z obsługą systemu operacyjnego. Możliwy jest oczywiście wariant bardziej zaawansowany dla specjalistów, profesjonalistów lub osób posiadających dodatkowe umiejętności i kwalifikacje, jednak nie powinien to być domyślny profil działania aplikacji czy urządzenia.

Na rys. 4.3 przedstawiono koncepcję interfejsu proponowanej aplikacji służącej do syntezy шумów usznych.



Rysunek 4.3. Koncepcja interfejsu *Syntezatora* dostosowanego do obsługi przez pacjenta

Jak widać z rys. 4.3, interfejs składa się z czterech bloków funkcjonalnych, których zadaniem jest:

1. Ustalenie lateralizacji percepcji шумów usznych.
2. Określenie charakteru odczuwanych шумów usznych.
3. Sprecyzowanie dokładnych parametrów słyszanych шумów usznych.
4. Nadanie dodatkowych cech akustycznych шумów usznych.

Poza podstawową funkcjonalnością opisaną powyżej interfejs powinien umożliwiać zapis, odtwarzanie i drukowanie widoku zszyntezowanych wzorców szumów usznych. Wyświetlanie parametrów akustycznych szumów usznych powinno się odbywać dopiero po naciśnięciu odpowiedniego przycisku. Wyniki nie powinny być pokazywane na ekranie interfejsu podczas procesu syntezy. Dzięki takiemu założeniu pacjent nie jest rozpraszany zbyt dużą ilością informacji widocznych na ekranie i - co równie ważne - nie sugeruje się wynikami uzyskanymi za pomocą np. innych urządzeń lub własnym wyobrażeniem na ten temat.

Rozmieszczenie i działanie kolejnych bloków funkcjonalnych interfejsu narzuca pacjentowi sposób syntezy dźwięku i wymusza postępowanie podczas syntezy według założonej systematyki. Oznacza to, że przed przejściem do kolejnego bloku funkcjonalnego pacjent musi zaznaczyć odpowiednie opcje w poprzednim. W przeciwnym bowiem przypadku kolejne bloki są nieaktywne (są wyszarzone). Z kolei raz uaktywniony blok jest do dyspozycji pacjenta przez cały czas, również w kolejnych etapach dokonywania syntezy.

W praktyce wygląda to tak, że na początku (blok 1) zadaniem pacjenta jest zlokalizowanie strony po której słyszy swój szum uszny. Do dyspozycji pacjenta jest blok wyboru prawej lub lewej strony bądź obu stron łącznie. Również w późniejszym etapie istnieje możliwość dokonania dokładnego balansu głośności syntezywanego dźwięku między uszami. W kolejnym kroku (blok 2) zadaniem pacjenta jest wybór dźwięku, który najbardziej przypomina jego własny szum uszny. Na liście umieszczono dźwięki najczęściej zgłaszane przez pacjentów. Jako dodatkową opcję umieszczono przycisk, który umożliwia pobranie wzorca dźwiękowego z pliku zewnętrznego. Jak widać na rys. 4.3, każdy z przycisków ma inną fakturę wypełnienia, która będzie odpowiadać fakturze ikon reprezentujących poszczególne dźwięki na ekranie *Synteзаторa* (blok 3). Konceptyjnie daje to możliwość, aby pacjent mógł w każdym momencie bez trudu zidentyfikować, która z przesuwalnych ikon odpowiada za konkretny dźwięk. Po wyborze dźwięku przypominającego szum uszny na ekranie (blok 3) pojawia się odpowiednia ikona. Może być ona przesuwana zgodnie z kierunkiem strzałek uwidocznionych na ikonach. Przesuwanie w poziomie zmienia wysokość syntezywanego dźwięku, a w pionie jego głośność. W przypadku *Tinnitusa* syntezywanego z użyciem różnego rodzaju szumów możliwe jest dodatkowo regulowanie szerokości pasma generowanego szumu. W kolejnym kroku (blok 4) pacjent ma możliwość nadać syntezywanemu dźwiękowi dodatkowe cechy w postaci modulacji częstotliwościowej lub amplitudowej. W dowolnym momencie pacjent może zapisać lub odtworzyć

zsyntezowany dźwięk. Ma to znaczenie diagnostyczne, gdyż może posłużyć jako dokumentacja efektów terapii bądź do śledzenia zmienności szumu usznego w czasie.

4.2. Opis aplikacji wykorzystywanej do syntezy szumów usznych

Z wykorzystaniem koncepcji zaproponowanej w poprzednim podrozdziale oraz w toku licznych dyskusji z pracownikami Katedry Systemów Multimedialnych Politechniki Gdańskiej został opracowany i przygotowany *Syntezaator*, który był ostatecznie wykorzystywany w badaniach prowadzonych w ramach niniejszej rozprawy [170]. Poniżej zaprezentowano wybrane, najważniejsze aspekty tego opracowania ukazujące praktyczne możliwości *Syntezaatora*.

Jednym z podstawowych założeń stworzonej aplikacji było przygotowanie narzędzia, które w prosty sposób umożliwia syntezę dźwięku korespondującego z odczuwanym przez pacjenta szumem usznym i ułatwia przy tym określanie parametrów psychoakustycznych oraz cech charakterystycznych szumów usznych.

Koncepcja powstania *Syntezaatora* oparta została na stosunkowo prostym mechanizmie generatora dźwięku, który posiada następujące funkcje [33, 171]:

- generowanie tonów prostych w całym zakresie częstotliwości słyszalnych, z możliwością zmiany amplitudy sygnału,
- generowanie białego szumu z możliwością filtrowania pasmowego,
- modulacja amplitudowa (AM) i częstotliwościowa (FM) generowanych sygnałów.

W opracowanym generatorze zastosowano dwa źródła dźwięku: ton prosty o dowolnej częstotliwości oraz szum biały. Domyślna długość bufora przechowującego próbki generowanego dźwięku wynosi 3 sekundy. Jest to minimalny czas, który w przypadku „zapętlonego” szumu pozwala nie zauważyć momenty połączenia końca i początku dźwięku. Generowanie tonu odbywa się zgodnie z zależnością:

$$y(t) = A \cdot \sin(2\pi \cdot f \cdot t) \quad (4.1)$$

gdzie:

A – amplituda tonu,

f – pożądana częstotliwość tonu.

W *Synteźatorze* można zdefiniować wiele obiektów tonalnych w zakresie częstotliwości od 16 Hz do 20 kHz, dzięki czemu można generować np. wielotony w całym paśmie słyszalnym. Szum z kolei jest generowany z wykorzystaniem wcześniej przygotowanej próbki szumu białego w programie Adobe Audition. Aby uzyskać szum wąskopasmowy, zastosowano filtrację typu FIR, której poddawany jest szum biały. Szum ten jest filtrowany w 62 pasmach o szerokości 1/8 oktawy. W tabeli 4.1 przedstawiono przykładowe parametry pasm składających się na dwie pierwsze oktawy oraz trzy ostatnie pasma w stosowanym *Synteźatorze*. Pozostałe zostały przedstawione w Załączniku 1.

Tab. 4.1 Przykładowe parametry częstotliwościowe filtrów *Synteźatora*

Pasmo	$F_{\text{środkowa}}$ [Hz]	F_{dolna} [Hz]	$F_{\text{górna}}$ [Hz]	Szerokość pasma [Hz]
1	100	96	104	9
2	109	104	114	9
3	119	114	124	10
4	130	124	135	11
5	141	135	148	12
6	154	148	161	13
7	168	161	176	15
8	183	176	192	16
9	200	192	209	17
10	218	209	228	19
11	238	228	248	21
12	259	248	271	22
13	283	271	295	25
14	308	295	322	27
15	336	322	351	29
16	367	351	383	32
17	400	383	418	35
⋮	⋮	⋮	⋮	⋮
60	16600	15896	17334	1439
61	18102	17334	18903	1569
62	19740	18903	20614	1711

Najniższe pasmo filtrujące charakteryzuje się dolną częstotliwością pasma równą 96 Hz, dlatego można w uproszczeniu przyjąć, że wyznacza ona jednocześnie dolną częstotliwość syntezy szumu usznego w postaci filtrowanego szumu białego.

Założona szerokości filtrów 1/8 oktaowych pozwala uzyskać dużą rozdzielczość i dokładność syntezy szumu usznego. Przy czym szerokość generowanego szumu nie jest regulowana skokowo. Szum biały w *Synteźatorze* kształtowany jest na podstawie częstotliwości granicznych szumu ustawionego przez pacjenta. Te z kolei mogą być ustawione z dokładnością do 1 Hz. Algorytm filtracji działa na zasadzie wielopasmowego equalizera. Wzmocnienie w poszczególnych pasmach regulowane jest w taki sposób, że pasma, które mieszczą się w całości pomiędzy wskazanymi przez pacjenta częstotliwościami granicznymi generowanego szumu wzmacniane są ze współczynnikiem wzmocnienia G równym 1. Najczęściej jednak częstotliwości graniczne wskazane przez pacjenta (ograniczające pasmo generowanego szumu) nie pokrywają się z częstotliwościami dolnych i górnych częstotliwości zdefiniowanych pasm 1/8 oktaowych. Konieczne jest zatem w takim przypadku zastosowanie odpowiedniego, proporcjonalnego tłumienia w najniższym i/lub w najwyższym paśmie w zależności od tego, jaką część danego pasma zajmuje częstotliwość graniczna ustawiona przez pacjenta.

W przypadku dolnej częstotliwości granicznej ustawionej przez pacjenta wzmocnienie w najniższym z używanych pasm jest zmniejszane, zgodnie z następującą zależnością:

$$G_d = 1 - \frac{F_1}{F_g} \quad (4.2)$$

gdzie:

G_d – współczynnik wzmocnienia dla dolnej częstotliwości granicznej

F_1 – dolna częstotliwość graniczna wskazana przez pacjenta,

F_g – górna częstotliwość najniższego pasma, w zakresie, którego znajduje się częstotliwość F_1 .

W przypadku górnej częstotliwości granicznej ustawionej przez pacjenta wzmocnienie w najwyższym z używanych pasm jest zmniejszane zgodnie z następującą zależnością:

$$G_g = \frac{F_2}{F_g} \quad (4.3)$$

gdzie:

G_g – współczynnik wzmocnienia dla górnej częstotliwości,

F_2 – górna częstotliwość graniczna wskazana przez pacjenta,

F_g – górna częstotliwość najwyższego pasma, w zakresie, którego znajduje się częstotliwość F_2

W stosowanym *Synteźatorze* istnieje możliwość utworzenia dowolnie wielu obiektów tonalnych (każdy obiekt reprezentuje jedną częstotliwość tonu i jest tonem prostym). Dla każdego obiektu można dowolnie zmieniać jego częstotliwość oraz poziom dźwięku. Ponadto *Synteźator* pozwala na wygenerowanie jednego wzorca szumu, który może być filtrowany pasmowo zgodnie z przedstawionym powyżej opisem. Możliwa jest również zmiana jego poziomu dźwięku. W rezultacie otrzymuje się dźwięk, który powinien jak najlepiej odwzorowywać odczuwany przez pacjenta szum uszny. Może on być sumą dowolnej liczby składowych tonalnych i/lub jednej składowej szumowej filtrowanej pasmowo.

Wygenerowane w ten sposób dźwięki mogą być dodatkowo zmieniane dzięki zastosowaniu modulacji częstotliwościowej FM, jak i amplitudowej AM. Jest to szczególnie ważne w przypadku pacjentów cierpiących na szумы uszne zmienne w czasie (patrz rozdział 3.1). W przypadku syntezy szumu filtrowanego pasmowo możliwe jest zastosowanie modulacji AM, zaś w przypadku obiektów tonalnych możliwe jest zastosowanie modulacji zarówno AM, jak i FM. W przypadku użycia obu typów modulacji, generowany sygnał najpierw poddawany jest modulacji FM, a następnie AM.

W przypadku zastosowania modulacji AM do dyspozycji pacjenta lub osoby obsługującej są dwa parametry modulacji AM, tzn.: częstotliwość i głębokość modulacji. Przy zastosowaniu modulacji FM regulowane mogą być trzy parametry, tzn.: częstotliwość, dewiacja częstotliwości oraz głębokość modulacji.

W testowanym *Synteźatorze* zaimplementowano modulację AM według następującej zależności:

$$y(t) = x(t) \cdot (1 + AM_{ratio} \cdot \sin(2\pi \cdot AM_{freq} \cdot t)) \quad (4.4)$$

gdzie:

$x(t)$ – modulowany sygnał,

AM_{ratio} – głębokość modulacji AM (0.0 – 1.0),

AM_{freq} – częstotliwość modulacji AM.

Modulacja FM została zrealizowana według poniższych zależności:

$$y(t) = A \cdot \sin(2\pi \cdot freq \cdot t) \quad (4.5)$$

$$Freq = F_0 + FM_{ratio} \cdot \sin(2\pi \cdot FM_{freq} \cdot t) \cdot FM_{\Delta} \quad (4.6)$$

gdzie:

A – amplituda sygnału,

F_0 – częstotliwość generowanego sygnału,

FM_{ratio} – głębokość modulacji FM,

FM_{freq} – częstotliwość modulacji,

FM_{Δ} – dewiacja częstotliwości modulacji FM.

Parametry, wpływające na oba rodzaje modulacji, są dostępne do regulacji dla pacjenta w postaci suwaków w interfejsie dotykowym opisanym w rozdziale 4.3.

4.3. Opis działania *Synteźatora*

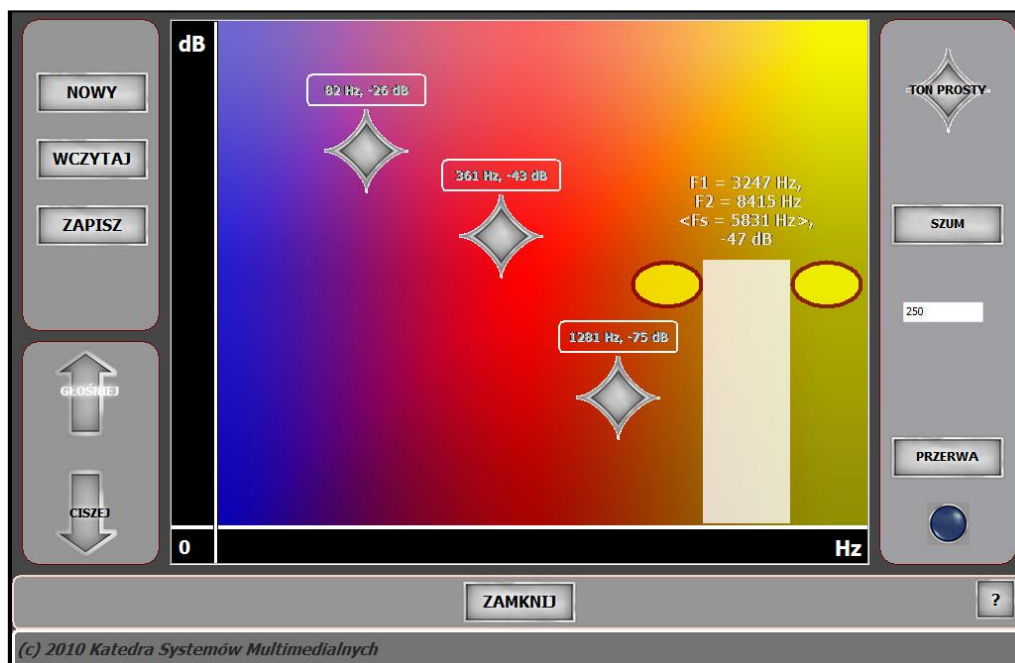
Koncepcja *Synteźatora* oraz wstępne wyniki badań przeprowadzone przy jego wykorzystaniu zostały przedstawione i opublikowane przez autorów projektu [33]. Kod programu i interfejs użytkownika został opracowany w środowisku programistycznym C++ Builder 2010 Enterprise. Narzędzie to zostało przygotowane w formie aplikacji komputerowej pracującej pod systemem Windows.

Trudność zaimplementowania rozwiązania, spełniającego założenia opisane w poprzednim podrozdziale, polegała na opracowaniu takiego interfejsu użytkownika, który pozwoliłby na dokonanie syntezy, nie wymagając jednak od osoby obsługującej umiejętności i wiedzy z zakresu przetwarzania sygnałów. Zgodnie z założeniem interfejs powinien przyciągać uwagę użytkownika i zapewniać intuicyjną obsługę [33].

Uzyskano to poprzez zastosowanie interfejsu umożliwiającego obsługę całej aplikacji z wykorzystaniem ekranu dotykowego komputera, tabletu, itp. lub myszki komputerowej. Dzięki temu synteżowanie własnego szumu usznego dostępne jest dla osób, które nigdy dotąd nie miały do czynienia z obsługą komputera, co jest o tyle istotne, że w grupie pacjentów, których dotyczy problem szumów usznych, takie osoby występują w przeważającej większości. Poniżej zostaną podane szczegóły interfejsu użytkownika, które mają zasadnicze znaczenie w kontekście ergonomii użytkowania aplikacji.

Widok interfejsu użytkownika został przedstawiony na rys. 4.34. Centralnym elementem interfejsu *Synteźatora* jest prostokątna kolorowa plansza z oznaczonymi osiami.

Oś pozioma odpowiada za wysokość dźwięku, podczas gdy pionowa oś przedstawia głośność dźwięku. Po prawej stronie panelu zostały zlokalizowane ikony „TON PROSTY” oraz „SZUM”, które służą do generowania odpowiadającym im rodzajom dźwięku. Poniżej znajduje się ikona „PRZERWA” używana w momencie konieczności chwilowego zaprzestania generowania wszystkich dźwięków. Informacja o tym, iż dźwięk jest w danym momencie podawany do słuchawek potwierdzana jest niebieskim migającym sygnalizatorem. Po lewej stronie panelu znajduje się przycisk „NOWY”, który kasuje uprzednio syntezywane dźwięki i pozwala na rozpoczęcie operacji syntezy od nowa. Ustaloną konfigurację (wzorec) szumu usznego można zapisać do pliku przez kliknięcie na przycisku „ZAPISZ”. Pojawia się wtedy standardowe okno zapisu plików systemu Windows, w którym należy wskazać nazwę pliku.



Rysunek 4.4. Interfejs użytkownika Syntezatora szumów usznych

W wyniku operacji zapisania na dysku powstają dwa pliki:

- z rozszerzeniem CFG – tekstowy plik konfiguracyjny, w którym zapisane są wszystkie parametry wzorców dźwiękowych, które odwzorowują dany szum uszny,
- z rozszerzeniem WAV – plik dźwiękowy, zawierający próbki wygenerowanego dźwięku, odpowiadającego szumom usznym danego pacjenta.

Zapisana wcześniej konfiguracja szumu może być wczytana do programu i odtworzona poprzez kliknięcie przycisku „WCZYTAJ”.

Przyciski „GŁOSNIEJ” i „CISZEJ” służą do precyzyjnego ustawiania poziomu syntezywanego szumu usznego.

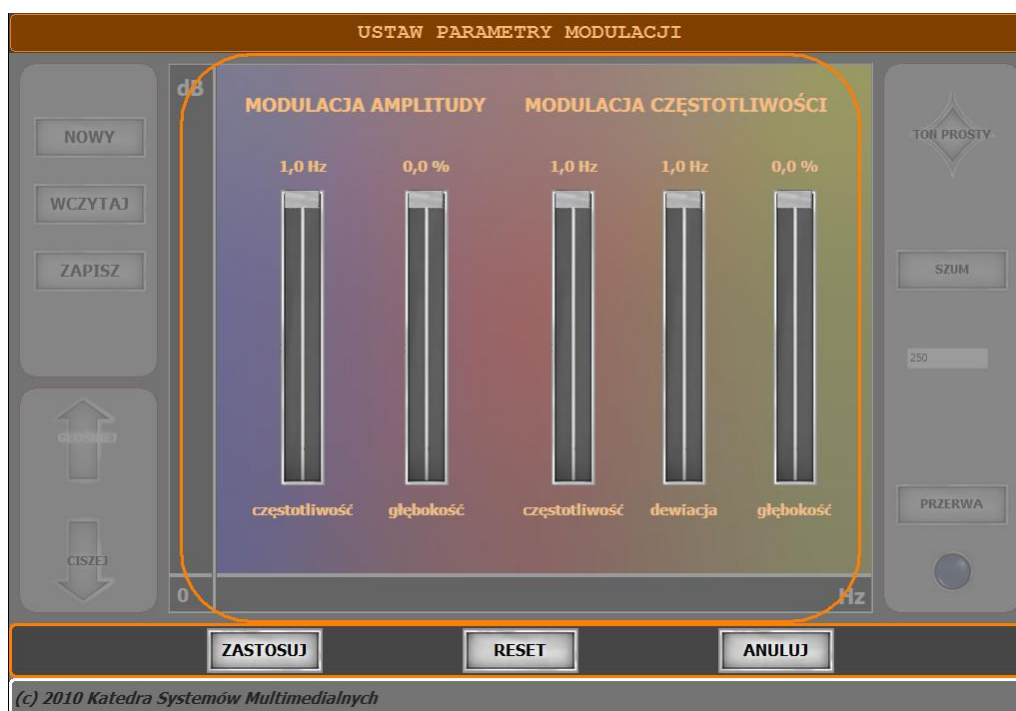
4.4. Syntezowanie szumów usznych

Ze względu na fakt, iż wśród osób cierpiących na szumy uszne często są osoby starsze, nie znające obsługi komputera, dlatego poniżej przedstawiona zostanie informacja dotycząca obsługi *Synteзаторa*. Pozwoli to na dodatkowe uzasadnienie tezy rozprawy, która mówi, iż: „**zastosowanie opracowanej metody syntezy dźwięku ułatwia i przyspiesza określenie cech charakterystycznych subiektywnych szumów usznych**”.

Syntezowanie szumów usznych odczuwanych przez pacjenta odbywa się poprzez naciśnięcie ikony TON PROSTY lub SZUM. W przypadku wyboru tonu prostego generowany jest ton o częstotliwości 1 kHz. Użytkownik, wykorzystując ekran dotykowy przesuwając znacznik tonu tak, aby dobrać jego brzmienie do odczuwanego szumu usznego. Przesuwanie i przestawianie ikony w pionie powoduje zmianę głośności, zaś w poziomie – zmianę wysokości syntezowanego dźwięku. Poziom i częstotliwość syntezowanego dźwięku jest wyświetlana na bieżąco podczas dokonywania zmian generowanego dźwięku na ekranie *Synteзаторa*.

Gdy wybrana zostanie ikona SZUM, wówczas generowany jest szerokopasmowy szum biały w paśmie 16 Hz – 20 kHz. Podobnie, jak w przypadku tonów prostych przesuwając znaczników szumu w pionie zmienia jego poziom, zaś w poziomie szerokość pasma. Otrzymany w ten sposób dźwięk, odpowiednik odczuwanych szumów usznych, może składać się z dowolnej ilości i kombinacji tonów prostych i szumu filtrowanego pasmowo. W dowolnym momencie utworzone w ten sposób składowe można usunąć, przesuwając je kolejno w dół w kierunku cichych dźwięków.

Osoby cierpiące na szumy uszne często potrafią określić w sposób zgrubny charakter odczuwanego szumu, tj. podać czy dźwięk jest stały, czy zmienny okresowo. Zmiany *Tinnitusa* w czasie są opisywane przez pacjentów np. jako pulsujące, tętniące lub wibrujące. Mając do dyspozycji aplikację do syntezowania dźwięku, można uzyskać podobny efekt, wykorzystując możliwości generowania modulacji dźwięku w *Synteзаторze*. Sposób uzyskania opcji modulacji w aplikacji przedstawia rys. 4.5. Poprzez dwukrotne kliknięcie na wybranej ikonie, reprezentującej składową wybranego dźwięku, użytkownik uzyskuje dostęp do okna, w którym może dokonać dodatkowych regulacji takich, jak: prędkość (częstotliwość) modulacji, jej intensywność (głębokość) oraz dewiację.



Rysunek 4.5. Widok interfejsu użytkownika służącego do ustawiania parametrów modulacji syntezowanych dźwięków

Efekt działania modulacji słyszany jest w trakcie dokonywania zmian. Zatwierdzenie zmiany następuje po kliknięciu na przycisk ZASTOSUJ. Zatwierdzone parametry modulacji są stosowane również w przypadku, gdy następnie dojdzie do zmiany częstotliwości i/lub poziomu dźwięku. Wyłączenie modulacji odbywa się za pomocą przycisku RESET.

4.5. Kalibracja Syntezatora

Jednym z ważnych elementów niniejszej rozprawy jest porównanie wyników oszacowania parametrów psychoakustycznych szumów usznych pacjentów otrzymanych przy zastosowaniu *Syntezatora* i audiometru klinicznego. Aby wyniki można było ze sobą porównać, dokonano kalibracji *Syntezatora*. Wynika to z tego, że parametry akustyczne szumów usznych uzyskane za pomocą audiometru wyrażone są w dB HL, zaś parametry uzyskane z wykorzystaniem *Syntezatora* wyrażone są w nieskalibrowanej skali decybelowej. Wartością odniesienia jest maksymalny poziom dźwięku możliwy do uzyskania dla danej częstotliwości i jest on zależny od karty dźwiękowej oraz zastosowanych słuchawek. W związku z tym trudno szybko i wygodnie porównywać wyniki uzyskane obiema metodami. Aby to ułatwić, dokonano przeliczenia wszystkich wartości na decybele SPL.

W przypadku wyników audiometrycznych zastosowano równoważne normalne poziomy ciśnienia akustycznego określone dla sygnałów tonowych i słuchawek nausznych zgodnie z normą PN-EN ISO 389-1 [140]. W przypadku opracowanego *Synteźatora* konieczne było dokonanie pomiarów w celu wyznaczenia poprawek korygujących, służących do przeliczania uzyskanych wyników na dB SPL, tak by uwzględniały charakterystykę przenoszenia słuchawek i karty dźwiękowej komputera.

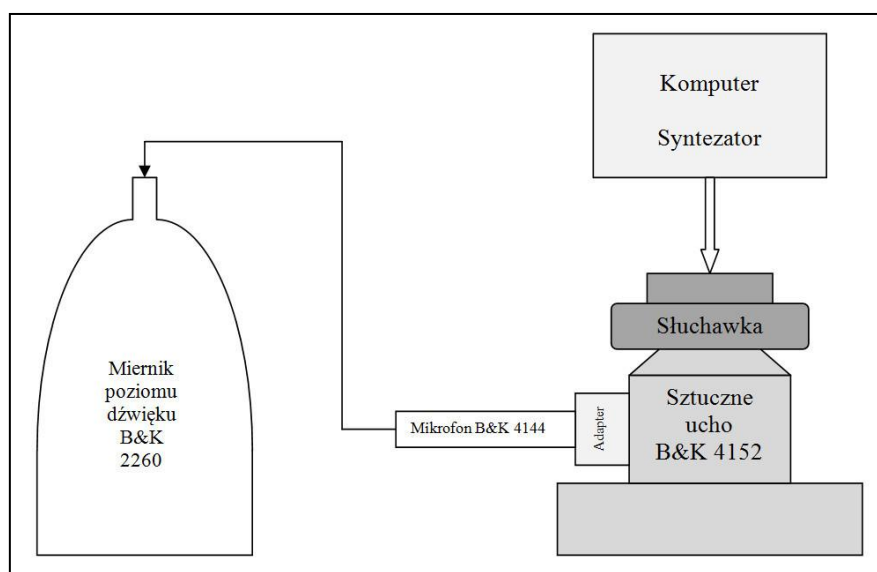
Pomiary zostały wykonane w Laboratorium Akustyki Fonicznej Politechniki Gdańskiej, zgodnie z instrukcją laboratoryjną [172]. W badaniach oceny efektywności *Synteźatora* wykorzystywano komputer PC standardowo wykorzystywany do prowadzenia niniejszych badań z ekranem dotykowym, wbudowaną standardową kartą dźwiękową oraz dwa rodzaje słuchawek nagłownych: AKG K77 oraz Creative HQ-1400. Pomiarów dokonano dla każdej pary słuchawek, osobno dla lewej i prawej strony.

W celu uzyskania odpowiednich wartości poprawek kalibrujących przygotowano wzorcowe tony w pamięci *Synteźatora* w postaci tonów czystych dla częstotliwości oktaowych i półoktaowych w paśmie 16 Hz – 12 kHz. Częstotliwości zostały tak dobrane, aby obejmowały również częstotliwości dostępne w audiometrze klinicznym. Ostateczny zestaw tonów wzorcowych składał się z następujących tonów czystych o częstotliwościach wyrażonych w Hz: 16; 32; 65; 125; 250; 500; 750; 1k; 1,5k; 2k; 3k; 4k; 6k; 8k; 12k. Wszystkie tony wzorcowe zostały zapisane w postaci dwóch próbek: z poziomem -30 dB oraz -50 dB, przy czym wartość decybelowa oznacza tutaj wskazanie poziomu dźwięku na ekranie *Synteźatora*. Dodatkowo przygotowano próbki dźwiękowe w postaci szumów wąskopasmowych. Szerokości pasm dobrano tak, by odpowiadały zaleceniom dotyczącym szumu wąskopasmowego NB w badaniach audiometrycznych. Powyższe próbki przygotowano dla następujących częstotliwości środkowych szumu wąskopasmowego wyrażonych w Hz: 125; 250; 500; 750; 1k; 1,5k; 2k; 3k; 4k; 6k; 8k; 12k. Kalibracja *Synteźatora* została przeprowadzona w komorze bezechowej.

Reasumując, kalibracji dokonano przy wykorzystaniu następujących urządzeń:

- słuchawki nagłowne AKG K77 oraz Creative HQ-1400,
- sztuczne ucho B&K 4152,
- mikrofon pomiarowy (1”) B&K 4144,
- adapter B&K DB 0962,
- przedłużacz B&K AO 0441,
- miernik poziomu dźwięku B&K 2260.

Poniżej na rysunku 4.6 przedstawiono schemat blokowy układu pomiarowego wykorzystanego do kalibracji *Synteźatora* [146]. Wyznaczenie poprawek korygujących służących do wykalibrowania *Synteźatora* i przeliczenie wyników na decybele SPL polegało na tym, iż z *Synteźatora* podawano kolejne tony wzorcowe i odczytywano poziom ciśnienia dźwięku na mierniku. Różnica pomiędzy poziomem wskazanym przez *Synteźator* a wskazem miernika wyznaczała poprawkę korygującą. W ten sposób otrzymano łącznie 100 poprawek, po 25 dla każdej strony obu wykorzystywanych słuchawek nagłownych.



Rysunek 4.6. Schemat blokowy układu pomiarowego

Przebieg pomiarów i naniesienie poprawek korygujących można opisać w sposób następujący:

- Wywołanie z pamięci *Synteźatora* przygotowanego wcześniej tonu wzorcowego o danej częstotliwości i poziomie dźwięku równym -30 dB, według wskazania na ekranie komputera,
- Odczyt wartości poziomu ciśnienia dźwięku w dB SPL przy użyciu miernika,
- Obliczenie poprawki korygującej.

W celu sprawdzenia liniowości całego układu pomiarowego, a w szczególności słuchawek, identyczne działania, jak powyżej opisane, przeprowadzono również dla tonów wzorcowych o poziomie -50 dB dla jednej ze słuchawek (wyniki zamieszczono w załączniku 2). Okazało się, że biorąc pod uwagę różnicę otrzymanych wartości poprawek korygujących przy poziomie -30 dB (próbki głośniejsze), jak i -50 dB (próbki cichsze), ich rozrzut wynosił

$\pm 0,5$ dB, zaś odchylenie standardowe SD różnicy pomiarów wynosiło $\pm 0,17$ dB. W związku z tym przyjęto, że układ jest liniowy. Różnice pomiędzy pomiarami dla obu poziomów sprawdzano kontrolnie jedynie dla częstotliwości 1 kHz dla każdej ze słuchawek. Do dalszych pomiarów stosowano zaś jedynie tony wzorcowe o poziomie -30 dB i to one stanowiły podstawę obliczonych poprawek korygujących wykorzystywanych w niniejszej rozprawie doktorskiej.

Poniżej w tabelach 4.2 oraz 4.3 znajdują się uzyskane poprawki korygujące wyznaczone dla tonów wzorcowych o poziomie -30 dB. Pozostałe poprawki zamieszczono w załączniku 3.

Tabela 4.2 Wartości poprawek korygujących, służących do przeliczania wyników na dB SPL przy zastosowaniu słuchawek nagłownych Creative HQ-1400

f	Słuchawka lewa		Słuchawka prawa	
	Poprawka korygująca dla tonów czystych	Poprawka korygująca dla szumu NB	Poprawka korygująca dla tonów czystych	Poprawka korygująca dla szumu NB
[Hz]	[dB]	[dB]	[dB]	[dB]
16	110,6	-	109,2	-
32	113,5	-	112,4	-
65	113,4	-	112,8	-
125	113,3	66,5	112,2	67,8
250	111,5	71,1	110,5	70,2
500	109,5	81,2	108,5	80,0
750	111,3	89,2	109,7	87,7
1000	114,0	90,6	113,5	90,2
1500	110,4	91,2	109,2	90,3
2000	104,3	90,6	105,7	89,9
3000	102,4	88,1	103,5	88,4
4000	107,9	93,2	106,6	91,3
6000	115,7	104,1	115,0	103,0
8000	101,9	92,0	100,2	90,8
12000	105,2	97,2	101,8	96,0

Tabela 4.3 Wartości poprawek korygujących, służących do przeliczania wyników na dB SPL przy zastosowaniu słuchawek nagłownych AKG K77

f	Słuchawka lewa		Słuchawka prawa	
	Poprawka korygująca dla tonów czystych	Poprawka korygująca dla szumu NB	Poprawka korygująca dla tonów czystych	Poprawka korygująca dla szumu NB
[Hz]	[dB]	[dB]	[dB]	[dB]
16	112,5	-	111,7	-
32	116,5	-	115,4	-
65	116,8	-	115,7	-
125	116,8	71,8	116,6	71,6
250	115	74,6	115,3	75,1
500	106,7	78,6	106,7	78,5
750	108	87,2	106,8	87,2
1000	110,4	86,4	110,6	86,8
1500	106,7	87,7	105,9	87,1
2000	109,8	88,4	101,7	87,1
3000	101,7	86,9	98,9	84,1
4000	100,3	88,2	97,5	84,4
6000	114,3	103,1	116,9	105,8
8000	103,8	98,9	101,6	96
12000	101,8	98,5	100,2	97,7

Synteza pozwala, jak wspomniano wcześniej, na generowanie dowolnego tonu i szumu praktycznie w całym zakresie częstotliwości. Zatem przy przeliczaniu uzyskanych wyników poszczególnych pacjentów na decybele SPL dobierano poprawkę leżącą najbliżej częstotliwości generowanego tonu lub szumu. Przeliczenia uzyskanych wyników dokonano z wykorzystaniem następującej zależności:

$$L_{SPL} = L_{Synt} + P_k \text{ [dB SPL]} \quad (4.7)$$

gdzie:

L_{SPL} – poziom dźwięku wyrażony w dB SPL

L_{Synt} – poziom dźwięku wskazywany na ekranie Syntezy,

P_k – poprawka korygująca.

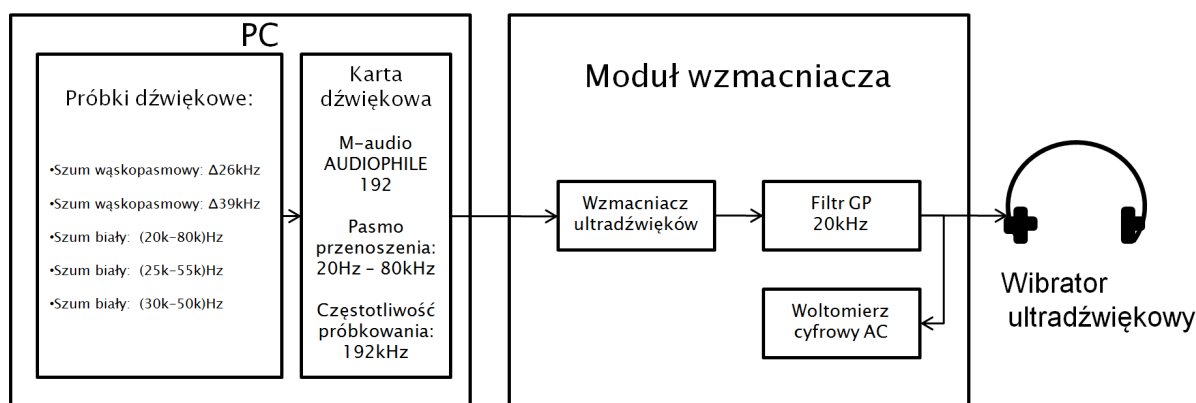
Reasumując, w niniejszym rozdziale przedstawiono zaproponowane przez autora rozprawy założenia aplikacji służącej do syntezy шумów usznych pacjenta. Użyta aplikacja oraz proces kalibracji ma na celu umożliwienie porównania wyników procedury pomiarowej otrzymanych przy wykorzystaniu audiometru i aplikacji syntezy dźwięku – Syntezy.

5. Urządzenia do generacji bodźców ultradźwiękowych

W rozdziale tym zawarty jest opis dwóch urządzeń służących do generowania sygnałów ultradźwiękowych. Wykorzystywane są one w niniejszej pracy w badaniach nad skutecznością metody linearyzacji ultradźwiękowej u osób cierpiących na szumy uszne. Dodatkowo oprócz specyfikacji parametrów technicznych i akustycznych tych urządzeń rozdział zawiera opis zastosowanych metod pomiarowych służących do określenia tych parametrów. Wśród nich znajduje się m.in. pomiar natężenia akustycznego sygnałów ultradźwiękowych z wykorzystaniem metody bazującej na zjawisku ciśnienia promieniowania.

5.1. Specyfikacja zestawu laboratoryjnego do transmisji ultradźwięków

W badaniach dotyczących niniejszej pracy wykorzystywano m.in. zestaw urządzeń opracowanych i skonstruowanych na Politechnice Gdańskiej, umożliwiających transmisję ultradźwięków z zakresu 20 kHz-80 kHz do narządu słuchu z wykorzystaniem przewodnictwa kostnego. Ten rodzaj przewodnictwa został wybrany celowo, gdyż w niniejszym zastosowaniu jest najbardziej skuteczny. Transmisja bowiem ultradźwięków do narządu słuchu drogą powietrzną jest mało efektywna z uwagi na silne odbicie ultradźwięków na granicy powietrze-ciało człowieka. Elementy wchodzące w skład zestawu pokazane zostały na rys. 5.1.



Rysunek 5.1. Schemat blokowy zestawu wykorzystywanego do transmisji sygnałów ultradźwiękowych

Pierwszym elementem całego układu jest stacjonarny komputer osobisty. Jego zadaniem jest przechowywanie i odtwarzanie próbek dźwiękowych sygnałów ultradźwiękowych. Próbkę przechowywane są w postaci plików WAV.

Do odtwarzania próbek ultradźwiękowych zdecydowano się wykorzystać program Cool Edit Pro 2.0. Po ustawieniu w nim częstotliwości próbkowania 192 kHz, uzyskano pożądane pasmo odtwarzanych ultradźwięków w zakresie ultradźwiękowym do 80 kHz.

Najistotniejszym elementem wyposażenia komputera, z punktu widzenia przeprowadzonych badań, jest wysokiej klasy karta dźwiękowa Audiophile 192 firmy M-AUDIO. Przesłanką do jej wyboru była dostępna w niej częstotliwość próbkowania równa 192 kHz, a co za tym idzie uzyskiwane pasmo przenoszenia od 20 Hz do 80 kHz. Z uwagi na to, że w ramach niniejszej pracy zajmowano się obszarem oddziaływania ultradźwięków na percepcję szumów usznych w badaniach najbardziej interesujące było pasmo przenoszenia powyżej 20 kHz. W tabeli 5.1. znajduje się specyfikacja techniczna najważniejszych parametrów wykorzystywanej karty dźwiękowej.

Tab. 5.1. Specyfikacja techniczna karty M-AUDIO Audiophile 192

Max. częstotliwość próbkowania	192 kHz / 24 bit
Parametry wyjścia niesymetrycznego	
Maksymalny sygnał wyjściowy	+8 dBu (1.95 Vrms)
Pasmo przenoszenia	+/- 0,5 dB, 20 Hz do 80 kHz @ 192 kHz
Stosunek sygnału do szumu SNR	-108 dB @ 48 kHz (A-weighted)
Dynamika sygnału	109 dB @ 48 kHz (A-weighted)
Suma zniekształceń harmoniczných i szumu TDH+N	0.0023 %, 1 kHz, -1 dBFS @ 48 kHz

Kolejnym elementem zestawu wykorzystywanego w badaniach jest moduł wzmacniacza. Składa się on ze stopnia wzmocnienia i stopnia filtrującego. Stopień wzmacniający został oparty na wzmacniaczu operacyjnym LM833N dedykowanym do układów fonicznych, posiada następujące parametry:

- Dynamika >140 dB
- Pasmo przenoszenia 120 kHz
- Zniekształcenia nieliniowe 0,002 %

Wzmacniacz wyposażony jest w potencjometr, który pozwala na płynną regulację uzyskiwanego wzmocnienia sygnału ultradźwiękowego.

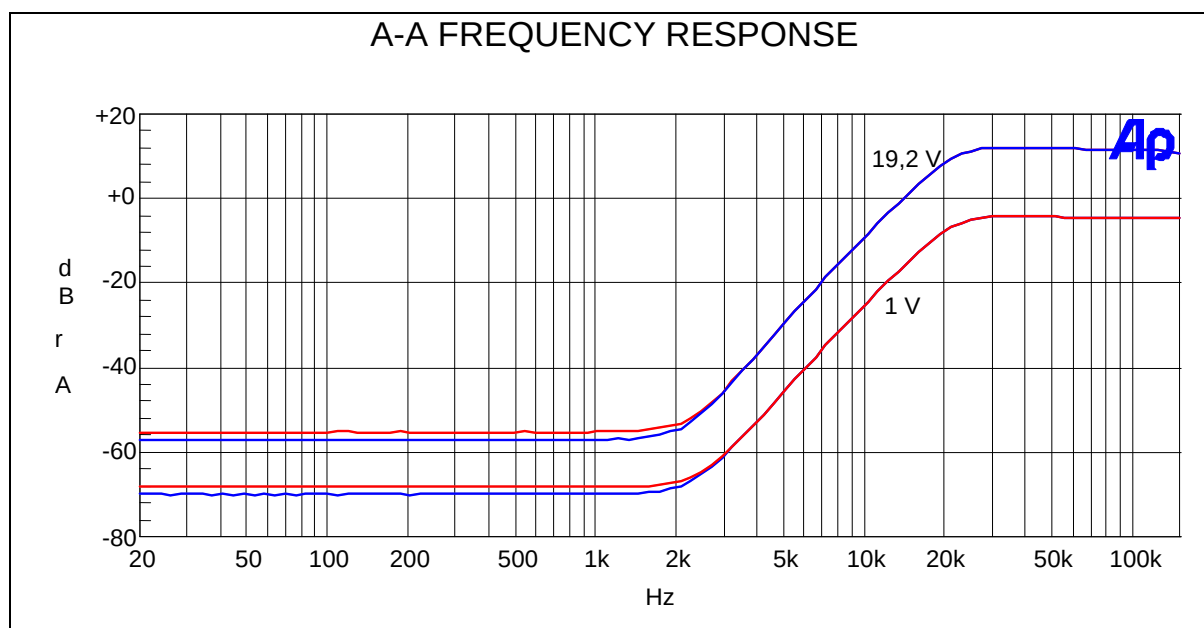
Stopień filtrujący został skonstruowany z użyciem tego samego rodzaju wzmacniacza operacyjnego w postaci filtru górnoprzepustowego typu ZNSN Butterwortha drugiego stopnia. Ten rodzaj filtru został wybrany ze względu na fakt zapewnienia płaskiej charakterystyki w paśmie przenoszenia. Częstotliwość odcięcia filtru zaprojektowana została dla częstotliwości $f_0=20$ kHz. Zadaniem filtru jest usuwanie z widma wzmacnianego sygnału składowych z pasma słyszalnego, które mogłyby fałszować wyniki badań, jak i płynące z nich wnioski.

Dodatkowym wyposażeniem wzmacniacza jest woltomierz, którego zadaniem jest pośredni pomiar wielkości sygnału wyjściowego transmitowanego do kolejnego elementu układu pomiarowego jakim jest przetwornik ultradźwiękowy, przez to pozwala na śledzenie przebiegu badania. Rysunek 5.2 przedstawia widok zewnętrzny skonstruowanego wzmacniacza.



Rysunek 5.2. Widok zewnętrzny wzmacniacza ultradźwiękowego stosowanego w badaniach, na pierwszym planie widoczne wejście i wyjście wzmacniacza oraz potencjometr służący do zmiany wzmocnienia, w głębi widoczny wyświetlacz woltomierza

W celu potwierdzenia założonych parametrów zastosowanego wzmacniacza ultradźwiękowego dokonano analizy częstotliwościowej charakterystyki przenoszenia z pomocą urządzenia Audio Precision System TWO SYS-2022 *measurement system*. Wynik pomiaru przedstawiony jest na rysunku 5.3.



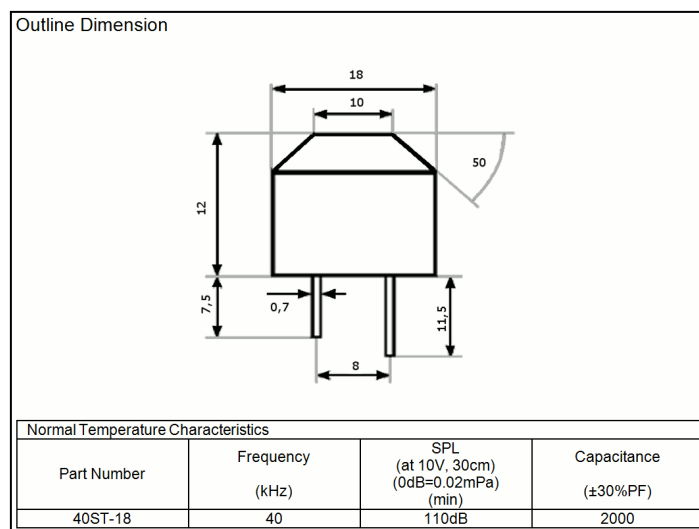
Rysunek 5.3. Charakterystyka częstotliwościowa wzmacniacza ultradźwiękowego dla wskazania woltomierza 1 V i 19,2 V. Oznaczenia: kolor niebieski – wyjście wzmacniacza nieobciążone, kolor czerwony – wyjście wzmacniacza obciążone słuchawką kostną

Jak widać z rys. 5.3, w stosowanym wzmacniaczu udało się uzyskać założone parametry. Pasma zaporowe umiejscowione jest poniżej częstotliwości 20 kHz. Uzyskano płaskie pasmo przepustowe w zakresie do ponad 100 kHz oraz stałość parametrów wzmocnienia w paśmie przepustowym, zarówno dla wyjścia obciążonego jak i nieobciążonego. Prezentowany pomiar został wykonany przy wskazaniu woltomierza równym 1 V, czyli przy małym wzmocnieniu jak i przy skrajnym, maksymalnym jego wskazaniu równym 19,2 V.

Ostatnim elementem omawianego zestawu laboratoryjnego jest słuchawka kostna. Do jej zbudowania wykorzystano pałąk standardowych słuchawek nagłownych, którzy utrzymuje słuchawkę (przetwornik ultradźwiękowy) we właściwym miejscu. Do pałąka przymocowano przetwornik ultradźwiękowy 40ST-18 o częstotliwości rezonansowej 40 kHz. Na rysunku 5.4 zamieszczone są parametry zastosowanego przetwornika. Jest to wodo- i temperaturoodporny przetwornik ultradźwiękowy, zalany w masie żywicznej, co umożliwia jego stykanie z powierzchnią. Dzięki temu, że jest odizolowany elektrycznie możliwe jest jego zastosowanie bezpośrednio na ciele człowieka.

W normalnych zastosowaniach wykorzystywany jest on najczęściej do pracy w powietrzu. Jest to istotne, gdyż przetwornik ten podczas promieniowania ultradźwięków w tym środowisku ma silnie rezonansową charakterystykę, co z punktu widzenia

przeprowadzanych badań byłoby niekorzystne. Po obciążeniu przetwornika dużym obciążeniem, jakim jest skóra i kość wyrostka sutkowatego zatracą on swój wyraźny rezonansowy charakter, poszerza użyteczne pasmo przenoszonych częstotliwości, choć jednocześnie zmniejsza się poziom generowanego bodźca akustycznego.



Rysunek 5.4. Karta katalogowa przetwornika ultradźwiękowego 40ST-18

Dzięki takiemu zastosowaniu przetwornika (wibratora) ultradźwiękowego możliwe było przeprowadzenie badań w szerokim spektrum (20 kHz-80 kHz) wykorzystywanych sygnałów ultradźwiękowych, zachowując jednocześnie niski poziom prezentowanych bodźców. Na rysunku 5.5 pokazano widok ultradźwiękowej słuchawki kostnej umiejscowionej na wyrostku sutkowatym badanego.



Rysunek 5.5. Ultradźwiękowa słuchawka kostna umiejscowiona na wyrostku sutkowatym

W celu zweryfikowania czy założone parametry elektroakustyczne i akustyczne opisywanego zestawu laboratoryjnego zostały spełnione w rzeczywistości przeprowadzono szereg pomiarów sprawdzających, które zostały opisane w dalszej części niniejszego rozdziału.

5.2. Specyfikacja urządzenia *The Inhibitor*

Oprócz omawianego wcześniej zestawu laboratoryjnego do transmisji ultradźwięków do narządu słuchu w badaniach prowadzonych w ramach niniejszej pracy, wykorzystywano również urządzenie *The Inhibitor* firmy Melmedtronics. Jest to urządzenie przeznaczone do terapii osób cierpiących na szumy uszne. Stosowane jest do czasowego zmniejszania odczuwania *Tinnitus*a. Ma kompaktową budowę i jest przeznaczone do trzymania w dłoni. Przykłada się je za ucho do wyrostka sutkowatego kości skroniowej. Po uruchomieniu emitowany jest sygnał ultradźwiękowy przez okres około 1 minuty. Zasada leżąca u podstaw tej metody jest odmienna (w tym przypadku stosuje się emisję ultradźwiękową jednorazową, z dużą mocą, w takim przypadku nie występuje zjawisko maskowania). Na rysunku 5.5 przedstawiono widok urządzenia oraz sposób umiejscowienia na wyrostku sutkowatym. Zgodnie z dokumentacją dołączoną do urządzenia wyposażone jest one w piezoelektryczny przetwornik ultradźwiękowy z generatorem pracującym w zakresie 20-60 kHz a maksymalne natężenie generowanej fali ultradźwiękowej jest mniejsze niż 100 mW/cm^2 .



Rysunek 5.6. *The Inhibitor* – widok urządzenia i jego umiejscowienie podczas terapii szumów usznych

W celu zweryfikowania powyższych danych technicznych urządzenie poddano badaniom, w których określono zarówno rzeczywiste natężenie akustyczne, jak i widmo generowanego sygnału ultradźwiękowego. Wyniki znajdują się w dalszej części tego rozdziału.

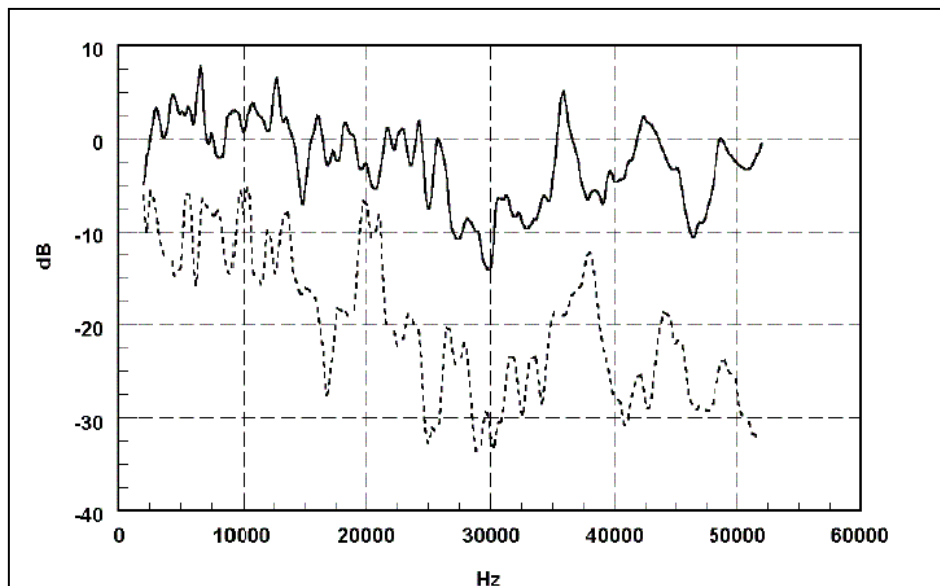
5.3. Transmisja sygnału ultradźwiękowego do narządu słuchu przez kość skroniową

Kość skroniowa jest złożonym ustrojem akustycznym, którego parametry mogą się zmieniać w zależności od stanu zdrowia. W kości tej występują tzw. komórki pneumatyczne, które odpowiadają za pneumatyzację tkanki kostnej. Ta z kolei odpowiada za jej kształt i impedancję akustyczną. Z fizjologicznego punktu widzenia pełni funkcję ochronną ucha środkowego i wewnętrznego np. przed nagłymi zmianami temperatury. Stopień pneumatyzacji kości skroniowej zależy m.in. od wieku, stanu zdrowia ucha środkowego i zewnętrznego, trąbki słuchowej, itp. [22, 104, 147, 175].

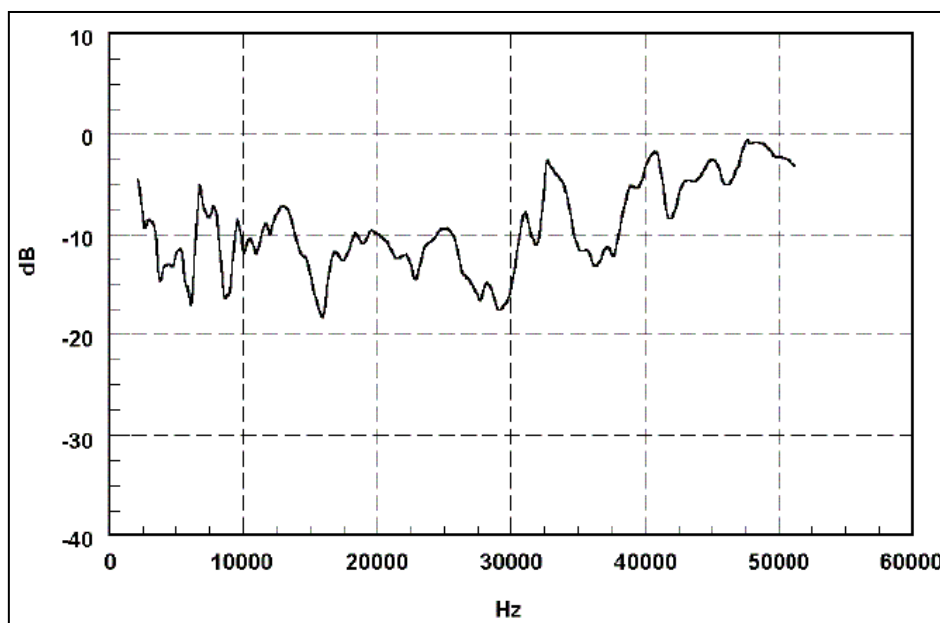
Właściwości akustyczne kości skroniowej istotnie zależą od miejsca, w którym dochodzi do transmisji sygnału akustycznego. Z punktu widzenia transmisji istotny jest również wpływ skóry, przez którą dochodzi do transmisji oraz sposób, w jaki powierzchnia słuchawki styka się ze skórą. W omawianym w niniejszej pracy przypadku nie dochodzi do bezpośredniej transmisji bodźców akustycznych do kości, a jedynie za pośrednictwem skóry. Jest to o tyle niekorzystne, że wówczas dochodzi do transmisji fali akustycznej do narządu słuchu poprzez dodatkową granicę ośrodków skóra-kość, która ją osłabia [70, 71, 113].

Pomiary charakterystyki przenoszenia kości skroniowej dla sygnałów ultradźwiękowych zostały przedstawione przez Cai i in. [24]. Badania zostały przeprowadzone zarówno *post mortem*, jak i *in vivo* za pomocą sygnału szumowego wykorzystując przetwornik piezoelektryczny zamocowany do kości. Następnie dokonano analizy widmowej sygnału za pomocą przetwornika odbiorczego zamocowanego po wewnętrznej stronie kości. Na rysunku 5.7 przedstawiono wyniki badań przewodnictwa kostnego dla dwóch różnych preparatów kości skroniowej. Jak widać z rys. 5.7, oba wyniki znacznie od siebie odbiegają, jednak tłumienie sygnału waha się z dynamiką około 20 dB w całym paśmie, przy czym badanie było wykonywane w zakresie do około 50 kHz. W analogicznych badaniach przeprowadzonych z wykorzystaniem tkanki żywej, w której transmisja odbywała się poprzez skórę uzyskano inne wyniki, choć również w tym przypadku charakterystyka przenoszenia jest silnie pofalowana. Wyniki pomiaru zostały zaprezentowane na rysunku 5.8. Potwierdza to zatem fakt, że właściwości akustyczne tkanki żywej są różne od

uzyskanych z wykorzystaniem preparatów anatomicznych. Nierównomierna charakterystyka przenoszenia ustroju akustycznego, jakim jest skóra i kość skroniowa wpływa oczywiście na percepcję prezentowanych bodźców ultradźwiękowych i może mieć wpływ na uzyskane wyniki badań.



Rysunek 5.7. Częstotliwościowa charakterystyka przenoszenia kości skroniowej uzyskana na podstawie pomiarów na kości suchej (linią ciągłą oznaczono wyniki dla pierwszego preparatu, linią przerywaną-drugiego) – cytowane za [24]



Rysunek 5.8. Częstotliwościowa charakterystyka przenoszenia dźwięku na drodze skóra-kość skroniowa-ucho wewnętrzne (wynik przykładowego badania in vivo) – cytowane za [24]

Ponieważ parametry przenoszenia ultradźwięków drogą kostną do narządu słuchu mają silnie pofalowany, niestabilny i jednocześnie osobniczy charakter, to transmisja, szczególnie wąskopasmowych słabych sygnałów ultradźwiękowych, może być diametralnie różna i to mimo np. takiego samego obrazu audiologicznego pacjentów. Ten sam sygnał w przypadku jednego pacjenta będzie docierał do narządu słuchu, a w przypadku innego może być tłumiony.

5.4. Materiał dźwiękowy do badań

Przed przystąpieniem do badań z pacjentami mających na celu określenie możliwości i skuteczności zastosowania niskich poziomów szumu ultradźwiękowego u pacjentów cierpiących na szумы uszne, przygotowano odpowiedni materiał dźwiękowy [141]. W tym celu posłużono się wskazaniem Lenhardta [114]. Z jego badań wynika, że w uwagi na rezonans mózgu warto stosować szum ultradźwiękowy ze szczytową energią skupioną wokół częstotliwościach 26 kHz i 39 kHz. Dodatkowo, biorąc pod uwagę koncepcję zastosowania ultradźwięków w terapii *Tinnitus* jako analogii do techniki *ditheringu* postanowiono ukształtować widmo szumu w kształcie trójkąta dla szumów wąskopasmowych o częstotliwościach środkowych 26 kHz i 39 kHz. Poza tym przygotowano dwa wzorce szumów szerokopasmowych: 20-80 kHz i 30-50 kHz. Chciano w ten sposób sprawdzić różnice pomiędzy zastosowaniem sygnałów wąsko- i szerokopasmowych. Przy użyciu w ten sposób przygotowanych wzorców przeprowadzono wstępne badania z udziałem 6 osób w celu w celu opracowania dalszej metodyki postępowania. Wyniki tych badań zostały opublikowane przez autora [142, 143], a wnioski wynikające z tych badań wykorzystano w kolejnej fazie. Postanowiono poszerzyć badania o jeszcze jeden dodatkowy wzorzec szumu o parametrach 25-55 kHz.

Próbki dźwiękowe zostały wygenerowane przy zastosowaniu programu AdobeAudition. Początkowo wygenerowano szum biały w paśmie 20 kHz – 80 kHz. Szumy szerokopasmowe zostały ograniczone do założonych pasm z wykorzystaniem filtru pasmowo-przepustowego z oknem Kaisera 180 dB. Dla pozostałych wzorców, by uzyskać trójkątną obwiednię widma szumu, wykorzystano graficzny interfejs służący do modelowania widma dźwięku. Otrzymane próbki zostały zachowane w formacie plików WAV.

W rezultacie do dalszych badań wykorzystywano pięć wzorców szumu ultradźwiękowego (*dithera*):

- 20 kHz – 80 kHz, przyjęto stosować następujące oznaczenie skrótowe: *Dither 20-80*,

- 25 kHz – 55 kHz, w skrócie: *Dither 25-55*,
- 30 kHz – 50 kHz, w skrócie: *Dither 30-50*,
- wąskopasmowy szum o częstotliwości środkowej 26 kHz, obwiednia widma trójkątna, w skrócie: *Dither 26*,
- wąskopasmowy szum o częstotliwości środkowej 39 kHz, obwiednia widma trójkątna, w skrócie: *Dither 39*.

5.5. Pomiar natężenia akustycznego sygnałów ultradźwiękowych

W celu sprawdzenia i weryfikacji rzeczywistych parametrów generowanych dźwięków przed przeprowadzeniem badań dokonano szeregu pomiarów laboratoryjnych, potwierdzających uzyskanie założonych parametrów wzorców *dithera*. W dalszej części znajdują się również wyniki pomiaru natężenia akustycznego sygnału generowanego przez urządzenie *The Inhibitor*.

Pomiary, dotyczące parametrów akustycznych układu wykorzystywanego do badań, zostały dokonane w Laboratorium Techniki Ultradźwiękowej Instytutu Telekomunikacji Teleinformatyki i Akustyki Politechniki Wrocławskiej. Na powyższe badania składał się pomiar natężenia fali ultradźwiękowej, pomiar charakterystyki impedancyjnej przetwornika, stanowiącego element słuchwaki kostnej zestawu laboratoryjnego oraz analiza widmowa wszystkich stosowanych wzorców *dithera*.

Do wyznaczenia natężenia fali dźwiękowej posłużono się pomiarem ciśnienia promieniowania ultradźwięków w wodzie. W metodzie tej wykorzystuje się fakt, że ciśnienie promieniowania dźwięku występuje jako ciśnienie stałe w miejscach nieciągłości gęstości energii w polu dźwiękowym, np. na powierzchni granicznej dwóch ośrodków o różnych opornościach akustycznych. Kierunek działania ciśnienia promieniowania przebiega od środowiska o większej gęstości energii do środowiska o mniejszej gęstości, przy czym gęstość energii jest związana z prędkością dźwięku i impedancją akustyczną. Ciśnienie promieniowania jest niezależne od częstotliwości. Mierząc ją, można obliczyć natężenie akustyczne lub moc akustyczną. Metodę tę stosuje się do określania energii przenoszonej przez wiązkę dźwięku przez daną powierzchnię. Kierując wiązkę promieni ultradźwiękowych na ruchomy reflektor, mierzy się siłę wywieraną przez tę wiązkę. Siła ta jest proporcjonalna do całkowitej mocy akustycznej występującej na reflektorze [63, 132, 176]. Jest to powszechnie stosowana metoda do pomiarów m.in. urządzeń medycznych

wykorzystywanych do badań i terapii z użyciem urządzeń ultradźwiękowych. Zgodnie z tą metodą moc akustyczna jest opisana następującą zależnością [63, 82, 83, 131]:

$$P_{ak} = \frac{F \cdot c_0}{2 \cos^2 \alpha} = \frac{\Delta m \cdot g \cdot c_0}{2 \cos^2 \alpha} = k \cdot \Delta m [W] \quad (5.1)$$

gdzie:

P_{ak} – moc akustyczna;

F – siła, którą wywiera ciśnienie promieniowania na reflektor;

c_0 – prędkość dźwięku w ośrodku, woda 22°C, $c_0 = 1485 \text{ m/s}$;

α – kąt między kierunkiem padania dźwięku a normalną do reflektora, $\alpha = 25^\circ$;

Δm – różnica masy reflektora przed i po oddziaływaniu siły promieniowania;

g – przyspieszenie ziemskie, $g = 9,81 \text{ m/s}^2$;

k – stała dla danego układu pomiarowego.

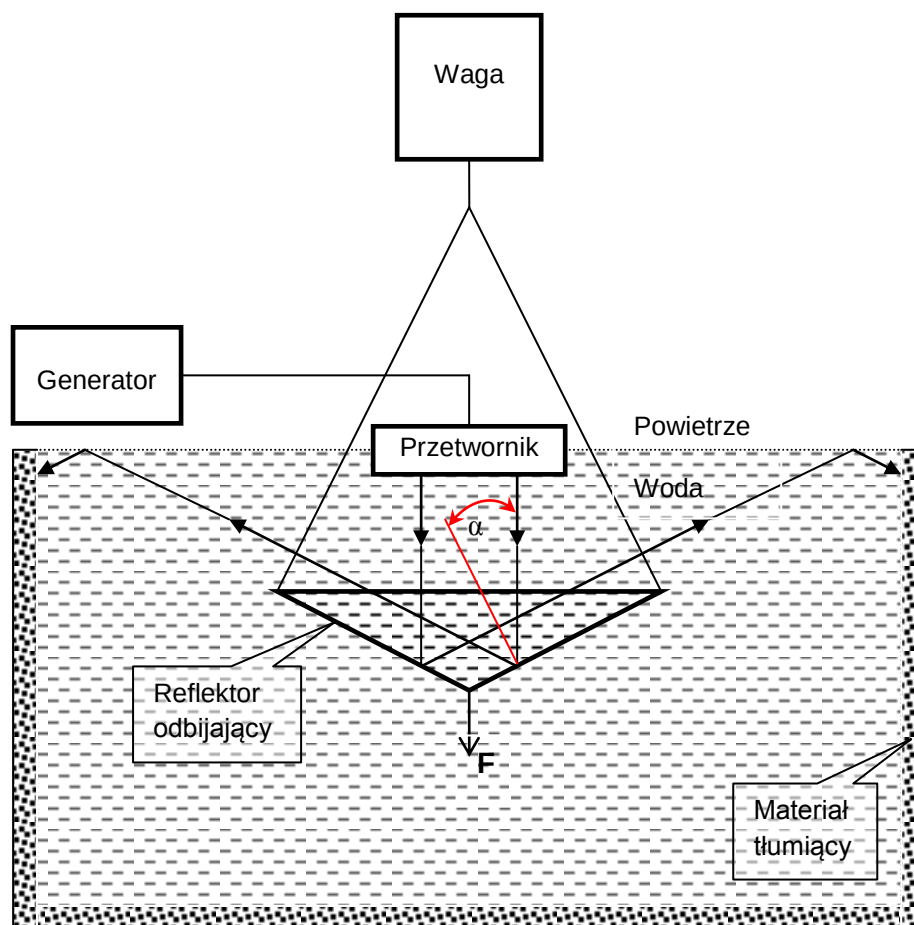
Dla danego układu pomiarowego możliwe jest obliczenie stałej k , co upraszcza dalsze obliczenia.

$$k = \frac{g \cdot c_0}{2 \cos^2 \alpha} = \frac{9,81 \cdot 1485}{1,642} = 8872 \left[\frac{W}{kg} \right] \quad (5.2)$$

Dla wykorzystywanego układu pomiarowego spodziewana wartość mocy promieniowanej przez przetwornik jest wyrażona w mW, zaś zmiana masy w mg, dlatego dla ułatwienia obliczeń można przeskalować stałą k , mnożąc ją przez wartość 0,001, w wyniku czego otrzymuje się ostateczny wzór w postaci:

$$P_{ak} = 8,872 \cdot \Delta m [mW] \quad (5.3)$$

Na rysunku 5.9 znajduje się schemat blokowy układu pomiarowego wraz z naniesionym sposobem rozchodzenia się fali ultradźwiękowej w trakcie pomiaru ciśnienia promieniowania. W skład układu wchodzi generator wzorców *dithera* z przetwornikiem ultradźwiękowym o średnicy $\phi = 1 \text{ cm}$ i powierzchni $S = 0,78 \text{ cm}^2$ (opisany w rozdziale 5.1) oraz stanowisko laboratoryjne składające się ze zbiornika wody, reflektora odbijającego o kącie rozwarcia równym 130° i kącie padania $\alpha = 25^\circ$. Stanowisko laboratoryjne zostało wyposażone w wagę analityczną RADWAG AS220/X o dokładności 0,1 mg.



Rysunek 5.9. Schemat blokowy układu pomiarowego z naniesionym sposobem rozchodzenia się fali ultradźwiękowej w czasie pomiaru

Zmierzone w ten sposób ciśnienie promieniowania dźwięku jest scałkowane po całym przekroju pola dźwiękowego przetwornika, tj. zmierzona siła jest proporcjonalna do mocy akustycznej P_{ak} . Średnie natężenie akustyczne I_{sr} obliczone z mocy akustycznej P_{ak} i powierzchni promieniującej S dla badanego układu wynosi:

$$I_{sr} = \frac{P_{ak}}{S} \left[\frac{mW}{cm^2} \right] \quad (5.4)$$

gdzie:

I_{sr} – średnie natężenie akustyczne;

S – powierzchnia promieniująca;

Wykorzystując omawianą powyżej metodę pomiarową, zmierzono natężenie akustyczne wzorców *dithera* stosowanych w badaniach oraz natężenie fali ultradźwiękowej generowanej przez urządzenie *The Inhibitor*.

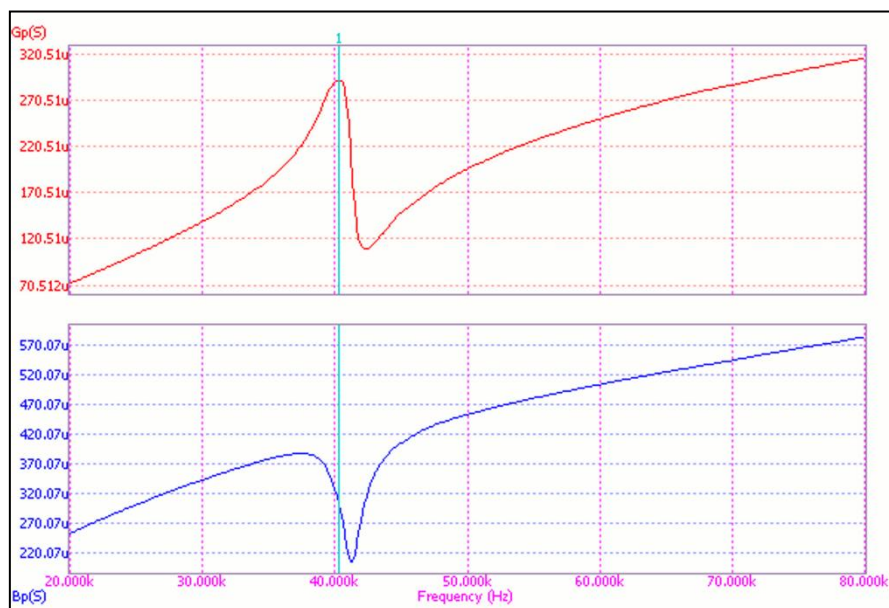
Największą różnicę masy reflektora uzyskano dla *Dithera 20-80* podawanego z największym możliwym poziomem natężenia i wyniosła ona $\Delta m = 0,9 \text{ mg}$. W rezultacie otrzymano maksymalną możliwą do uzyskania w badanym zestawie laboratoryjnym wartość natężenia akustycznego wynoszącą $I_{sr} = 10,15 \text{ mW/cm}^2$. Dla pozostałych wzorców *dithera*, tak jak przypuszczano, wyniki pomiaru były mniejsze. Wynika to z tego, że wzorce te powstały na skutek ograniczania pasma pierwotnego wzorca *Dithera 20-80*. Z uwagi na to, że uzyskane wyniki oscylowały w dolnym zakresie pomiarowym prezentowanego układu, **przyjęto, iż natężenie stosowanych wzorców jest mniejsze niż 10 mW/cm^2** . Biorąc pod uwagę fakt, iż w trakcie przeprowadzanych badań nigdy nie stosowano maksymalnych możliwych natężeń sygnału podawanego z generatora, można przyjąć, że **w trakcie wszystkich przeprowadzonych przez Autora badań przy wykorzystaniu zestawu laboratoryjnego stosowane są wzorce *dithera* o natężeniu mniejszym niż 10 mW/cm^2** .

Wykorzystując opisaną powyżej metodę, dokonano również pomiaru natężenia akustycznego sygnału generowanego przez urządzenie *The Inhibitor*. W tym przypadku uzyskano różnicę masy reflektora równą $\Delta m = 14,5 \text{ mg}$, co daje w rezultacie $P_{ak} = 128,6 \text{ mW}$ wypromieniowanej mocy. Przetwornik, w części stykającej się z wyrostkiem, ma średnicę $\phi = 1,5 \text{ cm}$ i powierzchnię $S = 1,77 \text{ cm}^2$. W rezultacie dla tego urządzenia wyznaczone średnie natężenie akustyczne wynosi $I_{sr} = 72,7 \text{ mW/cm}^2$.

Uważa się, że działanie fali ultradźwiękowej jest całkowicie bezpieczne dla natężenia szczytowego w przestrzeni i uśrednionego w czasie $ISPTA < 100 \text{ mW/cm}^2$ (ang. *SPTA spatial peak, temporal averaged* - szczytowa wartość przestrzenna, uśredniona w czasie) [131]. Zatem w przeprowadzonych badaniach stosowane są sygnały ultradźwiękowe o bezpiecznym natężeniu. Urządzenie *The Inhibitor* cechuje się natężeniem mniejszym niż 100 mW/cm^2 a biorąc pod uwagę zastosowanie przygotowanego zestawu laboratoryjnego, można więc przyjąć, że stosowane przy jego użyciu bodźce mają niskie natężenie, mniejsze niż 10 mW/cm^2 .

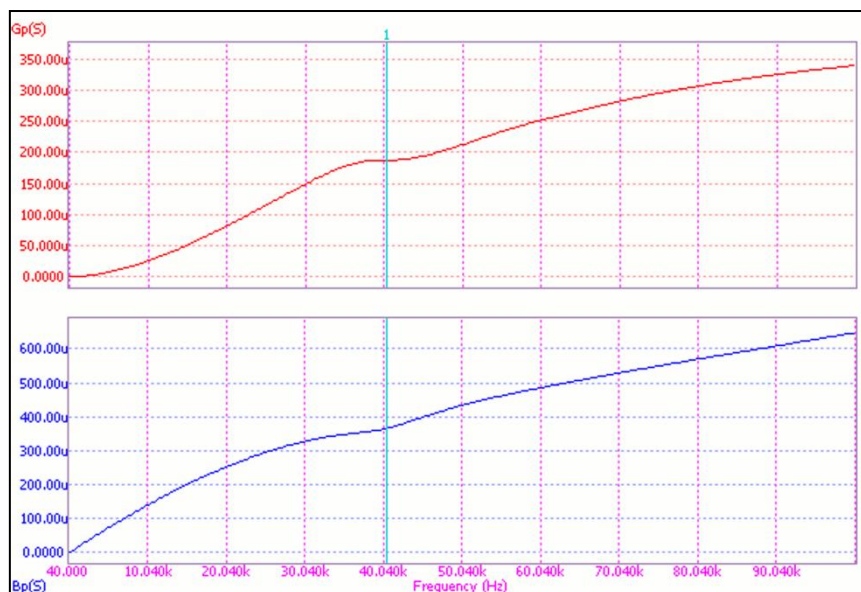
5.6. Pomiar parametrów częstotliwościowych przetwornika ultradźwiękowego

Pomiar charakterystyki częstotliwościowej używanego przetwornika ultradźwiękowego wykonano przy użyciu precyzyjnego analizatora impedancji *Precision Impedance Analyzers* typ 6500B firmy Wayne Kerr Electronics. Poniżej, na rys. 5.10 i 5.11 przedstawiono wyniki pomiarów.



Rysunek 5.10. Charakterystyka impedancyjna przetwornika nieobciążonego – przetwornik w powietrzu

Jak widać z rys. 5.10, nieobciążony przetwornik ma silnie rezonansową charakterystykę o częstotliwości $f_r = 40,3$ kHz. Po umieszczeniu przetwornika na wyrostku sutkowatym, czyli tak jak w trakcie badań z pacjentami, traci on swoją rezonansową charakterystykę (rys. 5.11). Jest to korzystne, gdyż umożliwia skuteczne wytwarzanie sygnałów ultradźwiękowych w szerokim zakresie częstotliwości.



Rysunek 5.11. Charakterystyka impedancyjna przetwornika obciążonego – przetwornik umiejscowiony na wyrostku sutkowatym

5.7. Pomiar charakterystyk widmowych sygnałów ultradźwiękowych

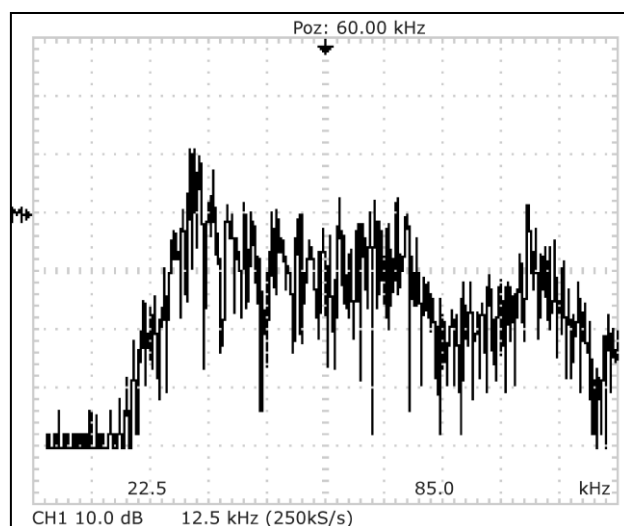
W kolejnym etapie pomiarów sprawdzano charakterystykę widmową wykorzystywanych wzorców *dither* oraz sygnału generowanego przez urządzenie *The Inhibitor*. Pomiary wykonano z wykorzystaniem następujących urządzeń:

- Hydrofon typ 8100 firmy Bruel&Kjaer, użyteczne pasmo przenoszenia: 0,1Hz – 200 kHz;
- Wzmacniacz pomiarowy typ 2607 firmy Bruel&Kjaer, pasmo przenoszenia: 2 Hz – 200 kHz;
- Cyfrowy oscyloskop z pamięcią pomiarów TDS1012B firmy Tektronix, pasmo przenoszenia do 100 MHz z możliwością wykonania analizy FFT mierzonego sygnału;
- Pamięć przenośna do zapisu wyników;
- Naczynie z wodą o temperaturze 37°C o pojemności 1,5 litra, ze stabilizacją temperatury.

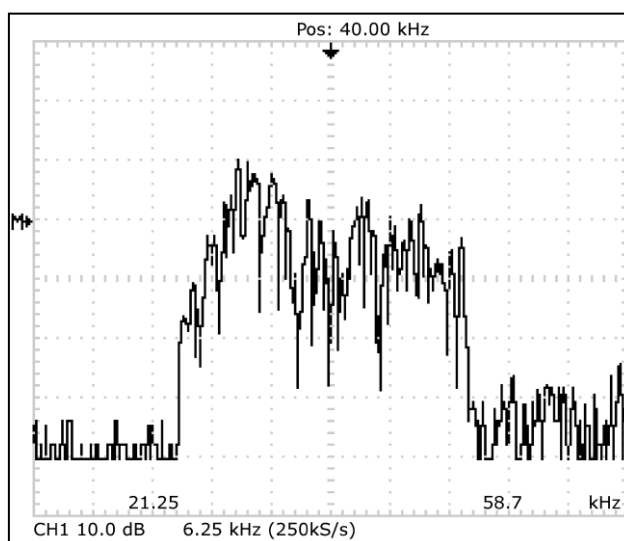
Pomiar wykonano w taki sposób, że przetwornik ultradźwiękowy został umieszczony z hydrofonem w naczyniu z wodą. Objętość wody odpowiada w przybliżeniu objętości czaszki człowieka. W pierwszej kolejności analizie poddano zestaw laboratoryjny. Do przetwornika podano wzorce sygnału *dither* z generatora, a następnie dokonywano analizy

FFT mierzonego sygnału. Na tej podstawie oceniano czy rzeczywisty sygnał spełnia początkowe założenia co do szerokości pasma sygnału i jego widma. Poniżej na rys. 5.12-5.16 przedstawiono charakterystyki stosowanych wzorców sygnału *dither* uzyskanych na podstawie pomiarów.

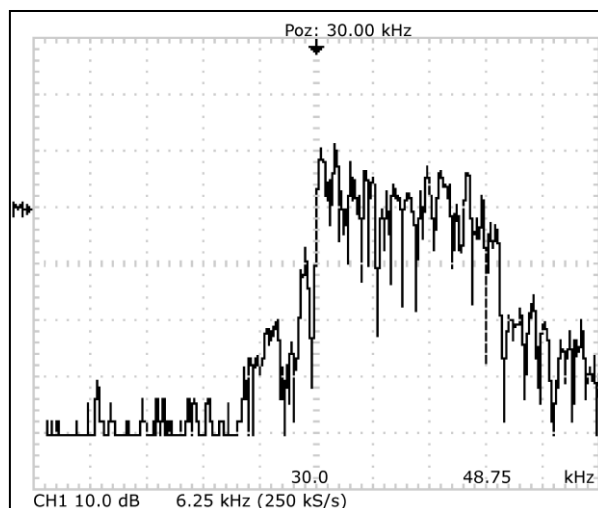
Przeprowadzone analizy widmowe stosowanych sygnałów potwierdzają, że stosowany materiał dźwiękowy spełnia pierwotne założenia prowadzonych badań. Przede wszystkim w widmie wszystkich stosowanych wzorców *dithera* brak jest słyszalnych składowych częstotliwościowych z pasma poniżej 20 kHz. W przypadku *Dithera 20-80* oraz *Dithera 26* w widmie sygnału pojawiają się składowe pierwszej harmonicznej, jednak ich poziom jest mały w stosunku do głównego, założonego wzorca *dithera*.



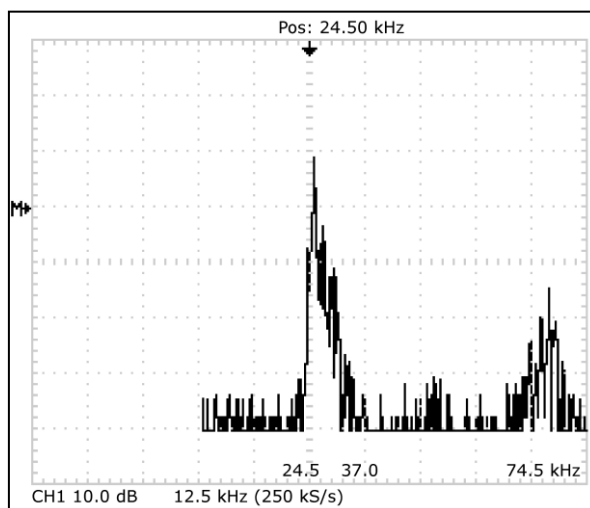
Rysunek 5.12. Analiza FFT *Dithera 20-80*



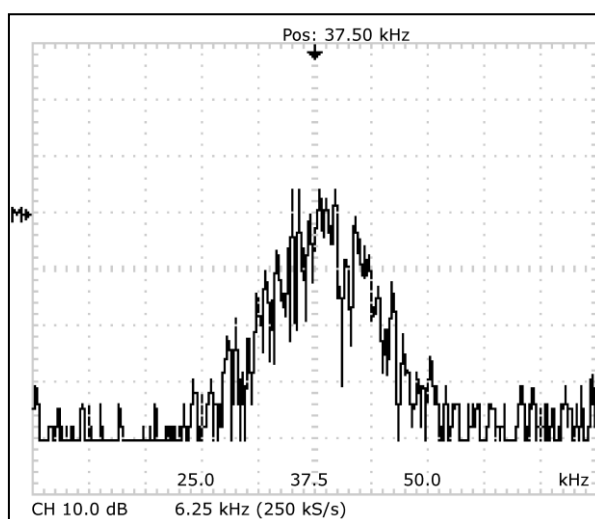
Rysunek 5.13. Analiza FFT *Dithera 25-55*



Rysunek 5.14. Analiza FFT *Dithera* 30-50

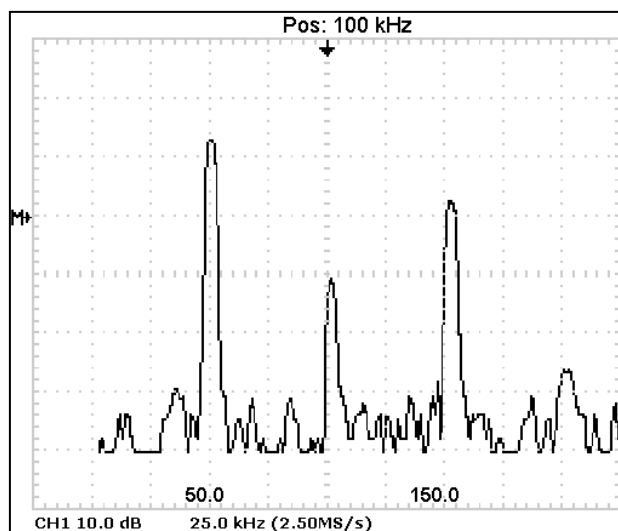


Rysunek 5.15. Analiza FFT *Dithera* 26 o trójkątnej obwiedni widma



Rysunek 5.16. Analiza FFT *Dithera* 39 o trójkątnej obwiedni widma

W kolejnym etapie pomiarów analizie widmowej poddano sygnał generowany przez urządzenie *The Inhibitor*. Do jego wykonania użyto ten sam zestaw pomiarowy, opisany powyżej. Wynik pomiaru znajduje się na rys. 5.17.



Rysunek 5.17. Analiza FFT sygnału urządzenia *The Inhibitor*

Jak widać z rysunku 5.17, urządzenie *The Inhibitor* generuje sygnał, w którym częstotliwość podstawowa sygnału wynosi 50 kHz i powyżej znajdują się kolejne harmoniczne. Na zaprezentowanym rysunku widać harmoniczne o częstotliwości 100 kHz i 150 kHz jednak dalsza analiza (wyniki w załączniku 4) pokazuje, że wyższe składowe sygnału sięgają ponad 300 kHz. W dalszej części badań przeprowadzonych z pacjentami byłoby więc trudno jednoznacznie porównać wyniki uzyskane za pomocą zestawu laboratoryjnego i urządzenia *The Inhibitor*, gdyż zarówno natężenie akustyczne, jak i zawartość widmowa różnią się znacznie. **Postanowiono więc wykorzystywać to urządzenie jedynie u pacjentów cechujących się większym niedosłuchem, w przypadku których oddziaływanie *ditherem* ultradźwiękowym o małej mocy było nieskuteczne.**

6. Metodologia postępowania diagnostycznego

W rozdziale opisano metodologię zastosowanego w ramach niniejszej rozprawy postępowania diagnostycznego u pacjentów poddanych badaniom. Omówiono zawartość merytoryczną ankiet wykorzystywanych podczas wywiadu wraz z możliwą interpretacją uzyskanych w ten sposób wyników. W dalszej części przedstawiono stosowane formularze oraz wykorzystywany zestaw badań diagnostycznych. Ponadto przeprowadzono dyskusję dotyczącą doboru poszczególnych badań diagnostycznych i możliwości ich wykorzystania w postępowaniu diagnostycznym. W końcowej części rozdział zawiera prezentacje i dyskusję otrzymanych wyników badań, ich analizę statystyczną, omówienie i wnioski.

6.1. Wywiad – omówienie ankiety

W rozdziałach 3.3 oraz 3.3.1 opisano zakres badań, jakimi powinni być poddani pacjenci cierpiący na szumy uszne. Nadrzędnym celem takiego postępowania diagnostycznego jest wyeliminowanie przypadków szumów usznych, będących następstwem np. nieprawidłowości w obrębie części pozaślimakowej lub centralnej drogi słuchowej bądź o podłożu naczyniowym lub mechanicznym, które należy leczyć przyczynowo.

Pierwszym elementem postępowania diagnostycznego pacjentów z szumami usznymi jest wywiad (anamneza), gdyż dostarcza on ważnych informacji o prawdopodobnej etiologii szumów, ich charakterze, początku powstania, przebiegu i nasileniu dolegliwości [6, 7, 51]. W ramach prowadzonych badań wykorzystywana była jednolita ankieta, dzięki której zapewniono systematykę zebranych danych, co daje możliwość ich porównania po zakończeniu badań czy też terapii. Skrócona i pogładowa ankieta została przedstawiona na rysunku 6.1.a i 6.1.b. Pełna ankieta w formie, w jakiej była wykorzystywana podczas badań, znajduje się w załącznikach 5a-5d.

Ankieta została przygotowana z wykorzystaniem m.in. merytorycznej zawartości internetowej ankiety szumów usznych dostępnych na stronie www.telezdrowie.pl, którego koncepcja, narzędzia badawcze i oprogramowanie systemu opracowano w ramach współpracy Instytutu Fizjologii i Patologii Słuchu w Warszawie z Katedrą Systemów Multimedialnych Politechniki Gdańskiej oraz z wykorzystaniem opracowań innych badaczy [7, 9, 185].

Ankieta zawiera 37 pytań pogrupowanych w bloki tematyczne, które dotyczą:

- (pyt. 1-4) okresu, w którym wystąpiły szумы oraz przebiegu dotychczasowej diagnostyki, leczenia i terapii,
- (pyt. 5-7) lateralizacji percepcji szumów, ich charakteru i odczuwanych wrażeń słuchowych,
- (pyt. 8-9) obciążeń dziedzicznych lub uwarunkowań wynikających z przebiegu innych chorób uszu bądź współistniejących schorzeń miejscowych lub ogólnych, które mogą generować lub wzmacniać istniejące dolegliwości
- (pyt. 10) częstości występowania szumów usznych,
- (pyt. 11-12) współistnienia innych dolegliwości takich, jak: zwroty głowy czy nadwrażliwość słuchowa,
- (pyt. 13-15) zażywania leków, w tym takich o działaniu ototoksycznym oraz zatyczek usznych, które mogą powodować lub nasilać odczuwanie szumów usznych,
- (pyt. 16-18) czynników, które mogą zmieniać czasowe odczuwanie szumów usznych takich jak hałas, zmęczenie, stres,
- (pyt. 19) cech, które mogą wskazywać na naczyniową lub mechaniczną etiologię szumów usznych,
- (pyt. 20) czynników środowiskowych, które doprowadzając do urazu akustycznego, mogą być przyczyną szumów usznych,
- (pyt. 21) identyfikacji, co stwarza pacjentowi największy problem: szum uszny, nadwrażliwość słuchowa czy niedosłuch,
- (pyt. 22-24) używania substancji niebędących lekami działających szkodliwie na narząd słuchu i mogących mieć wpływ na szum uszny,
- (pyt. 25-27) skalowania przez pacjenta subiektywnego stopnia dokuczliwości i wpływu szumu usznego na codzienne życie
- (pyt. 28-37) określenia i oceny przez pacjenta stopnia świadomości szumów usznych i ocena ich wpływu na życie i konkretne czynności dnia.

Ankieta dotycząca dolegliwości związanych z szumami usznymi		
1. Od kiedy występują SZU? Jak długo trwają? Więcej niż 5 min.?		
2. Co było przyczyną powstania SZU, z czym je wiążesz?		
3. Czy SZU były diagnozowane lub leczone? Gdzie i kiedy?		
4. Czy były stosowane generatory szumu lub inne nośniki do terapii SZU?		
5. Gdzie odczuwalne są SZU?	☐ UL i UP ☐ UL ☐ UP ☐ W głowie	
6. Które dźwięki najbardziej przypominają dźwięki słyszane przez Pana/Panią		
7. Proszę opisać swoje wrażenia słuchowe i dolegliwości związane z SZU.		
8. Czy ktoś w rodzinie ma kłopoty ze słuchem?	☐ Tak ☐ Nie	Kto?
9. Czy miewał P. infekcje, wycieki lub inne problemy zapalne uszu?	☐ Tak ☐ Nie	Jakie?
10. Jak często zdarza się Panu/i słyszeć pisk lub szum, którego nie słyszą inni?	☐ Stale ☐ Często ☐ Czasami ☐ Raczej nigdy	
11. Czy miewa P. zawroty głowy lub uczucie niepewności statycznej?	☐ Stale ☐ Często ☐ Czasami ☐ Raczej nigdy	
12. Czy ma P. nadwrażliwość na dźwięki pod wpływem dźwięków otoczenia? (uczucie bólu, dyskomfortu w uszach pod wpływem dźwięku)	☐ Tak ☐ Nie	
13. Czy przyjmuje Pan/i regularnie jakieś leki?	☐ Tak ☐ Nie	Jakie?
14. Czy kiedykolwiek dostawał Pan/i gentamycynę lub streptomycynę?	☐ Tak ☐ Nie	
15. Czy używa Pan/i zatyczek usznych (stoperów)?	☐ Tak ☐ Nie	
16. Czy duży hałas nasila SZU na minimum kilka godzin?	☐ Tak ☐ Nie	
17. Czy bywają okresy, gdy SZU staje się głośniejszy?	☐ Tak ☐ Nie	☐ Przy zmęczeniu ☐ Przy stresie ☐ W ciszy
18. Czy bywają okresy, gdy SZU cichnie lub w ogóle go nie ma?	☐ Tak ☐ Nie	
19. Czy SZU bywa pulsujący?	☐ Tak ☐ Nie ☐ Nie zauważyłem/am	
20. Czy kiedykolwiek był P. narażony na duży (nagły lub przewlekły) hałas?	☐ Tak ☐ Nie	
21. Co jest Pana/i największym problemem?	☐ Szum uszny ☐ Nadwrażliwość ☐ Niedosłuch	
22. Ile szklanek kawy pije Pan/i dziennie?		
23. Czy pije Pan/i alkohol?		
24. Czy pali Pan/i papierosy?		

Rysunek 6.1.a Pierwsza strona skróconej ankiety wykorzystywanej do przeprowadzania wywiadu z pacjentem – widok skrócony i poglądowy

Skalowanie szumów usznych i ich wpływu na codzienne życie												
25. Zaznacz w skali od 0 do 10 jak bardzo Twoje SZU Ci dokuczają?	0 Zupełnie nie dokuczają	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	(dotyczy tylko szumów trwających dłużej niż 5 min.)
26. Średnio jak głośno miał/a Pan/i SZU w ostatnim miesiącu w skali od 0 do 10?	0 Brak szumów	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	(dotyczy tylko szumów trwających dłużej niż 5 min.)
27. Jak duży negatywny wpływ na Pana/i życie miały SZU w skali od 0 do 10?	0 Brak negatywnego wpływu	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	(dotyczy tylko szumów trwających dłużej niż 5 min.)
Ocena utrudnień w życiu codziennym spowodowanych występowaniem szumów usznych												
	Nigdy	Czasami	Często									
28. Czy z powodu SZU trudno się jest Panu/i skoncentrować?	☐	☐	☐									
29. Czy z powodu SZU trudno jest Panu/i zrozumieć innych?	☐	☐	☐									
30. Czy SZU sprawiają, że ma Pan/i trudności z czytaniem?	☐	☐	☐									
31. Czy SZU przeszkadzają w życiu towarzyskim (kino, teatr, rest.)	☐	☐	☐									
32. Czy SZU utrudniają Panu/i wykonywanie pracy zawodowej?	☐	☐	☐									
33. Czy SZU wywołały napięcie w relacjach z rodziną/przyjaciółmi?	☐	☐	☐									
34. Czy czuje Pan/i, że nie może uciec przed SZU?	☐	☐	☐									
35. Czy denerwuje się Pan/i SZU?	☐	☐	☐									
36. Czy trudno się Panu/i skupić na czym innym niż SZU?	☐	☐	☐									
37. Czy czuje Pan/i, że nie może sobie dać rady z SZU?	☐	☐	☐									

Rysunek 6.1.b Druga strona skróconej ankiety wykorzystywanej do przeprowadzania wywiadu z pacjentem – widok skrócony i poglądowy.

W przypadku pacjentów z większym niedosłuchem, u których w dalszych etapach badań wykorzystywane było urządzenie *The Inhibitor*, stosowano rozszerzony wywiad z wykorzystaniem ankiety przygotowanej przez producenta do oceny efektów terapii tym urządzeniem. Na rysunku 6.2 znajduje się skrócony widok tej ankiety. Pełna wersja znajduje się w załączniku 6. Ankieta ta zawiera dodatkowe kryteria wykluczające stosowanie urządzenia, gdy pacjent ma:

- wszczepiony rozrusznik serca,
- zamocowany metalowy aparat ortodontyczny,
- metalowe implanty w głowie lub szyi,
- skłonności do migren i bólów głowy,
- zakrzepicę,

- inną chorobę, w której lekarz nałożył przeciwwskazania,
- przebył operacje w ciągu ostatnich 6 miesięcy lub jest w okresie rekonwalescencji,
- jest w ciąży.

Kryteria wykluczające		
Tak	Nie	Czy masz wszczepiony rozrusznik serca?
Tak	Nie	Czy jesteś w ciąży?
Tak	Nie	Czy masz zamocowany metalowy aparat ortodontyczny?
Tak	Nie	Czy masz metalowe implanty w głowie lub szyi?
Tak	Nie	Czy masz skłonności do migren lub bólów głowy?
Tak	Nie	Czy miałeś jakieś operacje (w ostatnich 6 miesiącach) i jesteś w okresie rekonwalescencji?
Tak	Nie	Czy masz zakrzepicę?
Tak	Nie	Czy masz jakąś chorobę, w której lekarz nałożył jakieś przeciwwskazania?

Wynik terapii: 1 = prawie niezauważalna 10 = nie do zniesienia

Godzina	Uciążliwość szumów usznych przed prezentacją dźwięku Inhibitora											Uciążliwość szumów usznych po prezentacji dźwięku Inhibitora											Czas trwania ulgi
	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	

Rysunek 6.2. Skrócony i poglądowy widok ankiety rozszerzającej wywiad oraz wykorzystywanej do oceny efektywności terapii w przypadku pacjentów, u których zastosowano urządzenie *The Inhibitor*

6.2. Zakres badań audiometrycznych

Podczas badań prowadzonych w ramach niniejszej rozprawy założono, iż terapii będą poddawane osoby, które są w trakcie lub przeszły już kompleksową diagnostykę laryngologiczną, otoneurologiczną, obrazową i audiologiczną. W pojedynczych przypadkach, kiedy warunek ten nie został spełniony przez pacjentów, zalecano im przebycie takiej diagnostyki w specjalistycznych poradniach.

Zakres badań, którym byli poddawani pacjenci w ramach niniejszej pracy, częściowo pokrywa się z szeroko rozumianą diagnostyką lekarską, jednak posłużył w pracy głównie do

weryfikacji i analizy wyników dotyczących przedmiotu niniejszej rozprawy. Celem dodatkowym badań było wyeliminowanie ewidentnych przypadków wskazujących na obiektywną etiologię szumów usznych, które zamiast terapii powinny być poddane leczeniu przyczynowemu. Systematyka tych badań ma posłużyć ponadto do zdefiniowania kryteriów wykluczających bądź wskazujących grupę potencjalnych pacjentów podatnych na dany rodzaj terapii będący przedmiotem badań.

Przedmiotem rozprawy były m.in. prace nad metodą terapii osób cierpiących na szumy uszne z zastosowaniem linearyzacji ultradźwiękowej charakterystyki transmisyjnej ucha. Opisywane powyżej postępowanie diagnostyczne pacjentów stanowi ich pierwszą, wstępną część. W jej ramach została jednocześnie poddana weryfikacji metoda oznaczania cech charakterystycznych subiektywnych szumów usznych z zastosowaniem syntezy dźwięku. Z tego powodu w początkowej fazie prac poszukiwano właściwego zestawu badań audiologicznych, które pozwoliłyby na:

- uzyskanie możliwie szerokiego obrazu audiologicznego pacjentów,
- określanie w jasny i precyzyjny sposób skuteczność badanych metod,
- udokumentowanie uzyskanych wyników,
- przeprowadzanie badań w sposób prosty i szybki.

Postanowiono więc zgodnie ze wskazówkami innych badaczy [7, 9] dobrać możliwie szeroki panel badań audiologicznych a następnie zweryfikować jego przydatność na grupie sześciu pacjentów. W skład w ten sposób zdefiniowanego zestawu badań wchodziło:

- I. badanie otoskopowe z użyciem ręcznego otoskopu Heine mini 2000;
- II. audiometria tonalna: wyznaczenie progu przewodnictwa powietrznego i kostnego z wykorzystaniem audiometru Interacoustics AD 229E;
- III. badanie otoemisji akustycznych SPOAE, TEOAE, DPOAE z wykorzystaniem urządzenia Scout Sport.
- IV. badanie potencjałów wywołanych z pnia mózgu ABR z wykorzystaniem urządzenia Marta firmy BILMED
- V. oznaczenie parametrów psychoakustycznych szumów usznych przy użyciu audiometru;

Poniżej znajduje się syntetyczne omówienie powyższych kroków i ich znaczenia w diagnostyce. Zadaniem badania otoskopowego była ocena drożności przewodu słuchowego

zewnętrznego i wyglądu błony bębenkowej. Miało to wykluczyć przypadki, w których niedosłuch pacjenta, jak i szum uszny mógłby być wywołany przez ciało obce w przewodzie słuchowym, perforację błony bębenkowej lub nieprawidłowości w dalszej części drogi słuchowej. Ocena błony bębenkowej, jej przezierności, koloru i refleksu świetlnego pomaga w ocenie stanu ucha środkowego. Pozwala potwierdzić lub wykluczyć możliwe nieprawidłowości takie, jak m.in.: wysiękowe, przewlekłe lub ostre zapalenie ucha środkowego, niedrożność trąbki słuchowej, które mogą być przyczyną szumów usznych. Jest przy tym badaniem prostym, szybkim i nie wymagającym kosztownego wyposażenia. Badanie wykonywano z zachowaniem pełnej asekuracji.

Audiometria tonalna jest podstawowym badaniem audiometrycznym. Przebieg krzywych progowych: powietrznej i kostnej oraz ich wzajemne położenie pozwala określić stopień i rodzaj ubytku słuchu, wskazać na przyczynę i jego lokalizację. Występowanie rezerwy ślimakowej (różnica pomiędzy krzywą powietrzną i kostną ≥ 15 dB), krzywa powietrzna o przebiegu płaskim lub opadająca w zakresie niskich częstotliwościach może wskazywać na niedosłuch przewodzeniowy, czyli umiejscowiony w obrębie ucha zewnętrznego lub środkowego. Ten rodzaj niedosłuchu daje zazwyczaj szum uszny o niskiej tonacji. Z kolei brak rezerwy ślimakowej i wynik badania opadający w kierunku wysokich częstotliwości wskazuje na komponentę odbiorczą niedosłuchu o lokalizacji ślimakowej lub poza ślimakowej, w przebiegu którego występujący szum uszny ma najczęściej wysoką tonację. Badanie wykonywano dla standardowych częstotliwości audiometrycznych w zakresie 125 Hz – 8 kHz dla przewodnictwa powietrznego oraz w zakresie 250 Hz – 4 kHz dla przewodnictwa kostnego.

Celowość oceny parametrów psychoakustycznych szumów usznych została opisana szczegółowo w rozdziale 3.3.1.

Wybór badania otoemisji akustycznych poza tym, że jest to zalecane w diagnostyce szumów usznych, miał na celu ocenę stanu komórek słuchowych zewnętrznych narządu Cortiego w ślimaku. Brak charakterystycznych otoemisji w zapisie świadczy bowiem o ich dysfunkcji i wskazuje na potencjalny zakres częstotliwości występowania szumu. Jest to cenne badanie, gdyż właśnie uszkodzeniu komórek zewnętrznych przypisuje się często samorzutne generowanie szumu usznego. W pierwszej fazie badań pacjentom wykonywano badanie otoemisji: spontanicznej SPOAE i wywołanej trzaskiem TEOAE oraz otoemisji produktów zniekształceń nieliniowych DPOAE.

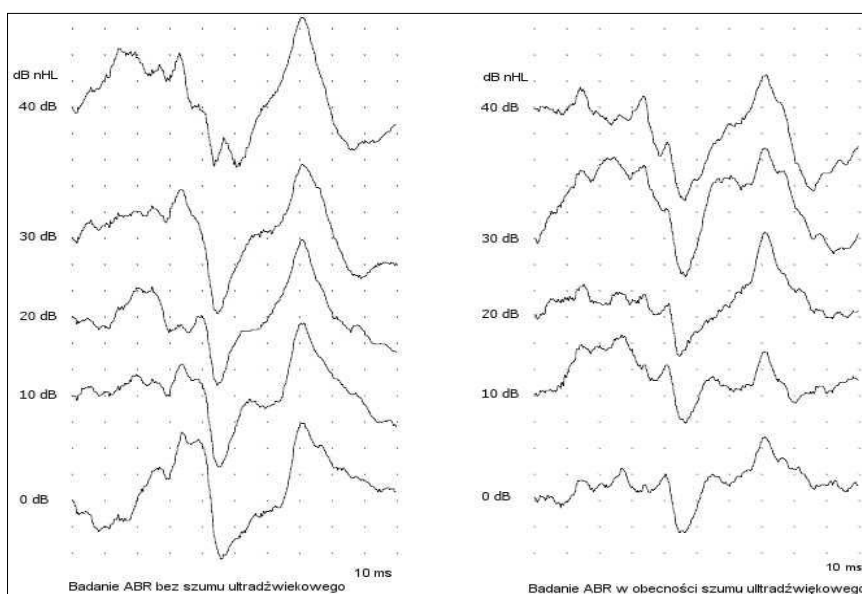
Badanie ABR (ang. *Auditory Brainstem Response*) polega na zarejestrowaniu elektrycznej aktywności mózgu na skutek pobudzania sygnałem dźwiękowym drogę

powietrzną narządu słuchu. Dzięki temu badaniu istnieje możliwość rejestrowania potencjałów generowanych w ślimaku, nerwie słuchowym, pniu mózgu, ośrodkach podkorowych i korze mózgowej. Pobudzenia narządów wchodzących w skład drogi słuchowej prowadzi do nakładania się kolejnych opóźnionych odpowiedzi (latencji), co w sygnale można zaobserwować jako fale. Pochodzenie potencjałów ABR związane jest ze strukturami drogi słuchowej. Wszelkie nieprawidłowości w anatomii dają odzwierciedlenie w zmianach morfologii zapisu oraz parametrów czasowych i amplitud poszczególnych fal. Brak charakterystycznych cech w przebiegu rejestrowanego sygnału świadczy o patologii narządu słuchu, które może być przyczyną powstania szumu usznego. W ramach badań stosowano trzask jako sygnał pobudzający.

Zestaw badań opisanych powyżej miał dać możliwość diagnostyki całej drogi słuchowej: od ucha zewnętrznego po korę mózgową. Ponadto w dalszych badaniach, w których obserwowano wpływ bodźców ultradźwiękowych na szum uszny, miał pozwalać na określenie jego wpływu na obraz audiologiczny pacjenta.

Przeprowadzenie już pierwszych badań pokazało, iż w ten sposób dobrany zestaw badań jest bardzo czasochłonny, nużący i trudny do przeprowadzenia szczególnie w przypadku starszych pacjentów. Minimalny czas przeprowadzenia diagnostyki wynosił około 1,5 h, po których następowały zasadnicze badania będące przedmiotem pracy, dodatkowo wydłużając wizytę pacjenta łącznie do ok. 2-2,5 h. Wyniki wstępnych badań dokonanych z udziałem sześciu pacjentów zostały szczegółowo opisane i zaprezentowane w opublikowanych opracowaniach [142, 143]. Najbardziej czasochłonne, a przy tym najmniej pomocne, w ocenie wpływu bodźców ultradźwiękowych okazało się badanie ABR. W tym przypadku otrzymanie wyników w obecności szumu ultradźwiękowego, który był wykorzystywany w dalszych badaniach, również było utrudnione. Wynikało to z dużych zakłóceń elektromagnetycznych powodowanych przez ultradźwiękową słuchawkę kostną. Wniosek ten wysnuto na podstawie tego, iż samo podanie sygnału do słuchawki kostnej, nawet bez umieszczania jej na wyrostku sutkowatym, powodowało pojawienie się znacznych artefaktów w rzekomo rejestrowanych odpowiedziach. Działo się tak nawet wówczas, gdy bodziec nie był podawany poprzez słuchawki powietrzne do ucha. Aby zminimalizować wpływ tych zakłóceń, stosowano dużą liczbę uśrednień podczas rejestracji odpowiedzi. Na tej podstawie stwierdzono, że próg słyszenia wyznaczony za pomocą ABR poprzez obserwację latencji fali V w obecności sygnału ultradźwiękowego nie zmienia się. Przedstawia to rysunek 6.3. Stosowanie zatem badania ABR do obserwacji wpływu bodźców ultradźwiękowych na odpowiedzi w postaci fal mózgowych okazało się bezcelowe, dlatego zrezygnowano z jego

przeprowadzania. Aby jednak zapewnić diagnostykę części pozaślimakowej, a w szczególności nerwu słuchowego, zdecydowano w zamian zastosować audiometrię impedancyjną z rejestracją odruchów strzemiączkowych badanych przy stymulacji ipsi- i kontralateralnej. Może ona bowiem być wykorzystywana do wykrywania patologicznych nieprawidłowości drogi słuchowej w obrębie nerwu słuchowego m.in. w okolicy kąta mostkowo-mózdkowego [175]. Jest jednocześnie badaniem prostym i szybkim do przeprowadzenia.



Rysunek 6.3. Badanie słuchowych potencjałów wywołanych z pnia mózgu u badanego nr 2 rejestrowanych z wykorzystaniem trzasku w uchu prawym

Poszukując innych wskaźników, które mogłyby w końcowej fazie badań posłużyć do wyciągnięcia odpowiednich wniosków i skorelowania parametrów audiologicznych z wynikami badań nad wpływem ultradźwięków w terapii szumów usznych, poszerzono ostateczny panel diagnostyczny o audiometrię wysokoczęstotliwościową. Wykonywano ją dla częstotliwości wyrażonych w kHz: 8; 10; 12,5; 16; 18; 19; 20. Wyjściem dla takiego postępowania były publikacje badaczy, którzy wskazują, że ten rodzaj audiometrii może i powinien być wykonywany w przypadku pacjentów cierpiących na szum uszny przy zachowanym normalnym progu słyszenia mierzonym klasycznie [23, 81]. Wynika to z faktu, że w takich przypadkach próg mierzony w audiometrii wysokoczęstotliwościowej może odbiegać od normy. Inni sugerują, że kombinacja wyników badań otoemisji akustycznych DPOAE w połączeniu z audiometrią wysokoczęstotliwościową może dostarczyć dodatkowych klinicznych informacji na temat słyszenia peryferyjnego [52].

Jak wspomniano wcześniej, jednym z celów pracy była ocena skuteczności i efektywności zastosowania *Synteźatora* dźwięku w określaniu parametrów psychoakustycznych szumów usznych. Dołączono więc tę metodę pomiaru do zestawu badań diagnostycznych. Szczegółowy opis procedury pomiarowej znajduje się w podrozdziale 6.3.

Uwzględniając wcześniejsze obserwacje, dostosowano czas przeprowadzania badania do możliwości kondycyjnych pacjentów w ten sposób, że zrezygnowano z badania ABR, a otoemisje ograniczono jedynie do pomiaru DPOAE. W ten sposób ostateczny panel badań diagnostycznych przedstawiła się w sposób następujący:

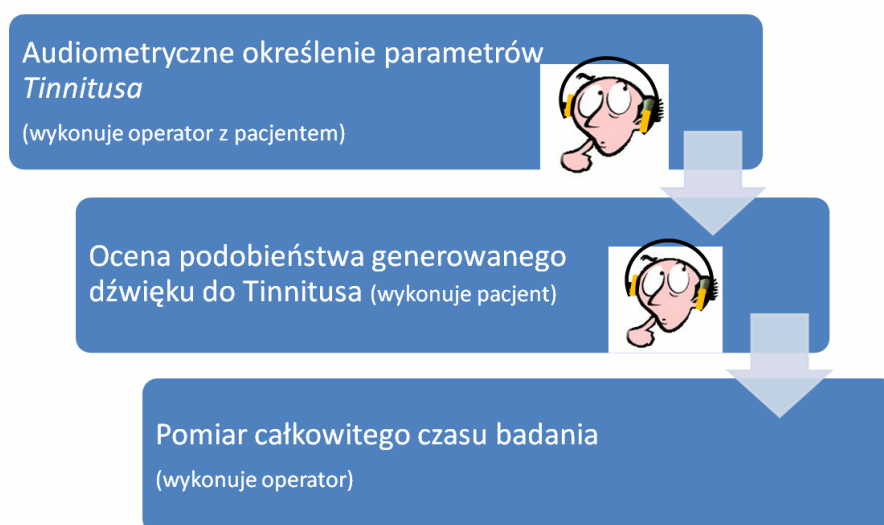
- I. badanie otoskopowe z użyciem ręcznego otoskopu Heine mini 2000;
- II. audiometria tonalna i impedancyjna: wyznaczenie progu przewodnictwa powietrznego i kostnego oraz odruchów strzemiączkowych z wykorzystaniem audiometru z wbudowanym tympanometrem Interacoustics AA 222;
- III. audiometria wysokoczęstotliwościowa z wykorzystaniem audiometru GN Otometrics Madsen Orbiter 922;
- IV. badanie otoemisji akustycznych DPOAE z wykorzystaniem urządzenia Scout Sport;
- V. oznaczenie parametrów psychoakustycznych szumów usznych przy użyciu audiometru i *Synteźatora*.

6.3. Metodyka oznaczania parametrów psychoakustycznych szumów usznych z wykorzystaniem audiometru i *Synteźatora*

Badanie skuteczności i efektywności wykorzystania syntezy dźwięku w określaniu parametrów szumów usznych zostało dokonane w niniejszej rozprawie na podstawie przeprowadzonych badań porównawczych przy użyciu audiometru oraz *Synteźatora*. Ten ostatni został szczegółowo opisany w rozdziale 4.2 i 4.3. Sposób jego obsługi zawarty jest w rozdziale 4.4.

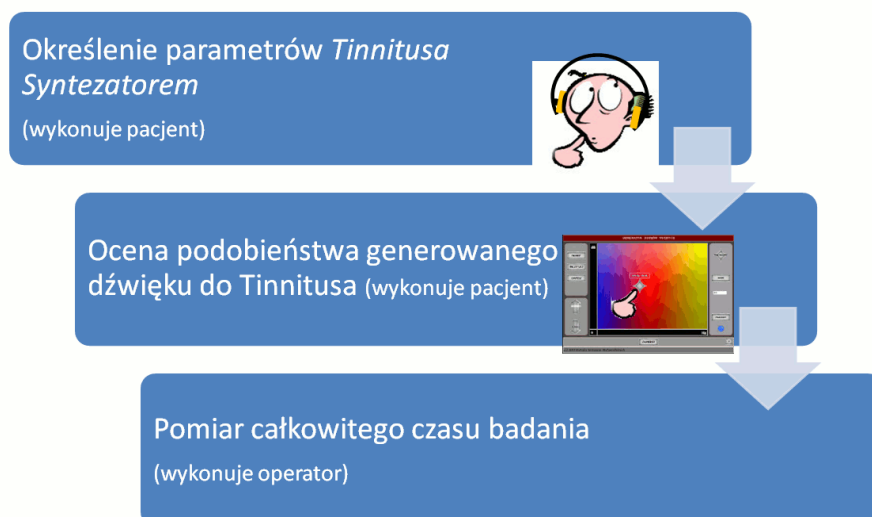
Poniżej znajduje się opis przeprowadzanej procedury pomiarowej będącej częścią wstępnego postępowania diagnostycznego (rozdz. 6.2, pkt. V) przy wykorzystaniu obu urządzeń. Wykorzystując opis wrażeń słuchowych związanych z odczuwaniem *Tinnitusa*, zawartej w wywiadzie z pacjentem, badający przystępuje się do zasadniczej części badania, które składa się z dwóch etapów następujących po sobie, w podanej poniżej lub odwróconej kolejności. Etapami tymi są:

- I. Prezentacja dostępnych w audiometrze tonów prostych lub szumów wąskopasmowych o różnych częstotliwościach dokonywana zgodnie z opisem zaprezentowanym przez Henry'ego [76] przy jednoczesnym zastosowaniu modyfikacji zgodne ze wskazówkami Schwartz [164] (patrz rozdział 3.3.1). Oznacza to, że najpierw starano się znaleźć ton, którego częstotliwość była jak najbardziej zbliżona do wysokości percypowanego *tinnitusa*, a dopiero w dalszej kolejności ustalana była jego głośność. Audiometr obsługiwany był przez osobę wykwalifikowaną – protetyka słuchu, który na podstawie odpowiedzi badanego starał się podawać przykłady dźwiękowe jak najbardziej zbliżone do odczuwanych szumów usznych. W tym etapie, poza współpracą z przeprowadzającym badanie, zadaniem badanego była ocena subiektywnego podobieństwa generowanego dźwięku do własnego szumu usznego w skali od 0 do 10 lub w przeliczeniu na skalę procentową, tzn. od 0% do 100%. Kolejnym parametrem, który podlegał ocenie, był czas wykonania badania. Był on mierzony od chwili jego rozpoczęcia do momentu, gdy badany był w stanie stwierdzić, który z prezentowanych dźwięków jest najbardziej zbliżony do własnego szumu usznego. Do dyspozycji były tony proste o częstotliwościach 125, 250, 500, 750, 1000, 1500, 2000, 3000, 4000, 6000, 8000 Hz oraz odpowiadające im szumy wąskopasmowe wykorzystywane typowo do maskowania w badaniu audiometrycznym. Na rysunku 6.4 zobrazowano poglądowo przebieg opisanej powyżej procedury pomiarowej.



Rysunek 6.4. Procedura pomiarowa oznaczenia parametrów szumów usznych z wykorzystaniem audiometru

- II. Samodzielne wyznaczenie parametrów szumu przez badanego z wykorzystaniem dotykowego interfejsu *Synteźatora*. Do dyspozycji badanego były tony proste dostępne w całym zakresie słyszalnym (16 Hz – 20 kHz) oraz szum biały, który mógł być ograniczany pasmowo. Bódźce te można było ze sobą dowolnie łączyć lub stosować oddzielenie. Zadaniem badanego było ustawienie dźwięku, który jest zbliżony do własnego szumu usznego ze względu na wysokość i głośność. Podobnie, jak w etapie opisanym powyżej, dodatkowym zadaniem badanego było określenie subiektywnego podobieństwa wygenerowanego wzorca szumu do własnego. Analogicznie mierzony był również czas przeprowadzenia badania. Na rysunku 6.5 zobrazowano poglądowo przebieg opisanej powyżej procedury pomiarowej.



Rysunek 6.5. Kroki procedury oznaczania parametrów szumu usznego z wykorzystaniem *Synteźatora*

Ocena skuteczności i efektywności wykorzystania syntezy dźwięku w określaniu akustycznych parametrów szumów usznych polegała na porównaniu wyników uzyskanych z wykorzystaniem audiometru oraz *Synteźatora*. Jako miary tego porównania przyjęto czas trwania poszczególnych etapów badania oraz subiektywną ocenę uzyskanych wzorców szumu uzyskanych obiema metodami. Dodatkowo obliczano względną procentową oszczędność czasu, jaką można uzyskać z wykorzystaniem *Synteźatora*. Ostatni parametr dostępny jest w załączniku 7.

Aby uniknąć błędu systematycznego, który mógłby być wynikiem założonej z góry kolejności przeprowadzanych badań audiometrem i *Synteźatorem*, połowa z badanych miała

oznaczany szum uszny najpierw audiometrem potem za pomocą *Synteźatora*, zaś w przypadku drugiej połowy badanych w odwrotnej kolejności. W celu zapewnienia właściwej systematyki otrzymanych danych przygotowano formularz, który był stosowany podczas badań. Został on zamieszczony na rys. 6.6.

Wynik porównania szumu usznego ze wzorcami:																					
0 = zupełnie niepodobny 10 = identyczny																					
	Określenie cech charakterystycznych szumu usznego z wykorzystaniem audiometru											Określenie cech charakterystycznych szumu usznego z wykorzystaniem <i>Synteźatora</i>									
Godzina rozpoczęcia badania																					
Cechy i parametry szumu usznego																					
Subiektywna ocena podobieństwa szumu usznego do generowanego dźwięku	Na ile dźwięk podawany z audiometru jest zbliżony do subiektywnych szumów usznych											Na ile dźwięk podawany z synteźatora jest zbliżony do subiektywnych szumów usznych									
	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9
Godzina zakończenia badania																					
Czas badania																					

Rysunek 6.6. Skrócony i poglądowy widok formularza stosowanego podczas badań porównawczych oznaczania parametrów psychoakustycznych szumów usznych z wykorzystaniem audiometru i *Synteźatora*

6.4. Wyniki badań porównawczych oznaczenia *tinnitusa* audiometrem i *Synteźatorem*

Niniejszy rozdział zawiera zestawienie wyników badań przeprowadzonych w celu porównania metod oznaczania cech charakterystycznych szumów usznych z wykorzystaniem audiometru i *Synteźatora*. Poszczególne wyniki zostały opublikowane również w innych opracowaniach [106, 145, 146]. W badaniach tych wzięło udział sześć kobiet i sześciu mężczyzn. Średnia wieku kobiet wynosiła 57,3 lat natomiast mężczyzn 46. Średnia wieku dla całej grupy wyniosła 51,6 lat. Z uwagi na to, że badani nr 24 i 25 nie byli w stanie określić czy ich własne szумы uszne mają charakter tonalny czy raczej szumowy, wykonano dwa niezależne badania oznaczone jako 24.1, 24.2 oraz 25.1 i 25.2. Z tego też względu,

w późniejszej analizie statystycznej wyników, wyniki ich badań będą traktowane jako dwie dodatkowe, niezależne próby zwiększając tym samym ilość badanych do 7 kobiet i 7 mężczyzn.

Wysoka numeracja osób biorących udział w badaniach z wykorzystaniem *Synteźatora*, wynika z faktu, że spośród wszystkich osób biorących udział w badaniach – 13 pierwszych pacjentów nie badano przy użyciu *Synteźatora*. Brali oni jedynie udział w badaniach nad zastosowaniem *ditheringu* ultradźwiękowego w terapii szumów usznych.

Badani pochodzili z różnych miast Polski. Żeby zapewnić porównywalne warunki pomiarowe badania przeprowadzano w kabinach pomiarowych stanowiących standardowe wyposażenie gabinetów audioprotetycznych. Wykorzystywane są one na co dzień do przeprowadzania badań audiometrycznych. Zostały udostępnione do badań przez firmę Geers Akustyka Słuchu Sp. z o.o. Wyjątek stanowi badany nr 25, gdyż jego badania zostały przeprowadzone w komorze bezekowej Laboratorium Akustyki Fonicznej Politechniki Gdańskiej. Dzięki temu, w przypadku wszystkich badanych, zapewnione zostały odpowiednie warunki pomiarowe, a przede wszystkim właściwa izolacyjność akustyczna pomieszczeń i dobre odizolowanie badanych od wpływu dźwięków zakłócających z zewnątrz.

Synteźator będący przedmiotem badań pozwala na generowanie dźwięków przy podawaniu ich jednousznie lub obuusznie. Przy czym w przypadku obuusznego prezentowania dźwięku jest on taki sam w obu słuchawkach, czyli taki sam na jednym i drugim uchu. W związku z tym, w przypadku pacjentów cierpiących na obuuszny szum uszny, ale o różnym międzyusznym charakterze i głośności konieczne było jego oznaczenie najpierw z jednej, a następnie z drugiej strony. Większość pacjentów biorących udział w prezentowanych badaniach cierpiało na obustronne szумы uszne. Taki stan rzeczy wymusza ipsilateralną stymulację dźwiękiem przy oznaczaniu szumów. By uzyskać porównywalne wyniki dla wszystkich badanych, taką samą technikę (ipsilateralną) zastosowano również w przypadku pacjentów cierpiących na jednostronne szумы uszne. Badania zostały przeprowadzone w dwóch etapach (A – przy użyciu audiometru i B – z wykorzystaniem *Synteźatora*) zgodnie z metodyką przyjętą w rozdziale 6.3. Podczas badań dążono do wyeliminowania błędu systematycznego, który mógłby powstać na skutek jednej, ustalonej, niezmiennej i następującej po sobie kolejności przeprowadzania tych dwóch etapów. W tym celu połowa badanych była poddanych badaniu w takiej kolejności, że najpierw wykonywane było oznaczenie szumu usznego audiometrem a w kolejnym etapie *Synteźatorem*. Dla pozostałych pacjentów kolejność tych etapów została odwrócona. Poniżej w tabeli 6.1 znajdują się otrzymane wyniki badań.

Tabela 6.1. Zestawienie wyników oznaczenia parametrów akustycznych szumów usznych, podobieństwa syntezowanych wzorców szumu do ich rzeczywistego odczuwania oraz czasu trwania badania przy wykorzystaniu audiometru i Syntezatora. Oznaczenia: *UP, UL* – ucho prawe, lewe, *Szum($F_1 - F_2$)* – dolna i górna częstotliwość graniczna pasma szumu białego, *F_{sr}* – częstotliwość średnia pasma szumu białego, *NB* – audiometryczny szum wąskopasmowy (Narrow Band), *M* – mężczyzna, *K* – kobieta

Wywiad-ankieta				Etap A - audiometr			Etap B - Syntezator		
Nr pacjenta	Płeć	Wiek	Typ i lokalizacja tinnitusa (informacji z wywiadu)	Parametry tinnitusa oznaczone audiometrem [częstotliwość dB SPL]	Podobieństwo wzorca szumu generowanego audiometrem do odczuwanego tinnitusa w skali [0...10]	Czas trwania badania [min]	Parametry tinnitusa oznaczone Syntezatorem [częstotliwość dB SPL]	Podobieństwo wzorca szumu generowanego Syntezatorem do odczuwanego tinnitusa w skali [0...10]	Czas trwania badania [min]
14	M	51	Pisk, w głowie	UP: 6 kHz 65 UL: 4 kHz 59,5	7	4	UP: 2724 Hz 35,5 UL: 2655 Hz 32,4	9	2
15	M	67	Wysoki gwizd, na UL i UP	UP: 4 kHz 34,5 UL: 4 kHz 34,5	6	6	UP: 6172 Hz 79 UL: 6251 Hz 76,7	9	2
16	M	77	Bzyk pszczoł, w głowie	UP: 3 kHz 70 UL: 3 kHz 75	3	4	UP: 1929 Hz 56,7 UL: 1954 Hz 57,3	8	2
17	K	79	Nisko-częstotl. buczenie i pisk na UL	UL: 2 kHz 49	2	5	UL: 82 Hz 88,4 361 Hz 65,5 1281 Hz 39	9	4
18	M	36	Pisk na UP	UP: 4 kHz 79,5	3	8	UP: 5572 Hz 72	3	6
19	K	61	Szmer, pisk, na UP i UL	UP: 8 kHz 68 UL: 8 kHz 63	6	10	UL: Szum(8,9–10,4) kHz; F_{sr} = 9682 Hz 44,5	9	8
20	K	61	Wysoki, metaliczny dźwięk	UP: 8 kHz 33 UL: 8 kHz 43	7	6	UP: 7103 Hz 37,2 UL: 7103 Hz 44,9	9	2
21	K	65	Ciągły szum w głowie	UP: niezdefiniowane UL: 1 kHz NB 38	9	6	UP: niezdefiniowane UL: Szum(0,35–2,1) kHz; F_{sr} = 1229 Hz 31,6	10	1
22	M	42	Pisk	UP: 4 kHz 59,5 UL: 3 kHz 60	8	5	UP: 3216 Hz 61,5 UL: 3216 Hz 61,5	8	2
23	K	61	Ciągły szum na UP	UP: 2 kHz NB 86	8	3	UP: Szum(0,9–2,4) kHz; F_{sr} :1655 Hz 52,2	5	4
24.1	K	37	Pisk lub syk na UL	UL: 3 kHz 35	5	3	UL: 2398 Hz 32,7	5	2

24.2	K	37	Pisk lub syk na UL	UL: 6 kHz NB 25	7	5	UL: Szum(6,2–6,6) kHz; F _{sr} =6424 Hz 22,1	8	3
25.1	M	24	Wysoki pisk lub szum pracującego TV w głowie	UP: 6 kHz 20 UL: 6 kHz 30	7	9	UP: 6093 Hz 28 UL: 6093 Hz 38,7	8	4
25.2	M	24	Wysoki pisk lub szum pracującego TV w głowie	UP: 6 kHz NB 20 UL: 6 kHz NB 35	1	2	UP: Szum(3,6–6,1) kHz; F _{sr} =4874 Hz 14,3 UL: Szum(3,6–6,1) kHz; F _{sr} =4874 Hz 28,2	9	6

W celu ułatwienia oceny przeprowadzonych badań wszystkie wyniki parametrów akustycznych *tinnitusa* zaprezentowane powyżej ujednolicono i przeliczono na dB SPL. W przypadku audiometru posłużono się normą służącą do wzorcowania sprzętu audiometrycznego [140] a dla wyników *Synteźatora* wykorzystano poprawki korygujące opisane w rozdziale 4.5.

6.5. Dyskusja wyników oznaczenia szumów usznych

Otrzymane wyniki badań uwidaczniają możliwości, ograniczenia oraz wady i zalety zastosowania obu metod do oznaczania szumów usznych.

Z przeprowadzonych badań wynika, iż określenie szumów usznych przy pomocy audiometru trwa w większości przypadków o połowę dłużej i jest przy tym mniej precyzyjne niż w przypadku wykorzystania *Synteźatora*. Można to zauważyć biorąc pod uwagę różnice w częstotliwościach określanych szumów. Ilość czasu potrzebna do oznaczenia szumów audiometrem wiąże się z:

- koniecznością współpracy pomiędzy badanym a badającym,
- trudnością opisanie i określenia swoich wrażeń słuchowych przez pacjentów, co wydłuża czas badania,
- nużącym przebiegiem badania.

Takie wyniki czasu potrzebnego na pomiar audiometrem uzyskano pomimo tego, że zastosowano zmodyfikowaną metodę pomiarową sugerowaną przez Schwartz [164]. Na ten sposób postępowania zdecydowano się, gdyż okazało się, że proponowany przez Henry'ego i wsp. [76, 77] sposób pomiarowy jeszcze bardziej wydłużał przebieg badania. Można zatem

wysnuć wniosek, że określanie najpierw wysokości szumów usznych, a potem głośności *tinnitusa* pozwala na uzyskanie szybszego wyniku niż każdorazowe wyrównywanie głośności pomiędzy tonem i *tinnitusem*, nawet w sytuacji, gdy ich wysokości były oceniane przez pacjenta jako różne.

Mniejsza dokładność otrzymanych wyników wiąże się z kolei z ograniczeniami audiometru. W większości audiometrów diagnostycznych dostępne są jedynie sygnały o częstotliwościach: (125, 250, 500, 750, 1000, 1500, 2000, 3000, 4000, 6000, 8000) i przy oznaczeniu szumów trzeba najczęściej dokonać kompromisu, a więc dokonać wyboru wysokości dźwięku, która jest nie jest tą wskazywaną przez badanego. Ograniczenie to można pominąć, stosując audiometr kliniczny z płynnym przemiataniem częstotliwości. Drugim ograniczeniem jest stosowana w audiometrach rozdzielczość decybelowa poziomu głośności dźwięku (zazwyczaj 5 dB), wyznacza on precyzję, z jaką możemy określić głośność szumu usznego. Co prawda jest możliwość zmian poziomu podawanego dźwięku, co 1 dB, jednak jego zastosowanie wiąże się z dodatkowym wydłużeniem czasu badania.

U osób, które opisywały własny szum uszny jako pisk, gwizd, itp. zastosowanie *Synteźatora* pozwala na uzyskanie wyniku ponad dwukrotnie szybciej niż przy wykorzystaniu audiometru. Wynika to zapewne z tego, że używając *Synteźatora* osoba sama poszukujeżądanego bodźca, porównując go do słyszanego w głowie lub uszach. Dzięki temu unika się konieczności werbalnego opisu percypowanych wrażeń słuchowych, który nastrocza trudności wielu osobom, szczególnie starszym. Nie jest potrzebna współpraca na styku pacjent-badający, skracając przez to czas badania. Warto zauważyć, że samodzielna obsługa programu przez pacjenta bardziej go angażuje, a on sam czuje się za nie bardziej „odpowiedzialny”.

Im bardziej złożony opis odczuwalnego szumu, tym trudniej jest określić parametry dźwiękowe odczuć pacjenta i zajmuje to więcej czasu niezależnie od metody pomiarowej. Tym nie mniej *Synteźator* dzięki temu, że daje większe możliwości modelowania parametrów akustycznych dźwięku, pozwala na bardziej precyzyjne ich odwzorowanie. Przykładem jest pacjent nr 17 w wieku 79 lat, który był w stanie zamodelować swoje wrażenia słuchowe, składające się z trzech składowych i dodatkowo ocenił uzyskany efekt o 70 punktów procentowych lepiej od tych uzyskanych audiometrycznie. Wniosek jest więc taki, że pacjenci z szumami usznymi w postaci szumów, syków itp. potrzebują więcej czasu na określenie swoich odczuć za to wynik uzyskany w *Synteźatorze* jest wyraźnie lepszy od stosowania np. szumu wąskopasmowego dostępnego w audiometrze. Wynika to z tego, że w audiometrze

występuje ograniczenie nie pozwalające na wygenerowanie próbek dźwiękowych o dowolnej szerokości pasma.

Przykład pacjenta nr 18 pokazuje, że w niektórych przypadkach nie jest możliwe określenie parametrów akustycznych szumu usznego za pomocą zastosowanych urządzeń. Pomimo tego, iż badany był osobą młodą, komunikatywną i biegle obsługuje komputer (z zawodu programista-informatyk) nie był w stanie wygenerować takiego dźwięku, który w sposób zadowalający przypominałby jego szum uszny mimo kilkukrotnych prób. W efekcie ocenił on podobieństwo wygenerowanego dźwięku nisko, bo zaledwie na 30%. Może to wynikać po pierwsze z faktu, że ocena psychoakustyczna większości szumów subiektywnych różni się w zasadniczy sposób od dźwięków zewnętrznych. Po drugie może to wynikać z tego, że szumy uszne są wynikiem percepcji sygnału neuralnego, który tworzy się w procesach odmiennych od normalnego pobudzenia ucha i dróg słuchowych przez dźwięk zewnętrzny.

Kolejna przesłanką, która mogłaby tłumaczyć trudności pacjenta w określeniu parametrów swojego szumu jest fakt, że wynik badania DPOAE wskazuje na brak otoemisji, a co za tym idzie najprawdopodobniej na uszkodzenie komórek słuchowych w szerokim zakresie częstotliwości (2,6 kHz – 9 kHz). Być może słyszany przez pacjenta szum posiada wiele składowych, których nie jest on w stanie opisać, określić czy odróżnić. U większości pozostałych osób poddanych badaniu (pacjent nr 14, 15, 16, 18, 19, 20, 22, 23) częstotliwość wskazywanego szumu jest skorelowana z obszarem braku obecności otoemisji w badaniu DPOAE, a szerokość obszaru uszkodzenia nie przekracza jednej oktawy. W badaniach tych otoemisja uznana była za obecną, jeśli jej wartość była wyższa o 3 dB od szumu tła – zgodnie z kryteriami Lonsbury-Martin i wsp. oraz Dhar i wsp. [44, 121]. Kryterium to zostało wybrane mimo, iż Lind [117] za kryterium obecności DPOAE uznaje wartości wyższe o 2 dB od szumu tła. Wybrana została zatem do oceny wartość pewniejsza.

Podobnie, jak u innych badaczy [119, 120], przedstawione w niniejszym opracowaniu wyniki wskazują, że większość pacjentów zgłasza brzmienie swojego *tinnitusa* jako tonalne, a jego wysokość jest zazwyczaj wyższa niż 1000 kHz. Podobnie też, jak Fowler [56, 58], można stwierdzić, że nawet pacjenci zgłaszający własny *tinnitus* jako bardzo głośny zazwyczaj określają głośność prezentowanego tonu na poziomie zaledwie 5-10 dB SL.

6.6. Analiza statystyczna wyników badań porównawczych oznaczenia *tinnitusa* audiometrem i Syntezatorem

Uzyskane wyniki pokazują, że oznaczenie cech charakterystycznych szumów usznych z wykorzystaniem audiometru i *Syntezatora* różni się. Różnice dotyczą zarówno parametrów akustycznych, jak i subiektywnej oceny podobieństwa *tinnitusa* do uzyskanego wzorca oraz czasu przeprowadzenia badania.

W celu właściwej oceny przydatności opisywanej metody syntezy dźwięku w niniejszym rozdziale skupiono się na ocenie statystycznej istotności uzyskanych wyników. Przeprowadzono obliczenia mające na celu określenie czy w przypadku badanych osób dochodzi do istotnego ułatwienia, a co za tym idzie, przyspieszenia przeprowadzenia badania przeprowadzonego z wykorzystaniem *Syntezatora* w odniesieniu do audiometru. Posłużono się w tym celu długością czasu trwania procesu oznaczania *tinnitusa*. Ponadto ocenie statystycznej podlegała subiektywna ocena podobieństwa wygenerowanych wzorców szumu do szumów odczuwanych przez pacjentów, porównując wyniki uzyskane obiema metodami. W tabeli 6.2 zestawiono wyniki tych obliczeń.

Analizę statystyczną uzyskanych wyników oraz tzw. wykresy pudełkowe zwane również wykresami „ramka-wąsy” (ang. *box and whiskey plot*) wykonano z wykorzystaniem specjalistycznego pakietu oprogramowania STATISTICA 10. Dane poddane analizie statystycznej uzyskane w wyniku przeprowadzonych w ramach niniejszej rozprawy badań analizowano z przyjętym poziomem istotności α równym 0,05. Poziom istotności stanowi maksymalne dopuszczalne prawdopodobieństwo popełnienia błędu I rodzaju. Wskazuje on tym samym na maksymalne „ryzyko błędu”, jakie osoba prowadząca eksperyment jest skłonna zaakceptować. Wartość założonego poziomu istotności jest porównywalna z wyliczonym z testu statystycznego poziomem p (ang. *p-value*). Jeżeli wartość p jest większa od przyjętego poziomu istotności α , to przyjmuje się, że nie ma powodu do odrzucenia tzw. hipotezy zerowej H_0 (ang. *null hypothesis*), zgodnie z którą badany efekt jest dziełem przypadku [166].

W pierwszej kolejności sprawdzono rozkłady analizowanych zmiennych. Do tego celu wykorzystano **test Shapiro-Wilka**, który jest wykonywany do weryfikacji rozkładu normalnego analizowanej zmiennej. W tym celu sprawdzane są następujące hipotezy:

- hipoteza zerowa H_0 : rozkład badanej zmiennej jest zgodny z rozkładem normalnym,
- hipoteza alternatywna H_A : rozkład badanej zmiennej nie jest rozkładem normalnym.

Wartość przyjętego poziomu istotności $\alpha=0,05$. Jeżeli wyznaczony poziom p jest większy od 0,05, to nie ma podstaw do odrzucenia hipotezy o zgodności rozkładu analizowanej zmiennej z rozkładem normalnym. W przeciwnym przypadku ($p<\alpha$) hipoteza zerowa zostaje odrzucona, co jest równoznaczne z przyjęciem hipotezy alternatywnej, zgodnie z którą rozkład analizowanej zmiennej nie jest rozkładem normalnym.

Z obliczeń wynika, że obie zmienne uzyskane przy przeprowadzaniu badania z wykorzystaniem audiometru spełniają warunek o rozkładzie normalnym ($p=0,153$ oraz $p=0,492$, czyli $p>\alpha$) zaś obie analizowane zmienne uzyskane z wykorzystaniem *Synteźatora* nie mają rozkładu normalnego ($p=0,003$ oraz $p=0,027$ czyli $p<\alpha$). Brak normalności zmiennych uzyskanych przy wykorzystaniu *Synteźatora* uniemożliwia statystyczną ocenę wyników z wykorzystaniem testu t-Studenta. Dlatego do porównania uzyskanych wyników posłużono się alternatywą dla tego testu, czyli **testem Wilcoxona**. Jest to test kolejności par, który stosuje się w sytuacji, gdy pomiarów badanej zmiennej dokonuje się dwukrotnie w różnych warunkach. W omawianym przypadku zmienne warunki oznaczają pomiar audiometrem i pomiar za pomocą *Synteźatora*. Test jest są przeznaczony do sprawdzania istotności różnic między dwoma zależnymi pomiarami. Został on zastosowany by dowieść, że pomiary te różnią się. W teście tym stawiane i weryfikowane są następujące hipotezy:

- hipoteza zerowa H_0 : wyniki obu pomiarów są jednakowe,
- hipoteza alternatywna H_A : wyniki obu pomiarów różnią się istotnie.

Za pomocą tego testu można stwierdzić czy próby różnią się między sobą pod względem oceny podobieństwa synteżowanego szumu oraz ze względu na długość czasu wykonania badania. Test ten wymaga jedynie założenia, że wartości badanych zmiennych możemy uporządkować (są mierzalne na skali porządkowej).

Test kolejności par Wilcoxona uwzględnia znak różnic pomiędzy badaniami, ich wielkość, jak również ich kolejność (stąd jego nazwa). Po uporządkowaniu różnic w szereg rosnący przypisuje się im rangi. Następnie osobno sumuje się rangi różnic dodatnich i ujemnych. Mniejsza z otrzymanych sum stanowi wartość testu Wilcoxona, która po porównaniu z odpowiednią wartością teoretyczną w tablicach decyduje o odrzuceniu hipotezy zerowej lub nie. W przypadku, gdy $p<0,05$, hipoteza zerowa zostaje odrzucona, co oznacza, że wyniki obu pomiarów różnią się istotnie.

Wynik testu Wilcoxona służący do oceny istotności statystycznej jest zazwyczaj uzupełniany o ocenę wielkości efektu badania lub inaczej wielkości zaobserwowanych różnic

dwóch zależnych pomiarów. W tym celu oblicza się współczynnik opisujący wielkość różnic r wyrażony następującą zależnością:

$$r = \frac{Z}{\sqrt{n_1 + n_2}} \quad (6.1)$$

gdzie:

- r – wielkość efektu (ang. *effect size*),
 Z – wynik testu Wilcozona,
 n_1, n_2 – liczba obserwacji, w omawianym przypadku suma tych współczynników jest równa podwojonej liczbie uczestników badania.

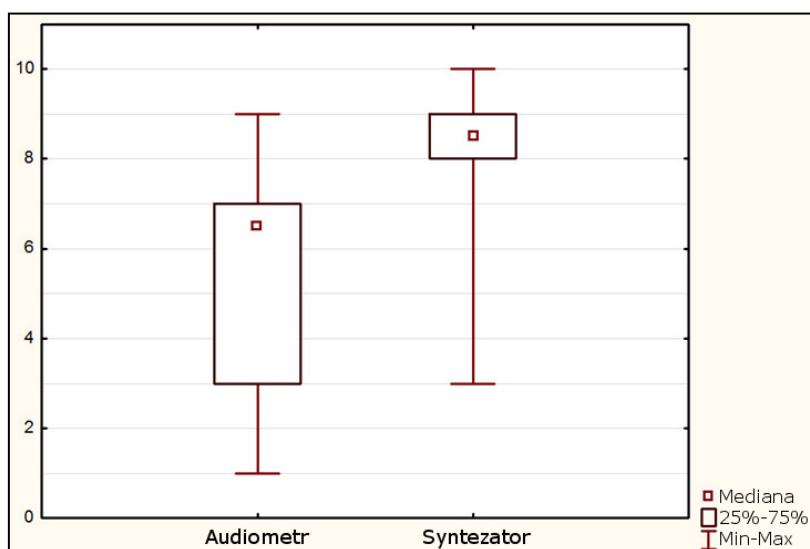
Przy oszacowaniu wielkości efektu przyjmuje się standardowo, że jeżeli $r=0.1$ wówczas wielkość efektu jest mała, gdy $r=0.3$ wielkość efektu jest średnia, zaś gdy $r=0.5$ wielkość efektu jest duża.

Tabela 6.2. Wyniki oceny statystycznej przeprowadzonych badań. Oznaczenia: W – wartość testu Shapiro-Wilka, T , Z – wartość testu Wilcozona, p – istotność statystyczna (wartość p), r – wielkość efektu

	Ocena podobieństwa generowanego wzorca szumu do <i>tinnitusa</i> odczuwanego przez pacjenta w skali [0...10] oznaczonego przy wykorzystaniu		Czas potrzebny na oznaczenie <i>tinnitusa</i> w [min] przy wykorzystaniu	
Nr pacjenta	audiometru	Synteźatora	audiometru	Synteźatora
14	7	9	4	2
15	6	9	6	2
16	3	8	4	2
17	2	9	5	4
18	3	3	8	6
19	6	9	10	8
20	7	9	6	2
21	9	10	6	1
22	8	8	5	2
23	8	5	3	4
24.1	5	5	3	2
24.2	7	8	5	3
25.1	7	8	9	4
25.2	1	9	2	6
Wynik testu Shapiro-Wilka	W=0,909 p=0,153	W=0,779 p=0,003	W=0,945 p=0,492	W=0,856 p=0,027
Wynik testu Wilcozona	T=7,0 Z = 2.31 p=0,020 r = 0.43		T=13,0 Z = 2.48 p=0,013 r = 0.47	

Porównując otrzymaną z obliczeń wartość $p=0,020$ testu Wilcoxona, opartego na statystyce T, z przyjętym poziomem istotności $\alpha=0,05$, stwierdzono, że przy wykonaniu badania obiema metodami **istnieje ważna statystycznie różnica w ocenie podobieństwa generowanego szumu do odczuwanego własnego szumu usznego (*tinnitus*) pacjenta, a wielkość efektu (zaobserwowanych różnic) jest średnia, $r=0,43$** . Następnie, porównując otrzymaną wartość $p=0,013$ testu Wilcoxona, opartego na statystyce T z przyjętym poziomem istotności $\alpha=0,05$, stwierdzono, że **istnieje ważna statystycznie różnica w długości trwania badania wykonanego audiometrem i Syntezaorem, a wielkość efektu (zaobserwowanych różnic) w tym przypadku również jest średnia, $r=0,43$** .

Aby lepiej zobrazować uzyskane wyniki, na rysunkach 6.7 i 6.8 przedstawiono graficzną ilustrację rozkładu odpowiedzi pacjentów biorących udział w badaniu z wykorzystaniem wykresu pudełkowego. Wykresy te są opracowywane w oparciu o wartości statystyk opisowych i charakteryzują się dużą przejrzystością i zwięzłością. Stosuje się je przy porównaniu rozkładów dwóch lub więcej zmiennych. Wykres „ramka-wąsy” najczęściej jest stosowany w celu zdefiniowania rozproszenia danej cechy oraz wsparcia analizy i interpretacji danych statystycznych. Długość pudełka (ramki) reprezentuje rozstęp ćwiartkowy, który obejmuje 50% wszystkich obserwacji. Górna krawędź pudełka wyznacza górny kwartyl a dolna krawędź dolny. Wewnątrz pudełka znajduje się znacznik wyznaczający wartość mediany. Dzieli ona przedział pudełka na dwa obszary, w których znajduje się 25% obserwacji. Tak zwane „wąsy” łączą pudełko z najmniejszą i największą wartością badanej zmiennej.

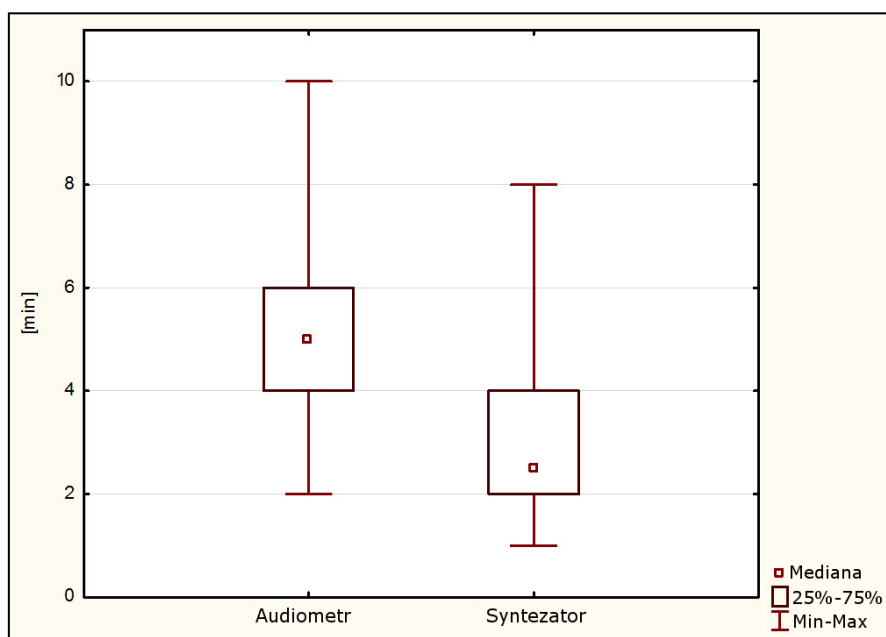


Rysunek 6.7. Ocena podobieństwa generowanego wzorca szumu do *tinnitusa* odczuwanego przez pacjenta przy wykonaniu jego oznaczenia audiometrem i Syntezaorem w skali [0...10]

Rysunek 6.7 pokazuje wyraźną różnicę w ocenie podobieństwa wzorca szumu usznego generowanego za pomocą audiometru i z wykorzystaniem syntezy dźwięku. Jak wykazano wcześniej, różnice te są również istotne statystycznie. W ocenie badanych brzmienie i percepcja wzorca szumu bardziej przypomina odczuwany przez nich *tinnitus*, jeżeli do jego generacji używany jest *Synteza*. W jego przypadku podobieństwo wzorca wyrażone jako mediana w skali procentowej wynosi prawie 90% przy jednocześnie mniejszym rozrzucie uzyskanych odpowiedzi. Należy zauważyć, że gdyby w przypadku *Syntezy* wyeliminować wyniki jednego z badanych (nr 18), to rozrzut uzyskanych odpowiedzi zmniejszyłby się do 5 pkt. Oznacza to wysoką jakość wzorca szumu usznego uzyskanego *Syntezą*. Jednocześnie świadczy to o tym, że otrzymane w ten sposób parametry akustyczne szumu usznego są bardziej precyzyjne i wiarygodne niż te, które zostały określone za pomocą audiometru. Jeżeli weźmie się pod uwagę fakt, że syntezy dokonuje w tym przypadku sam badany, nieposiadający z założenia odpowiedniego przygotowania technicznego dotyczącego obsługi *Syntezy* oraz wiedzy medycznej i audiologicznej należy wnioskować iż **zastosowanie tego rodzaju syntezy dźwięku ułatwia oznaczenie cech subiektywnych szumów usznych**. Jest to tym bardziej dobitne w zestawieniu otrzymanego wyniku podobieństwa wzorca uzyskanego audiometrem, który jest obsługiwany przez specjalistę. W tym przypadku nie tylko ocena jest niższa, ale jest większy rozrzut. Aspekt ten jest istotny zarówno dla badanego, jak dla osoby prowadzącej terapię. Badany uzyskuje bowiem dostęp do prostego narzędzia diagnostycznego, a lekarz otrzymuje więcej cennych informacji mogących np. wspomagać śledzenie przebiegu i postępów terapii.

Rysunek 6.8 przedstawia porównanie czasu potrzebnego na oznaczenie szumów usznych przy wykorzystaniu obu metod. Widać, że wykorzystując *Syntezę*, dokonuje się oznaczenia *tinnitusa* prawie dwa razy szybciej niż metodą klasyczną. Związane jest to zapewne z tym, że badany sam decyduje o parametrach generowanych wzorców szumu usznego, wykorzystując dotykowy interfejs aplikacji bez konieczności werbalizowania swoich wrażeń słuchowych i współpracy z osobą obsługującą audiometr.

Z przeprowadzonej analizy można zatem wysnuć wniosek, że **zastosowanie syntezy dźwięku przyspiesza oznaczenie subiektywnych szumów usznych**. W ten sposób konkludując oba wnioski zaprezentowane powyżej w niniejszym rozdziale, można stwierdzić, że udowodniono pierwszą z postawionych tez niniejszej rozprawy, która brzmi: „*Zastosowanie opracowanej metody syntezy dźwięku ułatwia i przyspiesza oznaczenie cech charakterystycznych subiektywnych szumów usznych.*”



Rysunek 6.8. Porównanie czasu wykonania badania z wykorzystaniem audiometru i Syntezytora.

7. Badanie wpływu ultradźwięków na szum uszny

W niniejszym rozdziale zaprezentowano metodę wykorzystania koncepcji *ditheringu* ultradźwiękowego w terapii szumów usznych oraz przedstawiono mechanizmy jego oddziaływania. Następnie przedstawiono metodykę przeprowadzonych badań przy wykorzystaniu tej metody oraz skategoryzowano występujące efekty terapii. Wreszcie przedstawiono rezultaty badań, omówiono je i przeprowadzono dyskusję wyników. Na końcu zawarto wnioski i pokazano możliwości modyfikacji tej metody terapii i jej rozwoju.

7.1. Wykorzystanie koncepcji *ditheringu* ultradźwiękowego w terapii szumów usznych

W rozdziale 3.5 zaprezentowano przykłady, które pokazują potencjalne działanie ultradźwiękowego maskera szumów usznych. W rozdziałach 3.2.9 oraz 3.6 pokazano jednak analizę i wynikającą z niej koncepcję wykorzystania w terapii szumów usznych metody *ditheringu* ultradźwiękowego. Metoda ta mimo, że wykorzystuje ten sam rodzaj sygnałów ultradźwiękowych jak przedstawione wcześniej, to jednak jej zasada działania jest diametralnie różna od klasycznych maskerów (generatorów) szumu. Zastosowany **sygnał ultradźwiękowy o niskim poziomie – *dither*** nie ma bowiem zagłuszać, maskować szumów usznych czy odwracać uwagi pacjenta od postrzegania własnego *tinnitusa*. Jego zadaniem byłoby **zmniejszenie słyszalnych składowych szumów usznych** powstających na skutek istnienia martwej strefy **poprzez ultradźwiękową linearyzację charakterystyki transmisyjnej ucha** dla bodźców o poziomie mniejszym od progu słyszenia (progu martwej strefy).

Zagadnienia te były przedmiotem analizy w monografii Czyżewskiego i wsp. [39], gdzie wskazuje się, że powyższa interpretacja powstawania szumów usznych na gruncie cyfrowego przetwarzania sygnału i w konsekwencji **zastosowanie techniki *dither* może być skuteczne w terapii szumów usznych**.

Z prac i analiz przeprowadzonych na ten temat [34, 36- 39, 104, 141, 144] wynika, że w przypadku stosowania szumu *dither* można mieć, w zależności od poziomu stymulacji, do czynienia z:

- efektem maskowania szumu usznego maskerem o większym poziomie,

- pobudzaniem aktywności i zwiększaniem stymulacji nerwu słuchowego, która swoim charakterem może przypominać w pewnym stopniu emisję niskopoziomową i spontaniczną poprzez dostarczanie bodźców do komórek rzęsatych.

Wydaje się, że uzyskanie wyłącznie drugiego efektu, czyli stymulacji nerwu słuchowego byłoby sytuacją najbardziej pożądaną, gdyż mogłoby spowodować zmniejszenie szumu usznego związanego z percepcją fantomową i jednocześnie nie powodowałoby konieczności ekspozycji na ciągły słyszalny sygnał maskujący osób poddanych terapii.

Jak wspomniano wcześniej, dodanie do sygnału użytecznego przed kwantyzacją szumu pasmowego powoduje, że szumowy składnik staje się wyraźny w widmie sygnału po jego kwantyzacji. W związku z tym w torach cyfrowych stosuje się szum *dither* o specjalnie ukształtowanych właściwościach widmowych tak, by jego moc przypadła na częstotliwości, które wiążą się z obniżoną percepcją u człowieka [35]. Wydaje się zatem, że w opisywanej metodzie, gdzie torem dźwiękowym jest droga słuchowa pacjenta, zastosowanie ultradźwięków w paśmie powyżej 20 kHz jest pożądane, by wyeliminować możliwość wystąpienia efektu maskowania szumów usznych słyszalnymi składnikami *dithera*. Mogłoby to bowiem prowadzić do wyciągnięcia błędnych wniosków z przeprowadzonych badań.

Sposób doboru i projektowania szumów *dither* dla zastosowań w ramach niniejszej rozprawy został opisany w rozdziale 5.4.

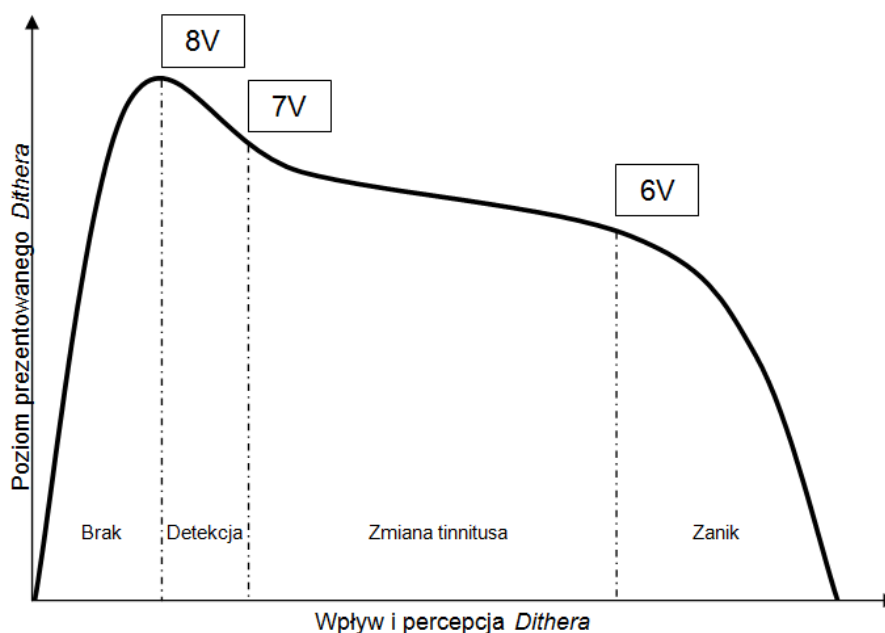
7.2. Metodyka badań wpływu *dithera* na percepcję szumów usznych

Badanie skuteczności zastosowania linearyzacji ultradźwiękowej charakterystyki transmisyjnej ucha u osób cierpiących na szumy uszne stanowi jedną z dwóch zasadniczych części niniejszej rozprawy. W podrozdziale tym zawarto opis przyjętej metodyki wykonywania badań.

W celu uzyskania usystematyzowanych wyników badań przyjęto stosować w przypadku wszystkich pacjentów następującą metodę postępowania, prezentacji i oddziaływania *ditherem*:

- 1) Przed przystąpieniem do badań każdy przechodzi wstępny wywiad i diagnostykę audiometryczną opisaną w rozdziale 6.
- 2) Otrzymuje podstawowe informacje na temat sposobu umiejscowienia słuchawki kostnej i procedury przeprowadzenia badania.

- 3) Zadaniem badanego jest relacjonować na bieżąco wszelkie zauważone zmiany w odczuwaniu *tinnitusa* bądź też dotyczące percepcji jakiegokolwiek innego dźwięku.
- 4) Pacjent przed badaniem nie jest informowany, jakich zmian percepcji *tinnitusa* lub innych dźwięków może lub powinien się spodziewać. Przyjęto takie założenie, żeby nie sugerować pacjentom odpowiedzi.
- 5) Do ucha podawanych jest kolejno 5 wzorców sygnału *Dither* (20-80, 25-55, 30-50, 26, 39) w kolejności od *dithera* o najszerszym paśmie do najwęższego. Ich szczegółowa charakterystyka została opisana w rozdziałach 5.4-5.7.
- 6) Każdy bodziec dźwiękowy podawany jest pacjentowi wg następującej sekwencji poziomego szumu ultradźwiękowego:
 - a. Zwiększanie poziomu *dithera* od zera do momentu, w którym następuje jego detekcja czyli do momentu, gdy pacjent słyszy szum ultradźwiękowy.
 - b. Zmniejszanie poziomu *dithera* do momentu, gdy następuje zmiana percepcji *tinnitusa* lub zanik detekcji *dithera*.
 - c. Jeżeli nastąpiła zmiana percepcji *tinnitusa* wówczas określany jest zakres poziomu *dithera*, przy którym zmiana wystąpiła.
 - d. Zmniejszenie poziomu *dithera* do zera.
 - e. Podanie pacjentowi kolejnego *dithera* zgodnie sekwencją opisaną w pkt. a-d. Na rysunku 7.4 przedstawiono graficzny przebieg omawianej sekwencji.
- 7) Jakakolwiek zmiana w percepcji szumów usznych dla danego *dithera* jest traktowana w niniejszej rozprawie jako wystąpienie efektu terapeutycznego (ET). W takim przypadku badanie jest powtarzane i wykonywane z zapewnieniem podwójnej ślepej próby. Oznacza to, że osoba badana nie jest informowana, który ze wzorców ultradźwiękowych jest w danym momencie podawany. Celem takiego postępowania jest sprawdzenie czy zmiana w percepcji szumu usznego wystąpi ponownie, by upewnić się, że uzyskany rezultat nie jest jedynie wynikiem przypadku lub efektu placebo.
- 8) Zmiany poziomu podawanego *dithera* są śledzone w trakcie badania z użyciem woltomierza będącego częścią wzmacniacza ultradźwiękowego. Można zatem przyjąć, że wartość napięcia sygnału ultradźwiękowego na wejściu słuchawki kostnej reprezentuje pośrednio poziom podawanego *dithera*.



Rysunek 7.1. Sekwencja prezentowania pacjentowi *dithera* z określonym poziomem dźwięku oraz jego wpływ na percepcję. Przykładowy odczyt woltomierza został podany na przykładzie pacjenta nr 2 przy prezentacji *Dithera 20-80*

Przebieg krzywej poziomu podawanego *dithera* zaprezentowany na rysunku 7.1 jest jedynie jego poglądową wizualizacją. Powstał on na przykładzie pierwszych obserwacji reakcji pacjenta nr 2. Wartości napięcia sygnału podawanego na słuchawkę odpowiadają prezentacji *Dithera 20-80*. Efekt terapeutyczny w postaci zmiany percepcji *tinnitusa* najłatwiej było uzyskać wtedy, gdy *dither* był początkowo podawany z poziomem wystarczającym do jego słabej detekcji, przy czym **detekcja** jest tutaj rozumiana jako odczucie słyszenia wysokiego dźwięku². Następnie podczas jego zmniejszenia następowała albo zmiana odczuwanego szumu usznego, albo zanik odczuwania *dithera*. U pacjentów, u których występowała zmiana *tinnitusa*, efekt występował tak długo, dopóki napięcie (poziom *dithera*) było zmieniane w zakresie wyznaczającym obszar zmiany *tinnitusa* (dla przykładu podanego na rys. 7.4 ten zakres do 6-7 V). W przypadku braku zmian percepcji *tinnitusa* u badanych na skutek oddziaływania *ditherem* obserwowano jedynie jego detekcję, a następnie, po zmniejszeniu poziomu bodźca, natychmiastowy zanik.

Wykorzystując poczynione obserwacje, postanowiono przeprowadzać badania wpływu sygnałów ultradźwiękowych na szum uszny w sposób zaprezentowany powyżej, by dzięki tak przyjętej metodyce:

² Postrzeganie ultradźwięków jak dźwięków słyszalnych zostało opisane w rozdziale 3.5

- zapewnić prosty sposób ustalania poszczególnych wartości, dla których następowały kolejne etapy w sekwencji prezentowania bodźców oraz
- umożliwić łatwe porównywanie uzyskanych wyników.

Pod pojęciem **zmiany tinnitusa** rozumiane jest wystąpienie jakiegokolwiek zmiany w odczuwaniu (percepcji) szumów usznych na skutek oddziaływania bodźcem ultradźwiękowym (*ditherem*). Na podstawie przeprowadzonych badań można przyjąć, że efekt uzyskany przy użyciu *dithera* można podzielić na siedem kategorii. Opisane zostały one poniżej, pierwsze trzy z nich zapewniają najbardziej pożądany efekt terapeutyczny [141, 144]:

- 1) Zanik tinnitusa oznacza, że u pacjenta doszło do całkowitego zaniku percepcji szumu usznego a jednocześnie w tym samym czasie *dither* nie był słyszalny. Pacjent ocenił uzyskany efekt pozytywnie
- 2) Zmniejszenie tinnitusa oznacza, że u pacjenta doszło do ściszenia (nie całkowitego) szumu usznego lub częściowego zaniku jego percepcji przy czym w tym samym czasie *dither* mógł być ciągle słyszalny lub nie. Mimo tego percepcja *dithera*, o ile występuje, nie wpływa negatywnie na odczucia pacjenta, ocenia on uzyskany efekt jako poprawę sytuacji.
- 3) Inhibicja residualna tinnitusa oznacza, że efekt zaniku lub ściszenia *tinnitusa* (pkt.1, 2) utrzymał się po zaprzestaniu bodźcowania *ditherem*. Parametr ten jest dodatkowo charakteryzowany długością czasu trwania efektu inhibicji residualnej (patrz rozdział 3.3).
- 4) Maskowanie tinnitusa oznacza, że doszło do efektu klasycznego maskowania lub inaczej zagłuszania percepcji szumu usznego poprzez inny, głośniejszy dźwięk, którym w tym przypadku jest sygnał ultradźwiękowy. Odbiór bodźca ultradźwiękowego jest przy tym równie nieprzyjemny jak własnego *tinnitusa*. Pacjent ocenia uzyskany efekt negatywnie.
- 5) Wzmacnianie tinnitusa oznacza, że podczas podawania pacjentowi bodźca ultradźwiękowego następuje wzmocnienie lub zwiększenie odczuwania własnego szumu usznego przez pacjenta. Badany ocenia uzyskany efekt negatywnie.
- 6) Detekcja dithera bez wpływu na *tinnitus* oznacza, że badany jest wprawdzie w stanie wykryć lub usłyszeć wysoki dźwięk, którego źródłem jest sygnał ultradźwiękowy jednak w żaden sposób nie wpływa on na percepcję szumu usznego.

- 7) *Brak detekcji dithera* oznacza, że pacjent nie odbiera żadnego dźwięku związanego z podaniem bodźca ultradźwiękowego oraz nie wpływa on w żaden sposób na odczuwane przez niego szumy uszne.

Zaproponowane powyżej nazewnictwo występujących efektów terapii zostało wykorzystywane w kolejnym rozdziale, przy omawianiu uzyskanych wyników badań. Przy czym efekt terapeutyczny rozumiany jest tutaj jako wpływ oddziaływania bodźców ultradźwiękowych w postaci wzorców *dithera* na subiektywną percepcję odczuwanego szumów usznych.

7.3. Wyniki i analiza badań zastosowania *ditheringu* ultradźwiękowego w terapii szumów usznych

Badania nad wpływem szumu ultradźwiękowego na *tinnitus* zostały przeprowadzone z zachowaniem odpowiednich warunków pomiarowych, w pomieszczeniach dostosowanych akustycznie do wykonywania badań audiometrycznych (patrz rozdz. 6.4).

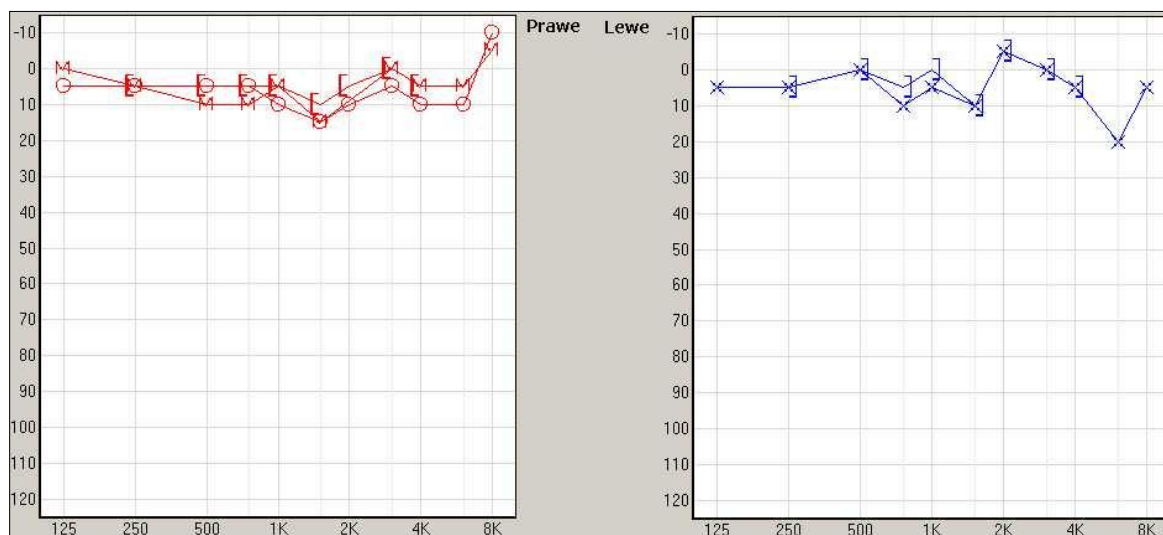
Łącznie w badaniach nad wpływem szumu ultradźwiękowego na słyszenie szumów usznych wzięło udział 25 osób. W pierwszej fazie badań uczestniczyło 6 osób. Ich wyniki posłużyły do wstępnej oceny przyjętej procedury badawczej i doboru bodźców ultradźwiękowych. Na tej podstawie dokonano modyfikacji pierwotnie założonego planu badania. Zakładał on, że oprócz obserwacji samego wpływu *dithera* na percepcję *tinnitusa* ocenie podlegać będzie również jego wpływ na wyniki badań audiometrycznych. Wynikało to potrzeby sprawdzenia hipotezy, że przy zastosowaniu *ditheringu* ultradźwiękowego może dochodzić do obniżenia progu słyszenia, czyli do jego poprawienia [34, 38, 39].

Pierwotny plan badań składał się zatem z następujących etapów:

- I. Badania diagnostyczne (opisane w rozdz. 6).
- II. Prezentacja próbek ultradźwiękowych i subiektywne określenie ich wpływu na percepcję *tinnitusa* oraz odczuwania *dithera* przez badanego.
- III. Badanie wpływu bodźców ultradźwiękowych na wyniki badań słuchu poprzez pomiar:
 - progu przewodnictwa powietrznego w obecności *dithera*,
 - otoemisji akustycznych w obecności *dithera*,
 - ABR w obecności *dithera*.

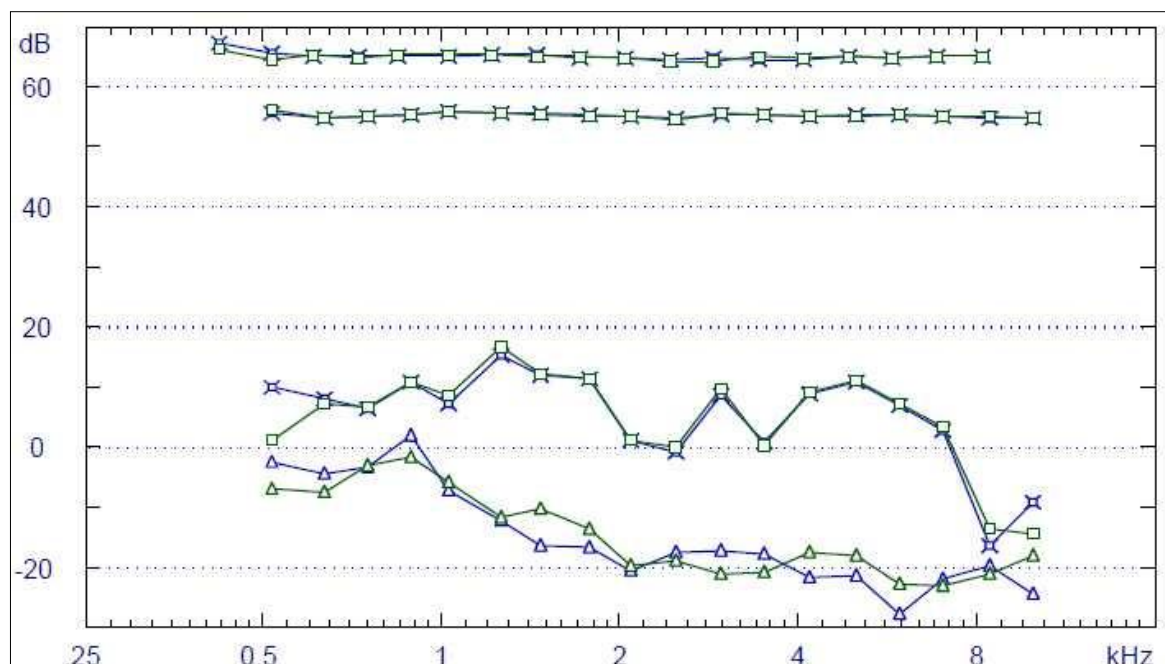
Przeprowadzone w ten sposób badania pokazały, że dla 6 pierwszych badanych, uzyskany audiometrycznie próg przewodnictwa powietrznego w obecności *dithera* oraz bez niego jest praktycznie identyczny i mieści się w granicy błędu pomiarowego badania progu

słyszenia audiometrycznie. Uwidacznia to przykład badanego nr 2 na rys. 7.2. Z tego powodu w kolejnych badaniach zrezygnowano z przeprowadzania tego etapu badania, gdyż nie wnosił on żadnej informacji różnicującej czy diagnostycznej. Badanie to pozostawiono jedynie w części diagnostycznej.



Rysunek 7.2. Audiogram tonalny badanego nr 2 wykonany na prawym uchu w obecności szumu ultradźwiękowego i bez niego
Oznaczenia: (O, X) – próg przewodnictwa powietrznego; (L) – próg przewodnictwa kostnego z maskowaniem; (M) – próg przewodnictwa powietrznego w obecności szumu ultradźwiękowego

Podobną obserwację poczyniono, analizując otrzymany wynik otoemisji akustycznych produktów zniekształceń w obecności *dithera*. Okazało się, że *dither* nie wpływa praktycznie na otrzymany wynik, pokazuje to rysunek 7.3. Podobny rezultat otrzymano przy badaniu otoemisji wywołanej trzaskiem (TEOAE), jak i otoemisji spontanicznej (SPOAE). W tej ostatniej, w wyniku pojawiały się składowe szumowe *dithera*, jednak były one niezależne od badanego. Można było je obserwować nawet wtedy, gdy przetwornik znajdował się jedynie w pobliżu sondy urządzenia do otoemisji. Z tego powodu również zrezygnowano z tego etapu w dalszych badaniach i pozostawiono to badanie jedynie w części diagnostycznej



Rysunek 7.3. Otoemisje akustyczne produktów zniekształceń badanego nr 2 na uchu prawym. Oznaczenia: (□) – DP-Gram uzyskany w obecności szumu ultradźwiękowego, (○) – DP-Gram uzyskany bez szumu

Otrzymanie wyników badania ABR w obecności *dithera* było trudne z uwagi na duże zakłócenia elektromagnetyczne powodowane przez przetwornik służący do prezentacji szumu ultradźwiękowego (wspomniano już o tym w rozdziale 6.2, patrz rys. 6.3). Jednocześnie nie zauważono zmiany progu słyszenia w tym badaniu. W związku z tym zrezygnowano również z tego etapu zarówno w części diagnostycznej, jak i w badaniach z zastosowaniem *dithera*, tym bardziej, że znacznie wydłużało ono przeprowadzenie badań.

Ostatecznie badania, w których wzięło udział kolejnych 19 pacjentów ograniczono i ustalono procedurę postępowania składającą się tylko z dwóch pierwszych etapów zaprezentowanych powyżej. Pominięto wykonywanie wszystkich powtórnych badań diagnostycznych w obecności *dithera*.

Z powyższych rozważań nie wynika definitywnie, że w obecności bodźców ultradźwiękowych nie dochodzi do zmiany progów słyszenia. Może ona mieć miejsce, jednak to zjawisko być może będzie występowało dla wyższych poziomów sygnałów ultradźwiękowych. Z uwagi jednak na to, że ten aspekt percepcji ultradźwięków i jego wpływu na wyniki badań nie był przedmiotem niniejszej pracy, nie przeprowadzono dalszych badań w tym kierunku. Zapewne jednak jest to interesujące zagadnienie, które warto dokładnie zbadać w przyszłości.

Poniżej w tab. 7.1 zaprezentowano cztery przykładowe wyniki badań nad wpływem bodźców ultradźwiękowych w postaci wzorców *dithera*. Wybrano je tak, aby zobrazować różnorodność reakcji badanych na prezentację różnych rodzajów bodźców. Zestawienie wyników wszystkich badanych znajduje się w załączniku 8. Tabela zawiera wiek badanego, krótki opis wrażeń słuchowych związanych z percepcją szumu usznego oraz reakcję na różne rodzaje bodźców ultradźwiękowych. W badaniach oprócz wzorców *dithera* niektórym badanym prezentowany był dźwięk generowany urządzeniem *The Inhibitor*. Urządzenie to było wykorzystywane przede wszystkim u osób z większym niedosłuchem, u których niski poziom *dithera* nie pozwalał na detekcję bodźca lub *dither* nie wpływał na percepcję *tinnitusa*. W przypadku pozostałych badanych urządzenie było wykorzystywane w zależności od ich kondycji psychofizycznej związanej z długim przebiegiem całego badania.

Tab. 7.1. Wybrane wyniki badań dot. zastosowania *dithera* ultradźwiękowego w terapii szumów usznych. Oznaczenia: SZU – szum uszny, UP i UL – ucho prawe i lewe. Kolorami oznaczono różne efekty terapii.

Nr badanego	Wiek	Rodzaj szumu i lokalizacja (inf. z wywiadu)	Wpływ <i>Dithera</i> 20-80 kHz na SZU	Wpływ <i>Dithera</i> 30 - 50 kHz na SZU	Wpływ <i>Dithera</i> 25-55 kHz na SZU	Wpływ <i>Dithera</i> 26 kHz na SZU	Wpływ <i>Dithera</i> 39 kHz na SZU	Inhibicja residualna [min]	Wpływ <i>The Inhibitor</i> 'a na SZU. Ocena w skali [0...10]	Inhibicja residualna [min]	Uśredniony próg słyszenia (strona[dB HL])
1	37	Pisk, gwizd na UL	Detekcja <i>dithera</i> bez wpływu na SZU w UL i UP	Maskowanie SZU <i>ditherem</i> w UL i UP		Detekcja <i>dithera</i> bez wpływu na SZU w UL i UP	Wzmacnianie SZU w UL i UP		Wzmacnianie SZU, z 1 na 2	-	L 45
2	35	Pisk w UP i UL	Zanik SZU przy braku detekcji <i>dithera</i> na UP	Detekcja <i>dithera</i> bez wpływu na SZU		Zanik SZU przy braku detekcji <i>dithera</i> UP	Zanik SZU przy braku detekcji <i>dithera</i> w UP				P 15 L -5
6	77	Gruby szmer w UP i UL	Detekcja <i>dithera</i> bez wpływu na SZU w UP i UL	Detekcja <i>dithera</i> bez wpływu na SZU w UP i UL	Detekcja <i>dithera</i> bez wpływu na SZU w UP i UL	Zmniejsza odczuwanie SZU jednak SZU i <i>dither</i> jest nadal słyszalny w UP i UL	Zmniejsza odczuwanie SZU jednak SZU i <i>dither</i> jest nadal słyszalny w UP i UL				P 40 L 45
11	74	Szelest, szum w UP i UL	Detekcja <i>dithera</i> bez wpływu na SZU w UP i UL		Zmniejszenie odczuwania SZU po zaprzestaniu bodźcowania	Maskowanie SZU na UP i UL	Maskowanie SZU na UP i UL	2	Zanik SZU, z 2 na 0 na UP i UL.	0,5	P 25 L 25

Przedstawione powyżej wyniki pokazują, że podanie *dithera* ultradźwiękowego do ucha pacjenta może wywoływać różne reakcje lub nie mieć w ogóle wpływu na odczuwanie szumów usznych. U badanego nr 1, którego prób niedosłuchu wynosił 45 dB HL dochodziło, w zależności od rodzaju podawanego bodźca, do detekcji sygnału przy jednoczesnym braku

wpływu na odczuwane szumy uszne lub do ich wzmacniania. W najlepszym przypadku *dither* doprowadził do maskowania *szumów usznych*. Po zastosowaniu większego poziomu bodźca z wykorzystaniem urządzenia *The Inhibitor* doszło do jego wzmagania. Można zatem uznać, że w tym przypadku nie udało się doprowadzić do pozytywnego efektu terapeutycznego. Widać jednak wyraźnie, że biorąc pod uwagę szerokość pasma stosowanego szumu ultradźwiękowego, jak i jego poziomu, można, w niektórych przypadkach, uzyskać zupełnie odmienne efekty, które daje się różnicować.

Z kolei w przypadku badanego nr 2 doszło do całkowitego zaniku odczuwania szumów usznych. Co ważne, w tym samym czasie sam *dither* nie był słyszalny. **Można zatem porównać ten efekt do zastosowania *dithera* w cyfrowym torze fonicznym.** Jest to zatem najbardziej pozytywny efekt jakiego się spodziewano. Pacjent nie odczuwa swoich szumów usznych i jednocześnie nie jest narażony na negatywny w odczuciu szum maskujący. Dodatkowo zaobserwowano, że u tego pacjenta tylko trzy z czterech prezentowanych bodźców *dithera* oddziaływały pozytywnie. Wśród nich był jeden wzorzec szerokopasmowy i dwa wąskopasmowe. Wzorzec z pośrednią szerokością pasma nie oddziaływał na odczuwany *tinnitus*, był jedynie słyszalny. Należy dodać, że próg słyszenia tego pacjenta był jedynie lekko podwyższony jednostronnie.

U badanego nr 6 z podwyższonym progiem słyszenia do 45 dB HL nie doszło do zaniku *tinnitusa* dla żadnego ze stosowanych sygnałów *dither*. W przypadku trzech rodzajów bodźców szerokopasmowych dochodziło jedynie do detekcji *dithera*, zaś bodźce wąskopasmowe doprowadzały do zmniejszania odczuwania szumów usznych.

Badany nr 11 z progiem słyszenia na poziomie 25 dB HL wykrywał bodziec szerokopasmowy, jednak nie miał on wpływu na percepcję szumów usznych. Z kolei *dither* ograniczony pasmowo do 25-55 kHz sprawiał zmniejszanie odczuwania *tinnitusa*, choć nie doprowadzał do jego całkowitego zaniku. Ważne jednak było to, że efekt zmniejszania percepcji szumu usznego utrzymywał się w przypadku tego *dithera* przez 2 minuty. Pokazuje to, że **w terapii z zastosowaniem *dithera* ultradźwiękowego może dochodzić do inhibicji residualnej.** Godne uwagi jest również to, że u tego samego badanego zastosowanie sygnałów *dither* wąskopasmowych o niskim poziomie doprowadza jedynie do maskowania szumów usznych. Zastosowanie bowiem u niego bodźca wąskopasmowego o wyższym poziomie, jaki jest uzyskiwany w urządzeniu *The Inhibitor*, doprowadziło do zaniku szumu usznego z inhibicją residualną trwającą pół minuty.

Powyższe przykłady pokazują, że oddziaływanie *ditherem* na percepcję *tinnitusa* ma charakter osobniczy. Ten sam rodzaj bodźca może wywoływać u poszczególnych badanych

zupełnie odmienną reakcję. Dlatego, by ułatwić analizę wyników i wynikających z nich efektów terapeutycznych, poniżej w tabeli 7.2, zestawiono wszystkie wyniki badań dla 25 badanych. Zostały one pogrupowane według **efektów terapeutycznych**, oznaczonych jako **ET**. Dodatkowo tabelę 7.2 uzupełniono o przedziały poziomu niedosłuchów pacjentów, u których wystąpił dany efekt terapeutyczny, gdyż wydaje się, że ten parametr może pomóc różnicować skuteczność terapii. Podano również ewentualne uwagi.

Tab.7.2. Wyniki uzyskanego efektu terapeutycznego przy zastosowaniu różnych wzorców *dithera*. Oznaczenia: *ET* – efekt terapeutyczny, *SZU* – szum uszny, *x* – nie dotyczy.

Rodzaj efektu terapii ET uzyskany w badaniach dla <i>n</i> =25 osób	Liczba osób, u których wystąpił ET	Liczba osób, u których nastąpiła Inhibicja residualna	Częstość wystąpienia ET dla danego wzorca <i>dithera</i>					Przedział poziomów niedosłuchów przy których wystąpił ET [dB HL] Uwagi
			20- 80 kHz	30- 50 kHz	25- 55 kHz	26 kHz	39 kHz	
Zanik SZU	7	2	3	1	0	1	5	od -5 do 30
Zmniejszenie SZU	4	2	0	0	2	2	3	od 25 do 45
Inhibicja res. SZU	4	x	1	0	2	1	2	od -5 do 45
Maskowanie SZU	4	x	3	1	2	1	2	od 10 do 60
Wzmacnianie SZU	3	x	0	0	1	0	2	od 45 do 55 SZU obecny jednousznie
Detekcja SZU	6	x	5	4	4	4	4	od 15 do 75
Brak detekcji SZU	1	x	x	x	x	x	x	70

Spośród 25 badanych u siedmiu osób wystąpił najbardziej pożądaný efekt, czyli zupełny zanik szumów usznych. U pięciu osób występował on tylko w momencie podawania bodźca, natomiast u dwóch udało się uzyskać tzw. inhibicję residualną, czyli czasowe zmniejszenie odczuwania po zaprzestaniu bodźcowania. U jednej z osób inhibicja trwała dwie minuty, u drugiej aż 95 minut. W całościowym zestawieniu (załącznik 8) widać też, że inhibicja występowała również u niektórych badanych urządzeniem *The Inhibitor*. Czas jej trwania był u niektórych badanych bardzo długi (u badanego nr 13 aż 4 dni) Trudno jednak w tym przypadku mówić o równoczesnym wystąpieniu efektu *ditheringu*, gdyż podczas używania tego urządzenia większość z badanych raczej narzekała na duży i zbyt głośny poziom dźwięku w trakcie ekspozycji. U niektórych osób właśnie z tego powodu nie udało się przeprowadzić tego badania, gdyż poziom sygnału przekraczał u nich próg UCL.

Z przeprowadzonych badań można wysnuć zatem wniosek, że **użycie szumu ultradźwiękowego o niskim poziomie (*dither*) może służyć jako jedna z metod**

zmniejszania odczuwania szumów usznych, choć jest ona skuteczna przy małych ubytkach słuchu. To z kolei znajduje uzasadnienie w teorii *ditheringu*. Uzyskany efekt różni się, zarówno w zależności od prezentowanego sygnału ultradźwiękowego, jak i strony jego podania. Przy większych ubytkach słuchu u niektórych osób *dither* nie wpływa w żaden sposób na percepcję ich własnych szumów usznych, u innych zaś może je maskować, potęgować lub wreszcie usuwać tę dolegliwość, w szczególności dotyczy to osób, u których szum ultradźwiękowy działa już tylko jako sygnał maskujący.

U czterech osób udało się doprowadzić do wyciszenia *tinnitusa*, z czego u dwóch wystąpiła inhibicja trwająca odpowiednio dwie i 60 minut. **Zanik, jak i wyciszenie *tinnitusa* mogą świadczyć o wystąpieniu efektu *ditheringu* ultradźwiękowego, czyli linearyzacji ultradźwiękowej charakterystyki transmisyjnej ucha,** zgodnie teorią zaproponowaną przez Czyżewskiego i współautorów [34, 38, 39].

Konkludując wnioski zaprezentowane powyżej, można stwierdzić, że udowodniono tym samym drugą z postawionych tez niniejszej rozprawy, która brzmi: „**Zastosowanie ultradźwiękowej linearyzacji charakterystyki transmisyjnej ucha w jej zakresie dla słabych sygnałów powoduje zmniejszenie odczuwania szumów usznych.**”

Na podstawie przeprowadzonych prób można stwierdzić, że zanik i ściszenie najczęściej występowało w przypadku *Dithera* 39, a najrzadziej dla *Dithera* 30-50. Obraz audiologiczny wszystkich osób, u których wystąpił całkowity zanik szumów usznych charakteryzował się jedno- lub obustronną normą słyszenia w badaniu audiometrycznym lub lekkim niedosłuchem czuciowo-nerwowym (odbiorczym) nie przekraczającym 30 dB HL. U osób, u których doszło do ściszenia szumów usznych, niedosłuch, o cechach jak powyżej, mieścił się w przedziale od 25 do 45 dB HL. Większy stopień niedosłuchu i niskie (w stosunku do niedosłuchu) natężenie *dithera* sprawia, że u tych pacjentów nie nastąpił całkowity zanik *tinnitusa*, gdyż w tym przypadku nie można już dłużej mówić o *ditheringu*, a jedynie o maskowaniu. W przypadku trzech osób podanie *dithera* doprowadzało do zwiększania odczucia szumów usznych. Po zaprzestaniu bodźcowania efekt ten ustępował. Interesujące natomiast jest to, że efekt wzmacniania *tinnitusa* występował tylko w przypadku osób, które cierpiały na jednostronne szumy uszne. Może być to spowodowane percepcją szumu ultradźwiękowego (*dithera*) przez drugie, lepsze ucho, na którym nie występował *tinnitus*.

Wyraźnie zatem widać, iż nie ma jednego „uniwersalnego” *dithera* dla wszystkich badanych a skuteczność oddziaływania poszczególnych wzorców na szumy uszne ma charakter osobniczy. Można zatem wysnuć przypuszczenie, że opracowując kolejne wzorce

sygnałów *dither* można by uzyskać efekt *ditheringu* również dla pozostałych, przynajmniej niektórych badanych osób. W tym celu cenne byłoby stworzenie narzędzia, które podobnie jak omawiany w niniejszej rozprawie *Synteza*, pozwalałoby na syntezywanie w czasie rzeczywistym tym razem ultradźwiękowych wzorców *dithera* służących następnie do terapii.

Z uwagi na fakt, iż opisywane efekty terapeutyczne uzyskano podczas krótkiej, co najwyżej kilkuminutowej prezentacji bodźców, cenne byłoby sprawdzenie skuteczności tej metody przy długoterminowej ekspozycji na szum ultradźwiękowy lub przy kilkukrotnej, cyklicznej ekspozycji. Wówczas można by sprawdzić długoterminowe efekty terapii *ditherem*.

8. Podsumowanie

W pracy dokonano przeglądu problematyki i genezy szumów usznych. Zebrano informacje z zakresu anatomii, fizjologii i patologii słuchu w zakresie niezbędnym do omówienia zagadnienia szumów usznych. Szczególny nacisk położono na te elementy, które mają lub mogą mieć bezpośredni wpływ na powstawanie i percepcję szumów usznych. Podano przegląd najczęściej pojawiających się w literaturze teorii i hipotez wyjaśniających ich etiologię i patogenezę. Wśród nich szeroko opisano hipotezę wyjaśniającą pojawianie się szumów usznych poprzez analogię do działania układów kwantyzacji. Przyniesiono jej szczegółowy opis i analizę. Dodatkowo w rozprawie opisano diagnostykę szumów usznych. W pracy zebrano i syntetycznie podano sposoby pomiaru parametrów psychoakustycznych szumów usznych oraz metodologię ich wykonania. Warto w tym miejscu nadmienić, iż w ten sposób zebrany materiał może stanowić pewnego rodzaju kompendium wiedzy na ten temat dla innych badaczy. Brak jest bowiem ogólnodostępnych źródeł na temat pomiarów szumów usznych, które zbiorczo obejmują ten zakres informacji. Wynika to m.in. z tego, że większość ośrodków badawczych stosuje swoje, nieujednolicone metody pomiarowe, gdyż nie stworzono międzynarodowego standardu w tym zakresie.

W rozprawie zaproponowano oraz zweryfikowano autorską metodologię postępowania diagnostycznego, która może służyć do wstępnej kwalifikacji osób w kierunku terapii szumów usznych bądź ich leczenia. Autor rozprawy opracował i przygotował ankietę pozwalającą, na przeprowadzenie anamnezy, określenie czynników mogących zwiększać ryzyko występowania szumów usznych oraz ich charakteru. W sposób usystematyzowany pozwala ona na zebranie niezbędnych informacji, które mogą służyć do oceny i różnicowania otrzymanych wyników badań. Ankieta może być również wykorzystywana do oceny stopnia uciążliwości szumów usznych i weryfikacji postępów terapii nie tylko z użyciem ultradźwięków czy dźwięków słyszalnych, ale również z użyciem innych metod terapeutycznych. Ponadto zaproponowano panel badań diagnostycznych, możliwy do wykonania nawet w pracowniach audiometrycznych lub punktach protetycznych, tzn. bez konieczności przeprowadzania ich w specjalistycznych jednostkach. Zgodnie z założeniem ma on dawać jak najszerszy obraz audiologiczny pacjenta. Przy tym autor zweryfikował ten panel na podstawie wstępnej, kontrolnej grupy pacjentów. Następnie przeprowadził dyskusję i zmodyfikował go w taki sposób, by maksymalnie ograniczyć czas na wykonanie pomiarów, uzyskując przy tym jak najwięcej użytecznych informacji diagnostycznych i różnicujących efektywność konkretnych rodzajów terapii.

Nowatorskim aspektem zaproponowanej metodologii jest wykorzystanie *Synteзаторa*, w oznaczaniu parametrów psychoakustycznych szumu usznego i zestawienie jego rezultatów z wynikami uzyskanymi klasycznym audiometrem. Dotychczas sposoby oznaczania parametrów szumów usznych opierały się głównie na wynikach uzyskiwanych audiometrycznie bądź z użyciem przygotowanych wcześniej bibliotek plików dźwiękowych odtwarzanych z różnych nośników. Z uwagi na to, że ten sposób badania jest bardzo niedokładny, a przy tym czasochłonny i nużący dla pacjenta, często jest pomijany w codziennej praktyce. Dzieje się tak mimo tego, iż uzyskane w ten sposób parametry szumu usznego mogą być nośnikiem cennych informacji diagnostycznych oraz mogą posłużyć do wyboru metody terapii i ilościowego udokumentowania efektów leczenia. Potwierdza to zatem słuszność prowadzonych badań w ramach niniejszej rozprawy nad udoskonaleniem i uproszczeniem metod pozyskiwania tych parametrów szumów usznych. W wyniku tego autor zaproponował w rozdziale 4.1 koncepcję graficzną i funkcjonalną *Synteзаторa* służącego do określania cech charakterystycznych szumów usznych z wykorzystaniem syntezy dźwięku. Zakłada ona taki sposób działania aplikacji, by umożliwiać jej obsługę przez osoby niewykwalifikowane i nie posiadające wiedzy na temat obsługi komputera. Innymi słowy aplikacja ma pozwalać na intuicyjną i łatwą obsługę przez samego pacjenta oraz na niemal nieograniczone możliwości generowania różnego rodzaju dźwięków, bez pomocy osób wykwalifikowanych. Dzięki zaimplementowaniu takiego rozwiązania możliwe będzie oznaczanie parametrów psychoakustycznych szumów usznych, a tym samym ich śledzenie, nie tylko w gabinecie lekarskim czy protetycznym, ale w domu pacjenta, wieczorem, wtedy gdy nasilenie dokuczliwości szumów jest zazwyczaj największe. Dzięki jednoekranowej, uruchamianej automatycznie i obsługiwanej dotykowo aplikacji, możliwe będzie udostępnienie pacjentowi takiego rozwiązania w postaci tabletu lub smartfona. Zrealizowano w ten sposób cel częściowy polegający na opracowaniu koncepcji rozwiązania dostępnego dla pacjenta ułatwiającego oznaczanie parametrów psychoakustycznych odczuwanych szumów usznych.

Ostatecznie w ramach niniejszej rozprawy użyto *Synteзаторa*, opracowanego w Katedrze Systemów Multimedialnych Politechniki Gdańskiej, w którym częściowo wykorzystano koncepcję zaproponowaną przez autora. Aby umożliwić porównanie wyników uzyskanych z jego udziałem z wynikami audiometrycznymi, autor rozprawy przygotował materiał dźwiękowy i przeprowadził odpowiednią kalibrację aplikacji.

Opracowano procedurę wykonywania oznaczenia parametrów psychoakustycznych *tinnitusa* z wykorzystaniem audiometru i *Synteзаторa*, aby uzyskać wiarygodny materiał

porównawczy do badań. Sposób jej przeprowadzenia ma zapewnić uniknięcie błędu systematycznego, który mógłby zafałszować otrzymane wyniki.

Badania przeprowadzone z udziałem 14 pacjentów pokazują możliwości, ograniczenia oraz wady i zalety zastosowania obu metod służących do oznaczania szumów usznych. Okazuje się, że w przypadku osób opisujących *tinnitus* jako tonalny, zastosowanie *Synteźatora* pozwala na uzyskanie wyniku szybciej niż przy wykorzystaniu audiometru. Warto nadmienić, że im bardziej złożony opis odczuwalnego szumu przez badanego, tym trudniej jest określić parametry psychoakustyczne szumów usznych i zajmuje to więcej czasu w obu metodach. Zachowana jest jednak różnica potrzebnego czasu na korzyść *Synteźatora*. Porównując otrzymane wyniki badań w postaci parametrów szumu usznego, widać, że zastosowanie *Synteźatora* daje bardziej szczegółowe, kompleksowe i miarodajne parametry szumu od tych uzyskanych audiometrycznie. Różnice wynikające z zastosowania obu metod dotyczą zarówno parametrów akustycznych, jak i subiektywnej oceny podobieństwa szumów usznych do uzyskanego (synteżowanego) wzorca oraz czasu przeprowadzenia badania.

Przeprowadzona w rozdziale 6 analiza wyników pokazała, że **oznaczenie cech charakterystycznych subiektywnych szumów usznych *Synteźatorem* dokonywane jest ponad dwukrotnie szybciej niż z użyciem audiometru, ułatwiając przez to procedurę ich oznaczania. Uzyskana zaś różnica jest istotna statystycznie.** Ponadto, analiza wykazała wyraźną różnicę w subiektywnej ocenie podobieństwa wzorca szumu usznego generowanego za pomocą audiometru i z wykorzystaniem syntezy dźwięku. W ocenie badanych brzmienie i percepcja wzorca szumu bardziej przypomina odczuwane przez nich szumy uszne, jeżeli do jego generacji używany jest *Synteźator*. **Ocena podobieństwa wzorca wyrażona jako mediana, w skali procentowej wynosi prawie 90% przy jednoczesnym mniejszym rozrzucie uzyskanych odpowiedzi wynoszącym, dla połowy obserwacji, 10 pkt.%. Dla porównania w przypadku audiometru uzyskano wynik około 65% i rozrzut wynoszący 40 pkt.%. W przypadku tej analizy uzyskana różnica jest również istotna statystycznie. Dowodzi to zatem pierwszej postawionej w rozprawie tezie, która brzmi: „*Zastosowanie opracowanej metody syntezy dźwięku ułatwia i przyspiesza oznaczenie cech charakterystycznych subiektywnych szumów usznych.*”**

Rozprawa oprócz tego zawiera również przegląd metod leczenia i terapii szumów usznych. Najwięcej miejsca poświęcono opisowi metod terapii, w których wykorzystywane są ultradźwięki. Przy tej okazji opisano mechanizmy zaangażowane w odbiór i postrzeganie ultradźwięków w podobny sposób jak percepcję wysokich dźwięków słyszalnych. Z uwagi na temat niniejszej rozprawy szczególne miejsce zajmuje w niej opis wykorzystania koncepcji

ditheringu ultradźwiękowego w terapii szumów usznych. Jest to autorska koncepcja zaproponowana przez Czyżewskiego i współ. [39], która wyraźnie odróżnia się od dotychczas spotykanych metod terapii wykorzystujących ultradźwięki. Jej zasadnicza różnica polega na takim doborze bodźca ultradźwiękowego, żeby zmniejszał on lub zupełnie likwidował percepcję szumów usznych, a przy tym sam jednocześnie był niesłyszalny. W przypadku innych metod rolą sygnałów ultradźwiękowych ma być bowiem maskowanie, odwracanie uwagi pacjenta lub przestrajanie układu słuchowego tak, jak to ma miejsce w innych rodzajach terapii z użyciem dźwięków słyszalnych. Autor rozprawy rozwinął i zweryfikował tę teorię.

Praca zawiera ponadto informacje na temat transmisji i propagacji sygnału ultradźwiękowego do narządu słuchu przez kość skroniową. Jest to istotne, gdyż charakterystyka częstotliwościowa może tłumaczyć niejednorodny charakter wyników badań mających cechy osobnicze. Wniosek ten wysnuto na podstawie tego, że ten sam bodziec ultradźwiękowy oddziałuje w inny sposób na - wydawałoby się - taki sam rodzaj ubytku słuchu i podobny charakter szumów usznych.

W celu przeprowadzenia badań nad wpływem bodźców ultradźwiękowych na percepcję *tinnitusa* autor przygotował wstępnie cztery wzorce bodźców ultradźwiękowych zwanych *dither*. Następnie, w celu oceny czy wzorce te spełniają pierwotne założenia dokonano pomiarów ich parametrów akustycznych. Zmierzono natężenie akustyczne bodźców z wykorzystaniem pomiaru ciśnienia promieniowania. Z pomiarów tych wynika, że stosowane bodźce mają natężenie mniejsze **niż 10 mW/cm²**. Oznacza to stosowanie bodźców o małym, 10-krotnie mniejszym natężeniu akustycznym niż dopuszczają normy. **Potwierdza to prawidłowość prowadzonych badań, w których zgodnie z postawioną tezą założono wykorzystywanie słabych sygnałów ultradźwiękowych.** Oprócz tego dokonano pomiarów parametrów częstotliwościowych wzorców ultradźwiękowych, tj. charakterystyk impedancyjnych przetwornika i widma sygnałów ultradźwiękowych, które potwierdziły uzyskanie założonych parametrów akustycznych. W celu ich ostatecznej weryfikacji przeprowadzono wstępne badania z udziałem 6 osób. Na podstawie otrzymanych wyników autor przygotował jeszcze jeden dodatkowy wzorec ultradźwiękowy, uzyskując ostatecznie zestaw pięciu wzorców oraz zmodyfikował i skrócił metodę postępowania diagnostycznego i terapeutycznego.

W badaniach dotyczących niniejszej pracy wykorzystywano m.in. zestaw urządzeń opracowanych i skonstruowanych w Politechnice Gdańskiej, umożliwiających transmisję ultradźwięków z zakresu 20 kHz-80 kHz do narządu słuchu z wykorzystaniem przewodnictwa

kostnego. Warto w tym miejscu zaznaczyć, iż niezależnie od badań prowadzonych w ramach niniejszej rozprawy, autor przeprowadził dodatkowe, kontrolne badania, wykorzystując urządzenie *The Inhibitor* firmy Melmedtronics. Z jego pomocą możliwe było uzyskanie wprowadzie tylko jednego rodzaju bodźca ultradźwiękowego o natężeniu około 100 mW/cm^2 , jednak generowanego w podobnym zakresie częstotliwościowym. Nie spełniało ono więc wstępnych założeń dotyczących stosowania słabych sygnałów. Pozwoliło jednak porównać wyniki uzyskane obiema metodami oraz ocenić ich efektywność i wpływ na percepcję szumów usznych szczególnie u osób z większymi niedosłuchami.

Innowacyjność prowadzonych badań polega na tym, iż nie były one dotychczas przeprowadzane z wykorzystaniem tak słabych sygnałów. Oryginalność tej metody polega na operowaniu sygnałem ultradźwiękowym o niskim poziomie (*ditherem*) w taki sposób, aby nie zagłuszał on lub maskował szumu usznego, a nawet nie był słyszalny. Ma on jedynie zmieniać aktywność neutralną drogi słuchowej, doprowadzając do zahamowania samorzutnej generacji szumu usznego w korze mózgowej, a poprzez to doprowadzić do zaniku percepcji szumu usznego. Mechanizm jego działania ma polegać na analogii do działania cyfrowego toru fonicznego. Zastosowanie w torze fonicznym specjalnie ukształtowanego szumu o niskim poziomie (*dithera*) doprowadza do linearyzacji charakterystyki progowej kwantyzera, a poprzez to do zmniejszenia szumu kwantyzacji. Szum kwantyzacji jest w tym przypadku analogiem szumu usznego, a charakterystyka progowa kwantyzera jest analogiem podwyższonego progu słyszenia pacjenta. Stosowana **metoda ma więc za zadanie zmniejszanie słyszalnych składowych szumu usznego** powstających na skutek istnienia martwej strefy, będącej wynikiem podwyższonego progu słyszenia **poprzez ultradźwiękową linearyzację charakterystyki transmisyjnej ucha** dla słabych bodźców o poziomie mniejszym od progu słyszenia.

W celu uzyskania porównywalnych i usystematyzowanych wyników autor opracował procedurę przeprowadzania badań z wykorzystaniem *ditheringu* ultradźwiękowego. Ponadto zaproponował sekwencję prezentowania pacjentowi bodźców ultradźwiękowych pozwalających na sprawną ocenę wpływu bodźców na percepcję szumów usznych. Do opracowania powyższych posłużyły wstępne wyniki pierwszych sześciu badanych. **Łącznie w badaniach nad wpływem *ditheringu* ultradźwiękowego wzięło udział 25 osób** o różnym obrazie audiologicznym i etiologii szumów usznych. Uzyskane wyniki zebrano i uporządkowano uwzględniając oddziaływanie bodźców ultradźwiękowych i ich wpływ na percepcję szumów usznych. Na tej podstawie autor zidentyfikował i zaproponował nazewnictwo siedmiu występujących efektów terapii. Spośród nich najbardziej pożądanym

efektem, który występował, był zanik odczuwanych szumów usznych. **Można zatem uzyskany efekt porównać do rezultatu uzyskiwanego poprzez zastosowanie techniki *ditheringu* w cyfrowym torze fonicznym.** Pacjent w takim wypadku nie odczuwa swoich szumów usznych a jednocześnie nie jest narażony na negatywny w odczuciu szum maskujący. Nowatorstwo tej metody polega na tym, że w dotychczas stosowanych metodach z użyciem dźwięków pacjent – co prawda – odczuwał niejednokrotnie zanik lub zmniejszenie percepcji własnego szumu usznego, jednak bodziec stosowany w terapii był jednocześnie nieznośny, drażniący i nie do zaakceptowania, podobnie, jak własny szum uszny. Innymi pozytywnymi efektami terapii *ditherem* mogą być: zmniejszanie odczuwania szumów usznych przy jednoczesnym braku percepcji *dithera* oraz inhibicja residualna, czyli utrzymanie się efektu zaniku lub zmniejszenia *tinnitusa* po zaprzestaniu bodźcowania.

Analiza wyników badań pokazała, że u siedmiu z 25 badanych wystąpił efekt całkowitego zaniku szumu usznego. Przy czym u pięciu osób efekt ten występował jedynie w czasie bodźcowania *ditherem* natomiast u dwóch utrzymywał się po zaprzestaniu bodźcowania. Wystąpiła zatem dodatkowo inhibicja residualna. Trwała ona od kilku do nawet 95 minut. Z przeprowadzonych obserwacji wynika, że efekt całkowitego zaniku szumu usznego występował u badanych, których niedosłuch nie przekraczał 30 dB HL. Zmniejszenie odczuwania szumów wystąpiło z kolei u czterech badanych, a spośród nich u dwóch wystąpiła dodatkowo inhibicja trwająca do 60 minut. Przedział niedosłuchów, przy których doszło do omawianego efektu mieścił się w przedziale pomiędzy 25 a 45 dB HL. Na podstawie otrzymanych rezultatów można zatem wysnuć wniosek, że **użycie szumu ultradźwiękowego o niskim poziomie (*dither*) może służyć jako jedna z metod zmniejszania odczuwania szumów usznych, choć jest ona skuteczna szczególnie przy małych ubytkach słuchu. To z kolei znajduje potwierdzenie w teorii *ditheringu*.** Potwierdzają to rezultaty wykorzystania w badaniach urządzenia *The Inhibitor*, które generuje dźwięki o dużym poziomie. W jego przypadku również dochodziło zarówno do zaniku, zmniejszenia jak i inhibicji residualnej. Jednak podczas prezentacji bodźca większość badanych narzekała na nieprzyjemny i przykry w odczuciu dźwięk, który często tylko maskował odczuwany szum uszny bądź zmieniał jego charakter lub parametry psychoakustyczne. Można zatem przyjąć, że **zanik, jak i zmniejszenie *tinnitusa*, przy braku detekcji *dithera* może świadczyć o wystąpieniu efektu *ditheringu* ultradźwiękowego, czyli inaczej mówiąc ultradźwiękowej linearyzacji charakterystyki transmisyjnej ucha.**

Przytoczone powyżej argumenty dowodzą zatem drugiej postawionej w rozprawie tezie, która brzmi: „**Zastosowanie ultradźwiękowej linearyzacji charakterystyki**

transmisyjnej ucha w jej zakresie dla słabych sygnałów powoduje zmniejszenie odczuwania szumów usznych”.

Na podstawie uzyskanych wyników można stwierdzić, że najlepsze efekty oddziaływania *ditherem* ultradźwiękowym uzyskano u badanych, u których niedosłuch był symetryczny i nie przekraczał 30-45 dB HL, a szum występował obuusznie. Tym nie mniej należy pokreślić, iż uzyskane efekty terapeutyczne mają charakter osobniczy i trudno jest jednoznacznie określić dodatkowe cechy, które mogłyby wskazywać lub zawęzać grupę osób najbardziej podatnych na ten rodzaj terapii. Przyczyną takiego stanu rzeczy mogą być np. właściwości propagacyjne sygnału ultradźwiękowego do narządu słuchu przez kość skroniową, które są indywidualne i odmienne dla każdego. Biorąc to pod uwagę, niewykluczone jest, że możliwe byłoby uzyskanie pozytywnego efektu również w przypadku niektórych pozostałych badanych. Potrzebne było by wówczas zastosowanie i wypróbowanie większej ilości bodźców ultradźwiękowych. Zagadnienie, o którym mowa może być przyczynkiem do powstania w przyszłości *Synteзаторa* ultradźwiękowego, podobnego w konstrukcji do prezentowanego w niniejszej rozprawie. Jego zadaniem było umożliwienie wygenerowania dowolnego bodźca, tym razem ultradźwiękowego. Mogłoby to być pomocne w precyzyjnym wyszukiwaniu innych wzorców dźwiękowych, które byłyby skuteczne w terapii z wykorzystaniem *ditheringu* ultradźwiękowego. Autor rozprawy wyraża nadzieję, że w przyszłości będzie możliwe przeprowadzanie badania wpływu ultradźwięków na percepcję szumów usznych z wykorzystaniem w pełni modyfikowalnego systemu przeznaczonego do ich syntezy.

Oprócz opracowania możliwości generowania dowolnych wzorców ultradźwiękowych dalsze badania w tej dziedzinie powinny prowadzić do opracowania kompaktowego, przenośnego (kieszonkowego) urządzenia, które umożliwiałoby stosowanie tej metody przez samego pacjenta w dowolnym miejscu i czasie. Takie wykorzystanie umożliwia w chwili obecnej prezentowane urządzenie *The Inhibitor*. Nowe rozwiązanie powinno jednak, oprócz tego, umożliwiać wgranie lub zaprogramowanie w nim dowolnego wzorca ultradźwiękowego, który jest dla danego pacjenta najbardziej skuteczny. Pełnię możliwości dawałoby zaś urządzenie, dzięki któremu sam pacjent mógłby wpływać na parametry generowanych wzorców ultradźwiękowych, na ich poziom i charakterystykę częstotliwościową. Mogłoby to mieć szczególne znaczenie w przypadku szumów usznych zmiennych w czasie.

Badania nad skutecznością linearyzacji ultradźwiękowej powinny być również kontynuowane w celu sprawdzenia jej długofalowej skuteczności. W tym celu należy przeprowadzić badania, w których pacjenci wzięliby udział w kilku sesjach terapeutycznych,

w których wykorzystywany byłby dłuższy czas bodźcowania ultradźwiękami. Być może wówczas efekt inhibicji residualnej również mógłby ulec wydłużeniu.

Interesującym aspektem, wartym przebadania w przyszłości, jest mechanizm pobudzania i oddziaływania ultradźwięków na fizjologię i mikromechanikę narządu Cortiego bądź wyższych pięter drogi słuchowej, który w efekcie doprowadza do zaniku samorzutnej generacji szumu usznego. Zdaniem autora najbardziej prawdopodobnym oddziaływaniem ultradźwiękami na narząd słuchu może być: wystarczająco silne mechaniczne oddziaływanie fali ultradźwiękowej na komórki słuchowe wewnętrzne, które powoduje, że bez zewnętrznej stymulacji dźwiękiem słyszalnym zaczynają one poruszać się i doprowadzać do pobudzania nerwu słuchowego. Inną prawdopodobną możliwością jest mechanizm uwrażliwiania neuronów poprzez oddziaływanie ultradźwiękami na tkankę nerwową, doprowadzając przez to do powstania niskopoziomowej normalnej aktywności nerwu słuchowego. Kolejną możliwością jest zwiększenie poziomu bodźca akustycznego na skutek superpozycji fali ultradźwiękowej i dźwięku słyszalnego do takiego poziomu, że przekracza on podwyższony próg słyszenia pacjenta. Ostatnie z proponowanych oddziaływań powinno jednocześnie doprowadzać również do obniżania progu słyszenia badanego w momencie oddziaływania *ditherem*.

Podsumowując, należy stwierdzić, że nowe podejście do diagnostyki i terapii szumów usznych zaproponowane w tej rozprawie powinno umożliwić rozwój szeroko zakrojonych badań w dziedzinie zwalczania szumów usznych.

9. Bibliografia

- [1] **Ahmad N., Seidman M.** *Tinnitus in the older adult: epidemiology, pathophysiology and treatment option.* *Drugs Aging*, 21(5), 297-305, 2004
- [2] **Ashmore J. F., Brownell W. E.** *Kilohertz movements induced by electrical stimulation of outer hair cells isolated from the guinea pig cochlea*, *Journal of Physiology* 377, 41P, 1986
- [3] **Axelsson A., Ringdahl A.** *Tinnitus-a study of its prevalence and characteristic.* *British Journal of Audiology*, 23(1), 53-62, 1989
- [4] **Baguley D.** *Mechanisms of tinnitus.* *British Medical Bulletin*, 63(1), 195-212, 2002
- [5] **Bartnik G.** *Praca doktorska: Analiza wyników habituacji u pacjentów z szumem usznym i nadwrażliwością słuchową.* Promotor rozprawy: Prof. dr hab. med. Henryk Skarżyński, Warszawa IFPS, 2001
- [6] **Bartnik G.** *Szumy uszne - fakty istotne klinicznie.* *Magazyn Otorynolaryngologiczny*, 2, 57-72, 2003
- [7] **Bartnik G.** *Szumy uszne i nadwrażliwość słuchowa.* Warszawa, Solvay Pharma, Biblioteczka Prospera Meniere'a, Vol. 7, Nr 3/4, 2003
- [8] **Bartnik G.** *Współczesne poglądy na patomechanizm szumów usznych i nadwrażliwość na dźwięki.* W: Rogowski M. (Red.), *Szumy uszne.* Warszawa, Solvay Pharma, Biblioteczka Prospera Meniere'a, 3, 1, 23-33, 1999
- [9] **Bartnik G., Borawska B.** *Program terapii szumów usznych metodą Tinnitus Retraining Therapy (TRT).* Warszawa, IFPS, 2002
- [10] **Bartnik G.** *Najnowsze hipotezy powstawania szumu usznego oparte na patofizjologii w różnych miejscach drogi słuchowej.* *Audiofonologia*, 11, 183-194, 1997
- [11] **Bartnik G.** *Patogeneza generacji i podstawy neurofizjologiczne powstawania szumów usznych i nadwrażliwości na dźwięki.* W: Skarżyński H. (Red.). *Szumy uszne i nadwrażliwość słuchowa*, Warszawa IFPS, 19-35, 1998
- [12] **Bartnik G., Rogowski M., Fabijańska A., Raj-Koziak D., Borawska B.** *The application of DPOAE measurement in the assessment of the cochlear function in tinnitus patients with normal hearing.* W: Patuzzi R. (Ed.) *Proceeding of VII International Tinnitus Seminar*, Fremantle, Australia, 2002
- [13] **Bartnik G., Rogowski M., Fabijańska A., Raj-Koziak D., Borawska B.** *Ocena nieliniowości ślimaka u pacjentów z szumami usznymi i prawidłowym słuchem.* Książka streszczeń, XIII Sympozjum Audiologiczne, Kazimierz Dolny nad Wisłą, 10-12 października 2002
- [14] **Bartnik G., Stępień A., Raj-Koziak D., Fabijańska A., Niedzialek I., Skarżyński H.** *Troublesome Tinnitus in Children: Epidemiology, Audiological Profile, and Preliminary Results of Treatment.* *International Journal of Pediatrics*, Vol. 2012, Article ID 945356, 2012
- [15] **Bartnik, G.** *Szumy uszne i nadwrażliwość słuchowa.* Warszawa IFPS, 2003
- [16] **Becker W., Naumann H., Pfaltz C.** *Choroby uszu, nosa i gardła.* Warszawa, Bel. Corp. Scientific Publ., 1992
- [17] **Bekesy G.** *On the elasticity of the cochlear partition.* *J. Acoust. Soc. Am.*, 20, 227-241, 1948
- [18] **Boenninghaus H. G.** *Otolaryngologia.* Warszawa, Springer - PWN, 1997
- [19] **Boenninghaus H.G.** *Zarys otolaryngologii.* Warszawa, Springer - PWN, 2002

- [20] **Brownell W. E.** *Outer hair cell electromotility and otoacoustic emissions.* Ear Hear, 11 (2), 82-92, 1990
- [21] **Brownell W., Bader C., Bertrand D., Ribaupierre Y.** *Evoked mechanical responses of isolated cochlear cells.* Science, 227, 194-196, 1985
- [22] **Bull P.** *Wykłady z otolaryngologii.* Gdańsk, Via Medica, 1999
- [23] **Cai Y., Tang J., Li X.** *Relationship between high frequency hearing threshold and tinnitus.* Journal of Clinical Otorhinolaryngology, 18(1), 8-9, 2004
- [24] **Cai Z., Richards D., Lenhardt M., Madsen A.** *Response of human skull to bone conducted sound in the audiometric to ultrasonic range.* The International Tinnitus Journal 8, 1-8, 2002
- [25] **Castello E.** *Distortion products in normal hearing patients with tinnitus.* Boll Soc Ital Biol Sper, 73(5-6), 93-100, 1997
- [26] **Ceranic B., Prasher D., Raglan E., Luxon L.** *Tinnitus after head injury: evidence from otoacoustic emissions.* Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry, 65(4), 523-9, 1998
- [27] **Ceranic J., Prasher D., Luxon L.** *Tinnitus and otoacoustics emissions.* Clinical otolaryngology&Allied Sciences, 20(3), 192-200, 1995
- [28] **Ceranic J., Prasher D., Luxon L.** *Presence of tinnitus indicated by variable spontaneous otoacoustic emissions.* Audiology and Neurotology, 3(5), 332-44, 1998
- [29] **Ceranic B., Prasher D., Sulkowski W., Guzek W.** *Objective evidence for tinnitus from spontaneous emission variability.* Noise and health, 3(12), 61-74, 2001
- [30] **Chelmiński K., Chelmińska M.** *Szumy uszne. I-patofizjologia.* Polski Merkuriusz Lekarski, 57, 195-197, 2001
- [31] **Coling D., Schacht J.** *Second messengers in the cochlea.* Stockholm, Acta Otolaryngologica, 115, 218-221, 1995
- [32] **Crummer R., Hassan G.** *Diagnostic approach to tinnitus.* American Family Physician, 69(1), 120-6, 2004
- [33] **Czyżewski A., Kosikowski Ł., Kostek B., Kotus J., Suchomski P.** *New Tools for Hearing Loss Screening and Tinnitus Diagnosing.* Chicago, 47 Audio Eng. Soc. Conference, 2012
- [34] **Czyżewski A., Kostek B., Kochanek K., Skarzynski H.** *Dithering Strategy Applied to Tinnitus Masking.* Paris, 120th Audio Eng. Soc. Convention, May 23-26, 2006
- [35] **Czyżewski A.** *Dźwięk cyfrowy. Wybrane zagadnienia teoretyczne, technologia, zastosowania.* Akademicka Oficyna Wydawnicza Exit, 2001
- [36] **Czyżewski A.** *Interdyscyplinarne ujęcie problemu szumów usznych i wynikające z niego technologie elektronicznego wspomagania diagnostyki i terapii.* Audiofonologia, tom 25, 27-34, 2004
- [37] **Czyżewski A., Klejsa A.** *Tinnitus Diagnosis and Therapy Method Employing Ultrasound Dithering.* Nymphaio, Greece, World Scientific Publishing, 277-296, 2006
- [38] **Czyżewski A., Kostek B., Klejsa J., Skarżyński H.** *Metoda diagnostyki i leczenia szumów usznych z zastosowaniem linearyzacji ultradźwiękowej.* The Polish otolaryngology, 2007
- [39] **Czyżewski A., Kostek B., Skarżyński H.** *Technika komputerowa w audiologii, foniatrii i logopedii.* Warszawa, Akademicka Oficyna Wydawnicza EXIT, 2002
- [40] **Dallos P., Santos-Sacchi J., Flock A.** *Intercellular recordings from cochlear outer hair cells.* Science, 218, 582-584, 1982
- [41] **Davis A. C.** *The Prevalence of Hearing Impairment and Reported Hearing Disability among Adults in Great Britain.* International Journal of Epidemiology, Vol. 18 (4), 911-917, 1989

- [42] **Deatherage B., Jeffress L., Blodgett H.** *A note on the audibility of intense ultrasound.* J Acoust Soc Am, 26, 582, 1954
- [43] **Denk D., Heinzl H., Franz P., Ehrenberger K.** *Caroverine in tinnitus treatment. A placebo-controlled blind study.* Acta otolaryngologica, 117(6), 825-30, 1997
- [44] **Dhar S., Culpepper N.B.** *The dependence of the distortion product $2f_1-f_2$ on primary levels in non-impaired ears.* J Speech Lang Hear. Res., 41, 1307-1318, 1998
- [45] **Eggermont J.** *Central Tinnitus.* Auris, Nasus, Larynx No. 30, 7-12, 2002
- [46] **Eggermont J.** *On the pathophysiology of tinnitus: a review and a peripheral model.* Hearing Research, 48, 111-124, 1990
- [47] **Eggermont J.** *Physiological mechanisms and neural models.* W: Tyler R. (red.) Tinnitus Handbook, San Diego, Singular, 2000
- [48] **Eggermont J.** *The neuroscience of tinnitus.* Trends in Neurosciences. Vol. 27, No. 11, 676-682, 2004
- [49] **Eggermont J.** *Tinnitus: some thought about its origin.* The Journal of Laryngology & Otology, 98, suppl. 9, 31-37, 1984
- [50] **Evered D, Lawrenson G, (Eds.)** *Tinnitus.* London, Ciba Foundation Symposium 85. Pitman Books, Ltd., 1981
- [51] **Fabijańska A., Rogowski M., Bartnik G., Skarżyński H.** *Epidemiology of tinnitus in Poland.* Cambridge UK, London, W: J. Hazel (Ed.), Proceeding of the Sixt International Tinnitus Seminar. The Tinnitus and Hyperacusis Centre, 657-569, 1999
- [52] **Fabijańska A., Smurzyński J., Hatzopoulos S., Kochanek K., Bartnik G., Raj-Koziak D., Mazzoli M., Skarżyński PH, Jędrzejczak WW, Szkielkowska A., Skarżyński H.** *The relationship between distortion product otoacoustic emissions and extended high-frequency audiometry in tinnitus patients. Part 1: normally hearing patients with unilateral tinnitus.* Med. Sci. Monit., 18(12), 765-70, 2012
- [53] **Feldmann H.** *Homolateral and contralateral masking of tinnitus by noise-bands and by pure tones.* Audiology, 10, 138-144, 1971
- [54] **Fielder L., Benjamin E.** *Subwoofer Performance for Accurate Reproduction of Music.* Journal of the Audio Engineering Society, Vol. 36, 6, 443-456, 1988
- [55] **Fowler E.** *A method for the early detection of otosclerosis.* Archives of Otolaryngology, Chicago, 24, 731-741, 1936
- [56] **Fowler E.** *Control of head noises. Their illusions of loudness and of timbre.* Archives of Otolaryngology, 37, 391-398, 1943
- [57] **Fowler E.** *Head noises—Significance, measurement and importance in diagnosis and treatment.* Archives of Otolaryngology, 32, 903-914, 1940
- [58] **Fowler E.** *The “illusion of loudness” of tinnitus - its etiology and treatment.* Laryngoscope, 52, 275-285, 1942
- [59] **Fowler E.** *The diagnosis of diseases of the neural mechanism of hearing by the aid of sounds well above threshold.* Laryngoscope, 47, 289-300, 1937
- [60] **Fowler E.** *The use of threshold and louder sounds in clinical diagnosis and the prescribing of hearing aids. New methods for accurately determining the threshold for bone conduction and for measuring tinnitus and its effects on obstructive and neural deafness.* Transactions of American Otological Society, 28, 154-171, 1938
- [61] **Geers** *Akustyka słuchu Poradnik. Przyjdź i usłysz.* Łódź 2012
- [62] **Gerken G.** *Central denervation hypersensitivity in the auditory system of the cat.* Journal Acoust. Soc. Am., 66, 721-727, 1976
- [63] **Golanowski J., Gudra T.** *Podstawy techniki ultradźwięków. Ćwiczenia laboratoryjne.* Wyd. PWr., Wrocław, 1990

- [64] **Gold, S. Gray, W., Jastreboff, P.** *Audiological evaluation and follow up*. W: Reich G., Vernon J. (Eds.), Proceedings of the 5th International Tinnitus Seminar 1995. Portland, Oregon, American Tinnitus Association, 485-487, 1996
- [65] **Goldstein B., Lenhardt M., Shulman A.** *Tinnitus improvement with ultra-high-frequency vibration therapy*. International Tinnitus Journal, 11(1), 14-22, 2005
- [66] **Goldstein B., Shulman A., Lenhardt M., Richards D., Madsen A., Guinta R.** *Long-term Inhibition of Tinnitus by UltraQuiet™ Therapy - Preliminary Report*. International Tinnitus Journal, 7(2), 122-127, 2001
- [67] **Goldstein B., Shulman A., Lenhardt M. L.** *Ultra-high-frequency ultrasonic external acoustics stimulation for tinnitus relief: a method for patient selection*. International Tinnitus Journal, 11(2), 111-114, 2005
- [68] **Graham, J. T., Newby, H. A.** *Acoustical characteristics of tinnitus: An analysis*. Archives of Otolaryngology, 75, 82-87, 1962
- [69] **Gray W., Jastreboff P.** *Medical evaluation, diagnosis, and counseling*. W: Reich G. and Vernon J. (Eds.) Proceedings of the 5th International Tinnitus Seminar 1995. Portland, Oregon, American Tinnitus Association, 494-497, 1996
- [70] **Hakansson B., Carlsson P., Tjellström A.** *Vibration characteristics of bone conducted sound in vitro*. J. Acoust. Soc. Am., Vol. 107(1), 422-435, 2000
- [71] **Hakansson B., Carlsson P., Tjellström A.** *The mechanical impedance of the human head with and without skin penetration*. J. Acoust. Soc. Am., Vol. 80(4), 1065-1075, 1986
- [72] **Hazell J.** *A cochlear model of tinnitus*. W: H. Feldmann (Ed.), Proceedings, III International Tinnitus Seminar. (Muenster 1987). Karlsruhe, Harsch Verlag, 1987
- [73] **Hazell J.** *Spontaneous cochlear acoustic emissions and tinnitus*. Journal of Laryngology and Otology, Supl. 9, 1984
- [74] **Hazell, J., Wood, S., Cooper, H., Stephens S., Corcoran, A., Coles, R., et al.** *A clinical study of tinnitus maskers*. British Journal of Audiology, 19, 65-146, 1985
- [75] **Heller A.** *Classification and epidemiology of tinnitus*. Otolaryngologic clinics of North America, 36(2), 239-48, 2003
- [76] **Henry J.** *Audiological assessment*. W: Snown J. Jr. (Ed.), Tinnitus: Theory and management. Lewiston, NY, BC Decker, 2004
- [77] **Henry J., Dennis K., Schechter M.** *General Review of Tinnitus: Prevalence, Mechanisms, Effects, and Management*. Journal of Speech, Language, and Hearing Research, 48, 1204-1235, 2005
- [78] **Henry J., Meikle M.** *Psychoacoustic measures of tinnitus*. Journal of the American Academy of Audiology, 11, 138-155, 2000
- [79] **Hudspeth A. J.** *Extracellular current flow and the site of transduction by vertebrate hair cells*. J. Neurosci, 2(1), 1-10, 1982
- [80] **Hüttenbrink K. B.** *The mechanics of the middle-ear at static air pressures: the role of the ossicular joints, the function of the middle-ear muscles and the behaviour of stapedial prostheses*. Acta otolaryngologica. 451:1-35., 1988
- [81] **Hyun J., Sun K., Chul H., Sung H., Sang W., Ram K., Dae H., Seung G.** *Hearing Abilities at Ultra-High Frequency in Patients with Tinnitus*. Clin Exp Otorhinolaryngol, 2(4), 169-174, 2009
- [82] **IEC61161:2007.** *Ultrasonics - Power Measurement - Radiation Force Balances and Performance Requirements*. International Elektrotechnical Commission, Geneva (ISBN 978 0 580 50695 6), 2007
- [83] **Jaksukam K., Umchid S.** *A Primary Level of Ultrasonic Power Measurement System*. International Journal of Applied Biomedical Engineering 4(1), 24-29, 2011

- [84] **Henry J., Rheinsburg B., Ellingson R.** *Computer-automated tinnitus assessment using patient control of stimulus parameters.* Journal of Rehabilitation Research & Development, 41(6A), 871–888, 2004
- [85] **Jastreboff P., Gray W., Gold S.** *Neurophysiological approach to tinnitus patients.* Am. Journal of Otology, 17, 236–240, 1996
- [86] **Jastreboff P., Hazell J.** *A neurophysiological approach to tinnitus. Clinical implications.* British Journal of Audiology, 27, 7–17, 1993
- [87] **Jastreboff P., Hazell J., Graham R.** *Neurophysiological model of tinnitus: dependence of the minimal masking level on treatment outcome.* : Hearing Research, 80, 216–232, 1994
- [88] **Jastreboff P., Gray W., Gold S.** *Clinical implication of the neurophysiological model of tinnitus.* American Journal of Otology, 17, 2, 1996
- [89] **Jastreboff P., Jastreboff M.** *Leczenie szumów usznych oparte na modelu neurofizjologicznym.* Audiofonologia, 1996
- [90] **Jastreboff P.** *Tinnitus as a phantom perception: theories and clinical implications.* W: Vernon J., Moller A. (Eds.), Mechanisms of Tinnitus. Boston : Allyn&Bacon, 73–95, 1995
- [91] **Jastreboff P., Jastreboff M.** *Tinnitus Retraining Therapy (TRT) as a method for treatment of tinnitus and hyperacusis patients.* Journal of the American Academy of Audiology 11(3), 162–177, 2000
- [92] **Jastreboff P., Hazell J.** *Tinnitus Retraining Therapy - Implementing the Neurophysiological Model.* Cambridge University Press, 2004
- [93] **Jastreboff P.** *Clinical implication of the neurophysiological model of tinnitus.* W: Reich G., Vernon J. (Eds.), Proceeding of the Fifth International Tinnitus Seminar 1995. American Tinnitus Association, Portland Oregon, 500–508, 1996
- [94] **Jastreboff P.** *Phantom auditory perception (tinnitus): mechanisms of generation and perception.* Neuroscience Research, 8, 221–254, 1990
- [95] **Jastreboff P., Jastreboff M.** *Tinnitus retraining therapy for patients with tinnitus and decreased sound tolerance.* Otolaryngologic Clinics of North America 36(2), 321–36, 2003
- [96] **Jastreboff P.** *The neurophysiological model of tinnitus and hyperacusis.* W: Hazell J. (Ed.). Proceeding of the Sixth International Tinnitus Seminar. Cambridge UK London: The Tinnitus and Hyperacusis Centre, 1999
- [97] **Jędrusik A.** *Wybrane zagadnienia z zakresu anatomii i fizjologii ślimaka oraz badania otoemisji akustycznych.* Janczewski G. (red.), Solvay Pharma, Biblioteczka Prospera Meniere'a, 2000, 4(3), 42, 2000
- [98] **Jones, I., Knudsen, V.** *Certain aspects of tinnitus, particularly treatment.* Laryngoscope, 38, 597–611, 1928
- [99] **Josephson E.** *A method of measurement of tinnitus aurium.* Archives of Otolaryngology, 14, 282–283, 1931
- [100] **Kaltenbach J.** *Neurophysiologic mechanisms of tinnitus.* Journal of the American Academy of Audiology, 11(3), 125–37, 2000
- [101] **Kemp D.** *Stimulated acoustic emissions from within the human auditory system.* J. Acoust. Soc. Am., 64(5), 1386–1391, 1978
- [102] **Kemp D.** *Otoacoustic emissions, their origin in cochlear function, and use.* British Medical Bulletin, 63, 223–241, 2002
- [103] **Kimberley B.** *Applications of distortion-product emissions to an otological practice.* Laryngoscope, 109, 1908–1918, 1999

- [104] **Klejsa J.** *Opracowanie ultradźwiękowego maskera szumów usznych.* Praca dyplomowa (magisterska), zrealizowana w Katedrze Systemów Multimedialnych Politechniki Gdańskiej pod kier. prof. Andrzeja Czyżewskiego w latach 2004/2005, 2005
- [105] **Kodama, A., Kitahara, M.** *Clinical and audiological characteristics of tonal and noise tinnitus.* ORL Journal of Otorhinolaryngology and Related Specialties, 52, 156–163, 1990
- [106] **Kostek B., Poremski T.** *A new method for measuring the psychoacoustical properties of tinnitus.* Diagnostic Pathology, 8:209 doi:10.1186/1746-1596-8-209, <http://www.diagnosticpathology.org/content/8/1/209>, 2013
- [107] **Kowalska S., Sulkowski W.** *Szumy uszne w uszkodzeniach słuchu spowodowanych hałasem.* Medycyna Pracy, 52, 305-313, 2001
- [108] **Kuś J.** *Anatomia i fizjologia narządu przedsionkowego.* W: Otoneurologia kliniczna. Bochenek Z. (Red.), Warszawa, PZWL, 10-32, 1977
- [109] **Lenarz T.** *Epidemiologie Tinnitus.* Stuttgart (New York), Thieme, 71-75, 1992
- [110] **Lenhardt M., Skellett R., Wang P., Clarke A.** *Human ultrasonic speech perception.* Science, 253, 82–85, 1991
- [111] **Lenhardt M., Goldstein B., Guinta R.** *Use of high-frequency and muscle vibration in the treatment of tinnitus.* International Tinnitus Journal, 9(1), 32-6, 2003
- [112] **Lenhardt M., Shulman A., Goldstein B.** *The role of the insula cortex in the final common pathway for tinnitus: experience using ultra-high-frequency therapy.* International Tinnitus Journal, 14(1), 2008
- [113] **Lenhardt M., Shulman A., Goldstein B.** *Bone-conduction propagation in the human body: implications for high-frequency therapy.* The International Tinnitus Journal 13(2), 81-6, 2007
- [114] **Lenhardt, M.** *Ultrasonic Hearing in Humans Applications for Tinnitus Treatment.* International Tinnitus Journal, 9(2), 69-75, 2003
- [115] **Lieberman M., Simmons D.** *Applications of neural labelling to the study the peripheral auditory system.* J. Acoust. Soc. Am., 78, 312-319, 1985
- [116] **Lim D.** *Functional structure of the organ of Corti: a review.* Hear. Res., 22, 117-146, 1986
- [117] **Lind O.** *A clinical study on the growth of distortion product otoacoustic emission and hearing loss at 2 kHz in humans.* Scand. Audiolo., 27, 207-212, 1998
- [118] **Lipshitz S., Wannamaker R., Vanderkooy J.** *Quantization and Dither: A Theoretical Survey.* J. Audio Eng. Soc. 40(5), 355-375, 1992
- [119] **Lockwood, A., Salvi, R. J., Burkard, R.** *Tinnitus.* The New England Journal of Medicine, 347, 904-910, 2002
- [120] **Lockwood A., Salvi R., Coad M., Towsley M., Wack D., Murphy B.** *The functional neuroanatomy of tinnitus. Evidence for limbic system links and neural plasticity.* Neurology January, 50 (1), 114-120, 1998
- [121] **Lonsbury-Martin B.L., Martin G.K., Whitehead M.L.** *Distortion product otoacoustic emissions. Otoacoustic emissions: clinical applications.* Robinette M., Glatke T. (Eds.), Thieme, New York, 83-109, 1997
- [122] **Marsot-Dupuch K.** *Pulsatile and nonpulsatile tinnitus: a systemic approach.* Seminars in ultrasound CT and MR, 22(3), 250-70, 2001
- [123] **Mc Fadden, D.** *Tinnitus - Facts, Theories, Treatment.* Washington D.C., National Academy Press, 1982
- [124] **Meikle M.** *The interaction of central and peripheral mechanism of tinnitus.* W: Vernon J., Moller A. (Eds), Mechanisms of Tinnitus. Boston, Allyn&Bacon, 1995

- [125] **Moller A.** *Pathophysiology of tinnitus*. W: Vernon J., Moller A. (Eds), *Mechanisms of Tinnitus*. Boston, Allyn&Bacon, 1995
- [126] **Morawski K., Śliwińska-Kowalska M., Namysłowski G., Dulikowska H.** *Otoemisje zniekształceń nieliniowych u muzyków za słuchem absolutnym i relatywnym*. *Otolaryngologia Polska*, 53, 307-313, 1999
- [127] **Nelson J., Chen K.** *The relationship of tinnitus, hyperacusis, and hearing loss*. *Ear, nose & Throat Journal*, 83(7), 472-6, 2004
- [128] **Nienhuys T., Clark G.** *Frequency discrimination following the selective destruction of cochlear inner and outer hair cells*. *Science*, 199(4335), 117-124, 1978
- [129] **Nodar R.** *Tinnitus reclassified: new oil in an old lamp*. *Otolaryngology Head Neck Surg.*, 114, 582-585, 1996
- [130] **Noell C., Meyerhoff W.** *Tinnitus: diagnosis and treatment of this elusive symptom*. *Geriatrics*, 58, 28-34, 2003
- [131] **Nowicki A.** *Ultradźwięki w medycynie. Wprowadzenie do współczesnej ultrasonografii*. Wydawnictwo IPPT, PAN, Warszawa, 2010
- [132] **Obraz J.** *Ultradźwięki w technice pomiarowej*. WNT Warszawa, 1983
- [133] **Offner F., Dallos P., Cheatham M.** *Positive endocochlear potential: mechanism of production by marginal cells of stria vascularis*. *Hear. Res.*, 29(2-3), 117-124, 1987
- [134] **Ohnishi S., Hara M., Inoue M., Yamashita T., Kumazawa T., Minato A., Inagaki C.** *Delayed shortening and shrinkage of cochlear outer hair cells*. *American Journal of Physiology*, 263(5), 1088-1095, 1992
- [135] **Pang X., Guinan J. Jr.** *Effects of stapedius-muscle contractions on the masking of auditory-nerve responses*. *The Journal of Acoustical Society of America*, 102(6), 3576-86, 1997.
- [136] **Peake W., Sohmer H., Weiss T.** *Microelectrode recordings of intracochlear potentials*. *M.I.T. Res. Lab. Electronics Quart. prog. Rep.*, 94, 293-304, 1969
- [137] **Penner M.** *Judgments and measurements of the loudness of tinnitus before and after masking*. *Journal of Speech and Hearing Research*, 31, 582-587, 1988
- [138] **Penner M.** *Magnitude estimation and the "paradoxical" loudness of tinnitus*. *Journal of Speech and Hearing Research*, 29, 407-412, 1986
- [139] **Penner M.** *Variability in matches to subjective tinnitus*. *Journal of Speech and Hearing Research*, 26, 263-267, 1983
- [140] **PN-EN ISO 389-1.** *Akustyka. Zero odniesienia do wzorcowania aparatury audiometrycznej*. Polski Komitet Normalizacyjny, Warszawa, 2002
- [141] **Poremski T.** *Linearyzacja charakterystyki transmisyjnej ucha z zastosowaniem niskich poziomów szumu ultradźwiękowego u pacjentów cierpiących na szumy uszne*. Kraków, XV International Symposium of Sound Engineering and Tonmeistering, 2013
- [142] **Poremski T., Kostek B.** *Terapia szumów usznych z zastosowaniem linearyzacji ultradźwiękowej*. 58 OSA, Gdańsk-Jurata, 13-16.11.2012, W: *Tinnitus therapy based on high-frequency linearization*, *Archives of Acoustics*, 36(3), 668, 2011
- [143] **Poremski T., Kostek B.** *Tinnitus Therapy Based on High-Frequency Linearization Principles*. *Archives of Acoustics*, 37(2), 1-13, 2012
- [144] **Poremski T., Kostek B.** *Application of the High Frequency Linearization of the Ear in Patients*. W: *Signal Processing In Sound Engineering*. Adamczyk J. (Ed.) Warszawa. Wydawnictwo Instytutu Podstawowych Problemów Techniki, PAN, 163-184, 2013

- [145] **Poremski T., Kotus J., Ody P., Suchomski P., Kostek B., Czyżewski A.** *Determination of subjective tinnitus characteristics by means of sound synthesis controlled by the touch screen interface.* Łódź, The 19th International Conference on Auditory Display, 2013
- [146] **Poremski T., Kotus J., Ody P., Suchomski P., Kostek B., Czyżewski A.** *Zastosowanie syntezy dźwięku w określaniu cech charakterystycznych subiektywnych szumów usznych.* Kraków, XV International Symposium of Sound Engineering and Tonmeistering, 2013
- [147] **Pruszeicz A., Obrębowski A. (Red.)** *Audiologia kliniczna. Zarys. Wydanie IV.* Poznań, Wydawnictwo Naukowe Uniwersytetu Medycznego im. Karola Marcinkowskiego, 2010
- [148] **Puria S., Peake W., Rosowski J.** *Sound-pressure measurements in the cochlear vestibule of human-cadaver ears.* The Journal of Acoustical Society of America, 101(5 Pt 1), 2754-70, 1997
- [149] **Reed G. F.** *An audiometric study of two hundred cases of subjective tinnitus.* Archives of Otolaryngology, 71, 94–104, 1960
- [150] **Roberts W. J.** *Sympathetic nervous system influence on acute and chronic pain.* W: Pain syndromes in neurology. Fields H. (Ed.). London, Butterworths, 85-106, 1990
- [151] **Roeser, R., Price, D.** *Clinical experience with tinnitus maskers.* Ear and Hearing, 1, 63–68, 1980.
- [152] **Rogowski M.** *Racjonalne podstawy leczenia szumów usznych.* Problemy Lekarskie, 40(1), 19-22, 2001
- [153] **Rogowski M.** *Wybrane elementy morfologii i fizjologii ucha wewnętrznego.* W: Szumy uszne. Rogowski M. (Red.) Solvay Pharma, Biblioteczka Prospera Meniere'a, 3, 1, 15-18, Warszawa, 1999
- [154] **Rosowski J., Merchant S.** *Mechanical and acoustic analysis of middle ear reconstruction.* The American Journal of Otology, 16(4), 486-97, 1995
- [155] **Russel I., Sellick P.** *Intracellular studies of hair cells in the mammalian cochlea.* Journal of Physiology, 284, 261-290, 1978
- [156] **Russel I., Sellick P.** *Low frequency characteristics of intracellularly recorded potentials in guinea pig cochlear hair cells.* Journal of Physiology, 338, 179-206, 1983
- [157] **Ryan A.** *New views of cochlear function.* W: Otoacoustics emissions: clinical applications. Robinette M., Glatke T. (Eds.). Thieme, New York, 22-45, 1997
- [158] **Ryan A., Dallos P.** *The physiology of the cochlea.* W: Hearing disorders. Northern J. (Red.), Allyn and Bacon. Boston, 1996
- [159] **Sanchez L.** *The epidemiology of tinnitus.* Audiological Medicine, 2(1), 8-17, 2004
- [160] **Santos-Sacchi J.** *Reversible inhibition of voltage-dependent outer hair cell motility and capacitance.* J. Neurosci., 11(10), 3096-3110, 1991
- [161] **Santos-Sacchi J., Dilger J.** *Whole cell currents and mechanical responses of isolated outer hair cells.* Hearing Research, 35, 143-150, 1988
- [162] **Schacht J.** *The biochemical basis of ototoxicity.* Otolaryngologic clinics of North America, 26, 845-856, 1996
- [163] **Schechter M., Henry J.** *Assessment and treatment of tinnitus patients using a "masking approach".* Journal of the American Academy of Audiology, 13, 545–558, 2002

- [164] **Schwartz D.** *Beyond the Basic Test Battery: The Tinnitus Assessment. Insights in practice for clinical audiology*
www.audiologyonline.com/management/uploads/web_channel_resource/6_AO_Insights_April_2009.pdf, 2009
- [165] **Shulman A., Strashun A., Avitable M., Lenhardt M., Goldstein B.** *Ultra-high-frequency acoustic stimulation and tinnitus control: A positron emission tomography study*. International Tinnitus Journal, 10 (2), 113-125, 2004
- [166] **Sobczyk M.** *Statystyka. Podstawy teoretyczne, przykłady, zadania*. Lublin, Wydawnictwo UMCS, wyd. I, 2000
- [167] **Spaulding J.A.** *Tinnitus: With a plea for its more accurate musical notation*. Archives of Otolaryngology, 32, 263-272, 1903
- [168] **Spoendlin H.** *Innervation of the outer hair cell system*. Am. J. Otol, 3, 274-278, 1982
- [169] **Spoendlin H.** *Neuroanatomical basis of cochlear coding mechanisms*. Audiology, 14, 383-407, 1975
- [170] **Suchomski P.** *Projekt i implementacja modułu do diagnostyki szumów usznych. Raport wewnętrzny*. Gdańsk, Politechnika Gdańska, 2010
- [171] **Suchomski P., Ody P., Kotus J., Czyżewski A.** *An Approach to Determining Tinnitus Acoustical Characteristic*. W: Czachórski T. (Ed.), Man-Machine Interactions 2, AISC 103, 221-228, Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2011
- [172] **Szwoch G.** *Instrukcja laboratoryjna do przedmiotu Pomiary w technice studyjnej, pt.: "Pomiar charakterystyk słuchawek za pomocą sztucznego ucha"*. Opracowanie Katedry Systemów Multimedialnych, WETI, Pol. Gd., 2010
- [173] **Śliwińska - Kowalska M., Sułkowski W.** *Mechanizmy słyszenia. I. Układ eferentny narządu Cortiego*. Otolaryngologia Polska, 47, 361-367, 1993
- [174] **Śliwińska-Kowalska M.** *Fizjologia ucha wewnętrznego*. Otolaryngologia Polska, 15 (supl), 12-17, 1994
- [175] **Śliwińska-Kowalska M. (Red.)** *Audiologia kliniczna*. Łódź, Mediton Oficyna wydawnicza, 2005
- [176] **Talarczyk E.** *Podstawy techniki ultradźwięków*. Skrypt. Wydawnictwo PWR, Wrocław, 59-63, 1990
- [177] **Terhardt E.** *Calculating virtual pitch*. Hearing Research, 1(2), 155-182, 1979
- [178] **Terhardt E., Stoll G., Seewann M.** *Algorithm for extraction of pitch and pitch salience from complex tonal signals*. Journal of the Acoustical Society of America, 71(3), 679-688, 1982
- [179] **Tonndorf J.** *Analogy between Tinnitus and Pain: Suggestion for a physiological basis of chronic tinnitus*. Hearing Research, 28(2-3), 271-5, 1987
- [180] **Tonndorf J.** *Shearing motion in scala media of cochlear models*. J. Acoust. Soc. Am., 32, 238-244, 1960
- [181] **Tuker K.** *Critical Review: The efficacy of ultra-high-frequency bone conduction stimulation for the treatment of tinnitus*. University of Western Ontario, Publish Web Server, 2010
- [182] **Tyler R. S.** *The psychophysical measurement of tinnitus*. W: Aran J., Dauman R. (Eds.). Amsterdam, Tinnitus 91: Proceedings of the Fourth International Tinnitus Seminar. Kugler, 17-26, 1992
- [183] **Tyler R., Babin R.** *Tinnitus*. W: Cummings C. (Ed.), Otolaryngology - head and neck surgery. Mosby Year Book, St. Louis, 4, 3031-3053, 1993
- [184] **Tyler R., Conrad-Arnes D.** *Masking of tinnitus compared to masking of pure tones*. Journal of Speech and Hearing Research, 27, 106-111, 1984
- [185] **Tyler R.** *Tinnitus Treatment, Clinical Protocols*. New York, Thieme, 2006

- [186] **Tyler R., Haskell G., Gogel S., Gehringer A.** *Establishing a Tinnitus Clinic in Your Practice*. s.l. : American Journal of Audiology, 17, 25-37, 2008
- [187] **Tyler R., Conrad-Armes D.** *The determination of tinnitus loudness considering the effects of recruitment*. Journal of Speech and Hearing Research, 26, 59–72, 1983
- [188] **Tyler, R. S., Conrad-Armes, D.** *Tinnitus pitch: A comparison of three measurement methods*. British Journal of Audiology, 17, 101–107, 1983
- [189] **U.S. National Institutes of Health.** *Clinical Evaluation of the Inhibitor Tinnitus Treatment Masking Device & SCN9 Gene Expression*. [Online, Pobrano: 17.05.2014] A service of the U.S. National Institutes of Health, 2011.
<http://clinicaltrials.gov/ct2/show/study/NCT01412918>
- [190] **Vernon J, Meikle M.** *Tinnitus masking: unresolved problems*. W: Evered D., Lawrenson G., (Eds.), London Ciba Foundation Symposium, 239-256, 1981
- [191] **Vernon J. A.** *Current use of masking for the relief of tinnitus*. W: Kitahara (Ed.). Tinnitus. Pathophysiology and management. Tokyo: Igaku-Shoin, 96–106, 1988
- [192] **Vernon J.** *Relief of tinnitus by masking treatment*. W: English G. (Ed.), Otolaryngology, Philadelphia: Harper & Row, 1–21, 1982
- [193] **Vernon, J., Johnson, R., Schleuning, A., Mitchell, C.** *Masking and tinnitus*. Audiology and Hearing Education, 6, 5–9, 1980
- [194] **Vernon, J., Meikle, M.** *Measurement of tinnitus: An update*. W: Kitahara M. (Ed.), Tinnitus. Pathophysiology and management. Tokyo, Igaku-Shoin, 36–52, 1988
- [195] **Vernon, J., Meikle M..** *Tinnitus masking*. W: Tyler R. (Ed.), Tinnitus handbook. San Diego, CA, Singular, 313–356, 2000
- [196] **Vernon, J., Griest, S., Press, L.** *Attributes of tinnitus and the acceptance of masking*. American Journal of Otolaryngology, 11, 44–50, 1990
- [197] **Wegel R.** *A study of tinnitus*. Archives of Otolaryngology, 14, 158–165, 1931
- [198] **Zenner H., Arnold W., Gitter A.** *Outer hair cells as fast and slow cochlear amplifiers with a bidirectional transduction cycle*. Acta otolaryngologica, 105(5-6), 457-462, 1998
- [199] **Zenner H., Ernst A.** *Cochlear motor tinnitus, transduction tinnitus and signal transfer tinnitus: tree models of cochlear tinnitus*. W: Vernon J., Moller A. (Eds.) Mechanisms of tinnitus. Boston, Allyn and Bacon, 237-254, 1995
- [200] **Zenner H.** *Physiologie, Biochemie, Zell- und Neurobiologie*. Thieme, Stuttgart, 1994
- [201] **Zimmermann U., Famin C.** *Shape deformation of the organ of Corti associated with length changes of outer hearing cell*. Acta Otolaryngologica, 116, 395-400, 1996
- [202] <http://www.cochlea.eu/en/cochlea>. [Online, Pobrano: 06.08.2013]

Załączniki

Załącznik 1. Parametry częstotliwościowe pasm, w których odbywa się filtracja szumu białego w Syntezatorze

Nr pasma	f środkowa	f dolna	f górna	Szerokość pasma
1	100	96	104	9
2	109	104	114	9
3	119	114	124	10
4	130	124	135	11
5	141	135	148	12
6	154	148	161	13
7	168	161	176	15
8	183	176	192	16
9	200	192	209	17
10	218	209	228	19
11	238	228	248	21
12	259	248	271	22
13	283	271	295	25
14	308	295	322	27
15	336	322	351	29
16	367	351	383	32
17	400	383	418	35
18	436	418	456	38
19	476	456	497	41
20	519	497	542	45
21	566	542	591	49
22	617	591	644	53
23	673	644	703	58
24	734	703	766	64
25	800	766	835	69
26	872	835	911	76
27	951	911	993	82
28	1037	993	1083	90
29	1131	1083	1181	98
30	1234	1181	1288	107
31	1345	1288	1405	117
32	1467	1405	1532	127
33	1600	1532	1671	139
34	1745	1671	1822	151
35	1903	1822	1987	165
36	2075	1987	2167	180
37	2263	2167	2363	196
38	2468	2363	2577	214
39	2691	2577	2810	233
40	2934	2810	3064	254
41	3200	3064	3342	277
42	3490	3342	3644	302
43	3805	3644	3974	330

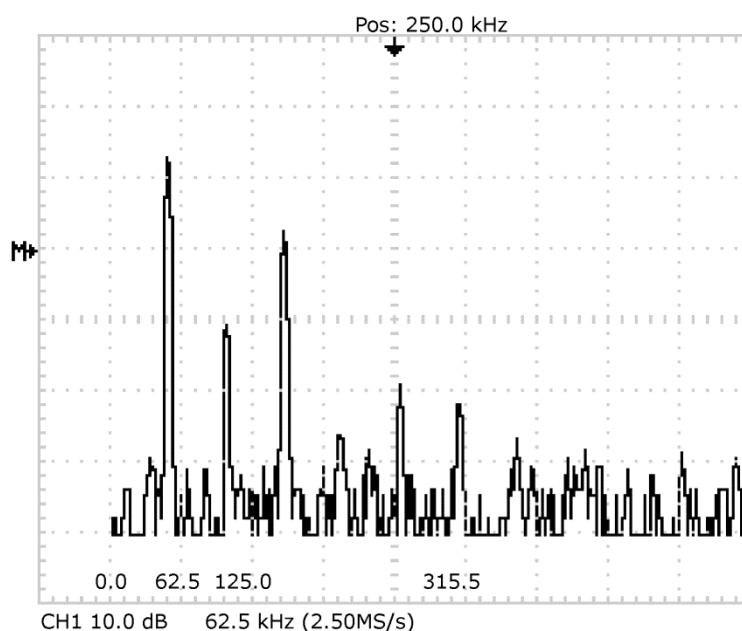
44	4150	3974	4334	360
45	4525	4334	4726	392
46	4935	4726	5154	428
47	5382	5154	5620	466
48	5869	5620	6129	509
49	6400	6129	6683	555
50	6979	6683	7288	605
51	7611	7288	7948	660
52	8300	7948	8667	719
53	9051	8667	9452	784
54	9870	9452	10307	855
55	10763	10307	11240	933
56	11738	11240	12257	1017
57	12800	12257	13367	1109
58	13958	13367	14576	1210
59	15222	14576	15896	1319
60	16600	15896	17334	1439
61	18102	17334	18903	1569
62	19740	18903	20614	1711

Załącznik 2. Wartości poprawek służących do przeliczania wyników na dB SPL przy zastosowaniu słuchawek nagłownych Creative HQ-1400

Creative HQ-1400, strona lewa					Creative HQ-1400, strona prawa			
Hz	Poprawka korygująca dla tonów czystych przy wskazaniu Synteźatora: -30 dB [dB]	Poprawka korygująca dla tonów czystych przy wskazaniu Synteźatora: -50 dB [dB]	Poprawka korygująca dla szumu NB przy wskazaniu Synteźatora: -30 dB [dB]	Poprawka korygująca dla szumu NB przy wskazaniu Synteźatora: -50 dB [dB]	Poprawka korygująca dla tonów czystych przy wskazaniu Synteźatora: -30 dB [dB]	Poprawka korygująca dla tonów czystych przy wskazaniu Synteźatora: -50 dB [dB]	Poprawka korygująca dla szumu NB przy wskazaniu Synteźatora: -30 dB [dB]	Poprawka korygująca dla szumu NB przy wskazaniu Synteźatora: -50 dB [dB]
16	110,6	110,6			109,2			
32	113,5	114,0			112,4			
65	113,4	113,4			112,8			
125	113,3	113,3	66,5		112,2		67,8	
250	111,5	111,4	71,1		110,5		70,2	
500	109,5	109,5	81,2		108,5		80,0	
750	111,3	111,4	89,2		109,7		87,7	
1000	114,0	114,0	90,6	90,4	113,5	113,5	90,2	90,2
1500	110,4	110,3	91,2		109,2		90,3	
2000	104,3	105,7	90,6		105,7		89,9	
3000	102,4	102,4	88,1		103,5		88,4	
4000	107,9	107,9	93,2		106,6		91,3	
6000	115,7	115,7	104,1		115,0		103,0	
8000	101,9	102,0	92,0		100,2		90,8	
12000	105,2	105,1	97,2		101,8		96,0	

Załącznik 3. Wartości poprawek służących do przeliczania wyników na dB SPL przy zastosowaniu słuchawek nagłownych AKG K77

AKG K77, strona lewa					AKG K77, strona prawa			
Hz	Poprawka korygująca dla tonów czystych przy wskazaniu Synteźatora: -30 dB [dB]	Poprawka korygująca dla tonów czystych przy wskazaniu Synteźatora: -50 dB [dB]	Poprawka korygująca dla szumu NB przy wskazaniu Synteźatora: -30 dB [dB]	Poprawka korygująca dla szumu NB przy wskazaniu Synteźatora: -50 dB [dB]	Poprawka korygująca dla tonów czystych przy wskazaniu Synteźatora: -30 dB [dB]	Poprawka korygująca dla tonów czystych przy wskazaniu Synteźatora: -50 dB [dB]	Poprawka korygująca dla szumu NB przy wskazaniu Synteźatora: -30 dB [dB]	Poprawka korygująca dla szumu NB przy wskazaniu Synteźatora: -50 dB [dB]
16	112,5				111,7			
32	116,5				115,4			
65	116,8				115,7			
125	116,8		71,8		116,6		71,6	
250	115,0		74,6		115,3		75,1	
500	106,7		78,6		106,7		78,5	
750	108,0		87,2		106,8		87,2	
1000	110,4	110,4	86,4	86,5	110,6	110,7	86,8	86,8
1500	106,7		87,7		105,9		87,1	
2000	109,8		88,4		101,7		87,1	
3000	101,7		86,9		98,9		84,1	
4000	100,3		88,2		97,5		84,4	
6000	114,3		103,1		116,9		105,8	
8000	103,8		98,9		101,6		96,0	
12000	101,8		98,5		100,2		97,7	

Załącznik 4. Analiza FFT sygnału generowanego przez urządzenie *The Inhibitor*

Załącznik 5a. Pierwsza strona ankiety wykorzystywanej podczas badań z wykorzystaniem metody linearyzacji ultradźwiękowej

Dane personalne osoby badanej:		
Imię	Nazwisko	Data urodzenia
Adres do korespondencji		
Ulica	Kod, miejscowość	Telefon kontaktowy
E-mail		Inne
Miejsce i data przeprowadzenia badania		
Miejsce	Data badania	Audiometr

Niniejszym oświadczam, że zgodnie z ustawą z dnia 29 sierpnia 1997r. o ochronie danych osobowych (t.j. Dz. U. Nr 101 z 2002r., poz.926 z późniejszymi zmianami) poinformowany zostałem o adresie, siedzibie i nazwie administratora danych, celu ich zbierania, odbiorcach danych, prawie dostępu do treści danych oraz ich poprawiania, a także dobrowolności podania danych oraz iż wyrażam zgodę na przetwarzanie danych osobowych oraz danych o stanie mojego zdrowia do celów naukowych i badawczych, a w szczególności do wykorzystywania ich do badań nad zastosowaniem ultradźwięków w terapii szumów usznych.

.....

Data i podpis osoby badanej

Załącznik 5b. Druga strona ankiety wykorzystywanej podczas badań z wykorzystaniem metody linearyzacji ultradźwiękowej

Ankieta dotycząca dolegliwości związanych z szumami usznymi		
1. Od kiedy występują SZU? Jak długo trwają? Więcej niż 5 min.?		
2. Co było przyczyną powstania SZU, z czym je wiążesz?		
3. Czy SZU były diagnozowane lub leczone? Gdzie i kiedy?		
4. Czy były stosowane generatory szumu lub inne nośniki do terapii SZU?		
5. Gdzie odczuwalne są SZU?	☐ UL i UP ☐ UL	☐ UP ☐ W głowie
6. Które dźwięki najbardziej przypominają dźwięki słyszane przez Pana/Panią	☐ szum biały ☐ szum różowy ☐ szum brązowy ☐ szum biały 50-750Hz ☐ szum biały 750-4000Hz ☐ szum biały 4000-17000Hz ☐ pisk ☐ gwizd czajnika ☐ dzwonek telefonu ☐ huk ☐ szmer ☐ powiew wiatru ☐ tętnienie ☐ świerszcze ☐ płynąca woda ☐ krople deszczu ☐	
7. Proszę opisać swoje wrażenia słuchowe i dolegliwości związane z SZU.		

Załącznik 5c. Trzecia strona ankiety wykorzystywanej podczas badań z wykorzystaniem metody linearyzacji ultradźwiękowej

8. Czy ktoś w rodzinie ma kłopoty ze słuchem?	☐ Tak ☐ Nie	Kto?	
9. Czy miewał P. infekcje, wycieki lub inne problemy zapalne uszu?	☐ Tak ☐ Nie	Jakie?	
10. Jak często zdarza się Panu/i słyszeć pisk lub szum, którego nie słyszą inni?	☐ Stale ☐ Często	☐ Czasami ☐ Raczej nigdy	
11. Czy miewa P. zawroty głowy lub uczucie niepewności statycznej?	☐ Stale ☐ Często	☐ Czasami ☐ Raczej nigdy	
12. Czy ma P. nadwrażliwość na dźwięki pod wpływem dźwięków otoczenia? (uczucie bólu, dyskomfortu w uszach pod wpływem dźwięku)	☐ Tak ☐ Nie		
13. Czy przyjmuje Pan/i regularnie jakieś leki?	☐ Tak ☐ Nie	Jakie?	
14. Czy kiedykolwiek dostawał Pan/i gentamycynę lub streptomycynę?	☐ Tak ☐ Nie		
15. Czy używa Pan/i zatyczek usznych (stoperów)?	☐ Tak ☐ Nie		
16. Czy duży hałas nasila SZU na minimum kilka godzin?	☐ Tak ☐ Nie		
17. Czy bywają okresy, gdy SZU staje się głośniejszy?	☐ Tak ☐ Nie	☐ Przy zmęczeniu ☐ Przy stresie	☐ W ciszy ☐ ☐
18. Czy bywają okresy, gdy SZU cichnie lub w ogóle go nie ma?	☐ Tak ☐ Nie		

Załącznik 5d. Czwarta strona ankiety wykorzystywanej podczas badań z wykorzystaniem metody linearyzacji ultradźwiękowej

19. Czy SZU bywa pulsujący?	☐ Tak ☐ Nie	☐ Nie zauważyłem/am																				
20. Czy kiedykolwiek był P. narażony na duży (nagły lub przewlekły) hałas?	☐ Tak ☐ Nie																					
21. Co jest Pana/i największym problemem?	☐ Szum uszny ☐ Nadwrażliwość	☐ Niedosłuch																				
22. Ile szklanek kawy pije Pan/i dziennie?																						
23. Czy pije Pan/i alkohol?																						
24. Czy pali Pan/i papierosy?																						
Skalowanie szumów usznych i ich wpływu na codzienne życie																						
25. Zaznacz w skali od 0 do 10 jak bardzo Twoje SZU Ci dokuczają?	<table border="1"> <tr> <td>0 Zupełnie nie dokuczają</td> <td>1</td><td>2</td><td>3</td><td>4</td><td>5</td><td>6</td><td>7</td><td>8</td><td>9</td><td>10</td> </tr> </table> (dotyczy tylko szumów trwających dłużej niż 5 min.)											0 Zupełnie nie dokuczają	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
0 Zupełnie nie dokuczają	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10												
26. Średnio jak głośno miał/a Pan/i SZU w ostatnim miesiącu w skali od 0 do 10?	<table border="1"> <tr> <td>0 Brak szumów</td> <td>1</td><td>2</td><td>3</td><td>4</td><td>5</td><td>6</td><td>7</td><td>8</td><td>9</td><td>10</td> </tr> </table> (dotyczy tylko szumów trwających dłużej niż 5 min.)											0 Brak szumów	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
0 Brak szumów	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10												
27. Jak duży negatywny wpływ na Pana/i życie miały SZU w skali od 0 do 10?	<table border="1"> <tr> <td>0 Brak negatywnego wpływu</td> <td>1</td><td>2</td><td>3</td><td>4</td><td>5</td><td>6</td><td>7</td><td>8</td><td>9</td><td>10</td> </tr> </table> (dotyczy tylko szumów trwających dłużej niż 5 min.)											0 Brak negatywnego wpływu	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
0 Brak negatywnego wpływu	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10												
Ocena utrudnień w życiu codziennym spowodowanych występowaniem szumów usznych																						
		Nigdy	Czasami	Często																		
28. Czy z powodu SZU trudno się jest Panu/i skoncentrować?	☐	☐	☐																			
29. Czy z powodu SZU trudno jest Panu/i zrozumieć innych?	☐	☐	☐																			
30. Czy SZU sprawiają, że ma Pan/i trudności z czytaniem?	☐	☐	☐																			
31. Czy SZU przeszkadzają w życiu towarzyskim (kino, teatr, rest.)	☐	☐	☐																			
32. Czy SZU utrudniają Panu/i wykonywanie pracy zawodowej?	☐	☐	☐																			
33. Czy SZU wywołały napięcie w relacjach z rodziną/przyjaciółmi?	☐	☐	☐																			
34. Czy czuje Pan/i, że nie może uciec przed SZU?	☐	☐	☐																			
35. Czy denerwuje się Pan/i SZU?	☐	☐	☐																			
36. Czy trudno się Panu/i skupić na czym innym niż SZU?	☐	☐	☐																			
37. Czy czuje Pan/i, że nie może sobie dać rady z SZU?	☐	☐	☐																			

Załącznik 6. Pełna ankieta w formie w jakiej była wykorzystywana podczas badań z wykorzystaniem urządzenia *The Inhibitor*

Ocena terapii szumów usznych z wykorzystaniem urządzenia THE INHIBITOR

Badany: M ☐ K ☐ Data urodzenia:...../...../.....r.

Data badania:...../...../.....r. Badanie przeprowadził:

Kryteria wykluczające		
Tak	Nie	Czy masz wszczepiony rozrusznik serca?
Tak	Nie	Czy jesteś w ciąży?
Tak	Nie	Czy masz zamocowany metalowy aparat ortodontyczny?
Tak	Nie	Czy masz metalowe implanty w głowie lub szyi?
Tak	Nie	Czy masz skłonności do migren lub bólów głowy?
Tak	Nie	Czy miałeś jakieś operacje (w ostatnich 6 miesiącach) i jesteś w okresie rekonwalescencji?
Tak	Nie	Czy masz zakrzepicę?
Tak	Nie	Czy masz jakąś chorobę, w której lekarz nałożył jakieś przeciwwskazania?

Wynik terapii: 1 = prawie niezauważalna 10 = nie do zniesienia

Godzina	Uciążliwość szumów usznych przed prezentacją dźwięku Inhibitora											Uciążliwość szumów usznych po prezentacji dźwięku Inhibitora											Czas trwania ulgi
	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	

Uwagi:

.....

.....

.....

.....

.....

.....

.....

.....

.....

.....

.....

Załącznik 7. Zestawienie wyników oznaczenia parametrów akustycznych szumów usznych, podobieństwa syntezowanych wzorców szumu do ich rzeczywistego odczuwania oraz czasu trwania badania przy wykorzystaniu audiometru i Syntezatora oraz względna procentowa oszczędność czasu, jaką można uzyskać przy wykorzystaniu Syntezatora

Oznaczenia: UP, UL – ucho prawe, lewe, Szum($F_1 - F_2$) – dolna i górna częstotliwość graniczna pasma szumu białego, F_{sr} – częstotliwość średnia pasma szumu białego, NB – audiometryczny szum wąskopasmowy (Narrow Band), M – mężczyzna, K - kobieta

Wywiad-ankieta			Etap A - audiometr			Etap B - Syntezator				
Nr pacjenta	Płeć	Wiek	Typ i lokalizacja <i>tinnitusa</i> (informacji z wywiadu)	Parametry <i>tinnitusa</i> oznaczone audiometrem [częstotliwość dB SPL]	Podobieństwo wzorca szumu generowanego audiometrem do odczuwanego <i>tinnitusa</i> w skali [0...10]	Czas trwania badania [min]	Parametry <i>tinnitusa</i> oznaczone <i>Syntezatorem</i> [częstotliwość dB SPL]	Podobieństwo wzorca szumu generowanego <i>Syntezatorem</i> do odczuwanego <i>tinnitusa</i> w skali [0...10]	Czas trwania badania [min]	Względny stosunek skrócenia czasu wykonania pomiaru <i>Syntezatorem</i> względem audiometru
14	M	51	Pisk, w głowie	UP: 6 kHz 65 UL: 4 kHz 59,5	7	4	UP: 2724 Hz 35,5 UL: 2655 Hz 32,4	9	2	50%
15	M	67	Wysoki gwizd, na UL i UP	UP: 4 kHz 34,5 UL: 4 kHz 34,5	6	6	UP: 6172 Hz 79 UL: 6251 Hz 76,7	9	2	67%
16	M	77	Bzyk pszczół, w głowie	UP: 3 kHz 70 UL: 3 kHz 75	3	4	UP: 1929 Hz 56,7 UL: 1954 Hz 57,3	8	2	50%
17	K	79	Nisko-częstotl. buczenie i pisk na UL	UL: 2 kHz 49	2	5	UL: 82 Hz 88,4 361 Hz 65,5 1281 Hz 39	9	4	20%
18	M	36	Pisk na UP	UP: 4 kHz 79,5	3	8	UP: 5572 Hz 72	3	6	25%
19	K	61	Szmer, pisk, na UP i UL	UP: 8 kHz 68 UL: 8 kHz 63	6	10	UL: Szum(8,9–10,4) kHz ; F _{sr} = 9682 Hz 44,5	9	8	20%
20	K	61	Wysoki, metaliczny dźwięk	UP: 8 kHz 33 UL: 8 kHz 43	7	6	UP: 7103 Hz 37,2 UL: 7103 Hz 44,9	9	2	67%
21	K	65	Ciągły szum w głowie	UP: niezdefiniowane UL: 1 kHz NB 38	9	6	UP: niezdefiniowane UL: Szum(0,35–2,1) kHz; F _{sr} = 1229 Hz 31,6	10	1	83%
22	M	42	Pisk	UP: 4 kHz 59,5 UL: 3 kHz 60	8	5	UP: 3216 Hz 61,5 UL: 3216 Hz 61,5	8	2	60%
23	K	61	Ciągły szum na UP	UP: 2 kHz NB 86	8	3	UP: Szum(0,9–2,4) kHz; F _{sr} :1655 Hz 52,2	5	4	-33%
24.1	K	37	Pisk lub syk na UL	UL: 3 kHz 35	5	3	UL: 2398 Hz 32,7	5	2	33%
24.2	K	37	Pisk lub syk na UL	UL: 6 kHz NB 25	7	5	UL: Szum(6,2–6,6) kHz; F _{sr} =6424 Hz 22,1	8	3	40%

25.1	M	24	Wysoki pisk lub szum pracującego TV w głowie	UP: 6 kHz 20 UL: 6 kHz 30	7	9	UP: 6093 Hz 28 UL: 6093 Hz 38,7	8	4	56%
25.2	M	24	Wysoki pisk lub szum pracującego TV w głowie	UP: 6 kHz NB 20 UL: 6 kHz NB 35	1	2	UP: Szum(3,6–6,1) kHz; F _{st} =4874 Hz 14,3 UL: Szum(3,6–6,1) kHz; F _{st} =4874 Hz 28,2	9	6	-200%

Załącznik 8. Zestawienie wyników badań dot. zastosowania *Dithera* ultradźwiękowego w terapii szumów usznych. Oznaczenia: SZU – szum uszny, UP i UL – ucho prawe i lewe. Kolorami oznaczono różne efekty terapii.

Nr badanego	Wiek	Rodzaj szumu i lokalizacja (inf. z wywiadu)	Wpływ <i>Dithera</i> 20-80 kHz na SZU	Wpływ <i>Dithera</i> 30 - 50 kHz na SZU	Wpływ <i>Dithera</i> 25-55 kHz na SZU	Wpływ <i>Dithera</i> 26 kHz na SZU	Wpływ <i>Dithera</i> 39 kHz na SZU	Inhibicja residualna [min]	Wpływ <i>The Inhibitor</i> na SZU. Ocena w skali [0...10]	Inhibicja residualna	Uśredniony próg słyszenia (strona dB HL)
1	37	Pisk, gwizd na UL	Detekcja <i>dithera</i> bez wpływu na SZU w UL i UP	Maskowanie SZU <i>ditherem</i> w UL i UP		Detekcja <i>dithera</i> bez wpływu na SZU w UL i UP	Wzmacnianie SZU w UL i UP		Wzmacnianie SZU z 1 na 2	-	L 45
2	35	Pisk w UP i UL	Zanik SZU przy braku detekcji <i>dither</i> na UP	Detekcja <i>dithera</i> bez wpływu na SZU		Zanik SZU przy braku detekcji <i>dithera</i> UP	Zanik SZU przy braku detekcji <i>dithera</i> w UP				P 15 L -5
3	53	Gwizd czajnika i gotującej wody w UP i UL	Detekcja <i>dithera</i> bez wpływu na SZU w UL i UP	Zanik SZU przy braku detekcji <i>dithera</i> w UP		Detekcja <i>dithera</i> bez wpływu na SZU w UL i UP	Detekcja <i>dithera</i> bez wpływu na SZU w UL i UP				P 20 L 15
4	31	Metaliczny szmer przepływającej wody w rurce na UP i UL	Detekcja <i>dithera</i> bez wpływu na SZU lub maskowanie SZU w UP i UL	Detekcja <i>dithera</i> bez wpływu na SZU lub maskowanie SZU w UP i UL	Detekcja <i>dithera</i> bez wpływu na SZU lub maskowanie SZU w UP i UL	Detekcja <i>dithera</i> bez wpływu na SZU lub maskowanie SZU w UP i UL	Detekcja <i>dithera</i> bez wpływu na SZU lub maskowanie SZU w UP i UL		SZU zwiększa się z 4 na 5 i zmienia charakter	-	P 15 L 25
5	53	Wysoki pisk w głowie	Detekcja <i>dithera</i> bez wpływu na SZU w UP i UL	Detekcja <i>dithera</i> bez wpływu na SZU w UP i UL	Detekcja <i>dithera</i> bez wpływu na SZU w UP i UL	Detekcja <i>dithera</i> bez wpływu na SZU w UP i UL	Detekcja <i>dithera</i> bez wpływu na SZU w UP i UL				P 20 L 15
6	77	Gruby szmer w UP i UL	Detekcja <i>dithera</i> bez wpływu na SZU w UP i UL	Detekcja <i>dithera</i> bez wpływu na SZU w UP i UL	Detekcja <i>dithera</i> bez wpływu na SZU w UP i UL	Zmniejsza odczuwanie SZU jednak SZU i <i>dither</i> jest nadal słyszalny w UP i UL	Zmniejsza odczuwanie SZU jednak SZU i <i>dither</i> jest nadal słyszalny w UP i UL				P 40 L 45
7	71	Szum wiatru, szum i pisk w UP	Brak detekcji	Brak detekcji	Brak detekcji	Brak detekcji	Detekcja i pojawienie się dodatkowego falującego dźwięku				P 55

ZAŁĄCZNIKI

8	56	Szum morza, gwizd w głowie	Detekcja dithera bez wpływu na SZU w UL i UP	Detekcja dithera bez wpływu na SZU w UL i UP	Dither maskuje SZU na UL	Dither maskuje SZU na UL	Podczas podawania dithera na UP doszło do maskowania UP i zmniejszenia odczuwania na UL		Wzmacnia nie SZU z 5 na 8 na okres 2 min		P 45 L 40
9	47	Ciągły pisk na UP	Detekcja dithera bez wpływu na SZU w UP		Detekcja dithera bez wpływu na SZU w UP	Nie jest słyszalny	Zanik SZU podczas podawania dithera i brak det. dithera. Inhibicja nie wystąpiła		Zanik SZU z 2 na 0 na okres 1,5min, ale w uchu pozostał dźwięk Inhibitora i był nieprzyjemny		P 10
10	51	Ciągły szum w UL, w czasie nasilenia odczuwany jako tykanie zegara	Zanik SZU na UL na ok.. 95 min, po kolejnych 2h SZU wrócił do stanu poprzedniego					95	-		L 10
11	74	Szelest, szum w UP i UL	Detekcja dithera bez wpływu na SZU w UP i UL		Zmniejszenie odczuwania SZU po zaprzestaniu bodźcowania	Podawanie powoduje maskowanie SZU na UP i UL	Podawanie powoduje maskowanie SZU na UP i UL	2	Zanik SZU z 2 na 0 na UP i UL.	0,5	P 25 L 25
12	59	Wysoki pisk w UL	Detekcja dithera bez wpływu na SZU w UL	Detekcja dithera bez wpływu na SZU w UL	Wzmacnia nie SZU	Detekcja dithera bez wpływu na SZU w UL	Detekcja dithera bez wpływu na SZU w UL		Bez zmian z 5 na 5		L 50
13	71	Szum pędzącego pociągu w głowie	Detekcja dithera bez wpływu na SZU w UL i UP	x	x	x	Zanik SZU przy braku detekcji dithera w UP	2	Zanik SZU z 5 na 0	4dni	P 30 L 30
14	52	Pisk, w głowie	Detekcja dithera bez wpływu na SZU w UL, maskowanie UP	Brak detekcji	Brak detekcji	Brak detekcji	Brak detekcji w UP, detekcja w UL bez wpływu na SZU		Zmniejszenie SZU z 4 na 3		P 50 L 75
15	68	Wysoki gwizd, na UL i UP	Detekcja dithera bez wpływu na SZU w UP i UL	Detekcja dithera bez wpływu na SZU w UP, maskuje na UL	x	Detekcja dithera bez wpływu na SZU w UP. Brak detekcji na UL	maskuje SZU na UL		Na UP zanik SZU z 8 na 0. Na UL zmniejszenie z 5 na 2	UP 15 min UL 2 min	P 70 L 60
16	78	Bzyk pszczoł, w głowie	Zanik SZU przy braku detekcji dithera w UP	Detekcja dithera bez wpływu na SZU w UP	x	Brak detekcji	Zanik SZU przy braku detekcji dithera w UP				

ZAŁĄCZNIKI

17	80	Niskoczes- tliwości- owe buczenie i pisk, na UL	Detekcja dithera bez wpływu na SZU w UL	Brak detekcji	Brak detekcji	Brak detekcji	Detekcja dithera bez wpływu na SZU w UL		Zanik SZU z 6 na 0	60	L 30
18	37	Pisk na UP	Detekcja dithera bez wpływu na SZU w UP	Detekcja dithera bez wpływu na SZU w UP	Detekcja dithera bez wpływu na SZU w UP	Detekcja dithera bez wpływu na SZU w UP	Detekcja dithera bez wpływu na SZU w UP		Zmniejsze- nie z 10 na 7 ale jednoczes- na zmiana SZU na inny, jeszcze mniej przyjemny		P 75
19	62	Szmer, pisk, na UP i UL	Detekcja dithera bez wpływu na SZU w UL, maskowani- e UP	Detekcja dithera bez wpływu na SZU w UL, maskowani- e UP	Zmniejsze- nie SZU na UP i UL	Zmniejsze- nie SZU na UP i UL	Zmniejsze- nie SZU na UP i UL	60	Na UL zmniejsze- nie SZU z 4 na 2 Na UP zanik SZU z 2 na 0 SZU zmienił się na syczący i zmienił lokalizację	L 10 min P 15 min	P 40 L 40
20	62	Wysoki, metaliczn- y dźwięk	Maskowani- e w UP, detekcja UL	x	Maskowani- e w UP, detekcja UL	Brak detekcji	Maskowani- e w UP, detekcja UL				P 10 L 10
21	65	Ciągły szum na głowie	Detekcja dithera bez wpływu na SZU w UP i UL	Detekcja dithera bez wpływu na SZU w UL, zmniejsze- nie SZU w UP	x	Detekcja dithera bez wpływu na SZU w UP i UL	Zanik SZU w UP		Bodziec odczuwany za głośno, bardzo nieprzyjem- nie		L 10
22	42	Pisk	Detekcja bez wpływu na SZU	Detekcja bez wpływu na SZU	Detekcja bez wpływu na SZU	Detekcja bez wpływu na SZU	Zmniejsza SZU w UL, W UP bez zmian		Brak wpływu, z 4 na 4		P 20 L 25
23	61	Ciągły szum na UP	Brak detekcji	Brak detekcji	Brak detekcji	Brak detekcji	Brak detekcji		Brak wpływu, z 5 na 5		P 70
24	37	Pisk, syk na UL	Detekcja bez zmian SZU	Detekcja bez zmian SZU	Detekcja bez zmian SZU	Detekcja bez zmian SZU	Detekcja bez zmian SZU				L 15
25	24	Wysoki pisk lub szum pracującego o TV w głowie	Zmniejsza- nie SZU w UP, UL bez zmian	Detekcja bez zmian SZU	Detekcja bez zmian SZU	Wzmaga SZU	Detekcja bez zmian SZU		Brak wpływu, z 4 na 4		P 5 L 20