

mgr Wawrzyniec Loba

Wykorzystanie wirtualnych źródeł dźwięku w badaniach asymetrii słyszenia

**Rozprawa na stopień naukowy doktora nauk medycznych i nauk o zdrowiu
w dyscyplinie nauki medyczne**

Promotor: dr hab. n. med. Dorota Hojan-Jezierska, prof. UMP

Zakład Protetyki Słuchu, Katedra Biofizyki



Wydział Medyczny

Uniwersytet Medyczny im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu

POZNAŃ 2021

Pragnę złożyć serdeczne podziękowania

*Pani dr hab. n. med. Dorocie Hojan-Jezińskiej, prof. UMP
za konsultacje, wsparcie i cierpliwość w czasie pisania pracy.*

*Panu prof. dr hab. inż. Adamowi Dąbrowskiemu
za wszystkie cenne wskazówki.*

Spis treści

Wykaz skrótów	3
I. Wstęp	4
1. Fizjologia słyszenia kierunkowego	6
2. Asymetria słyszenia.....	9
3. Modele lokalizacji dźwięku	12
3.1. Lokalizacja dźwięku w płaszczyźnie horyzontalnej.....	14
3.2. Lokalizacja dźwięku w płaszczyźnie pionowej.....	17
4. Niedosłuch a lokalizacja dźwięku	19
5. Metody badawcze stosowane w ocenie kierunkowości słuchu.....	21
6. Wirtualne źródła dźwięku	28
II. Cel pracy	31
III. Materiał i metody.....	32
1. Opis grupy badanej.....	32
2. Metodyka badawcza	33
3. Aparatura badawcza	33
3.1. Aparatura do badania lokalizacji dźwięku.....	33
3.2. Aparatura do badania progów słyszenia	37
4. Sygnały testowe.....	37
4.1. Sygnał mowopodobny – sygnał ISTS	37
4.2. Szum szerokopasmowy – szum biały	38
5. Procedura badawcza	39
6. Analiza statystyczna	40
7. Zagadnienia etyczne	41
IV. Wyniki	42
1. Wyniki audiometrii tonalnej.....	42

1.1.	Wyniki grupy osób prawidłowo słyszących	42
1.2.	Wyniki grupy osób z niedosłuchem	44
2.	Wyniki bezwzględnej lokalizacji dźwięku.....	45
2.1.	Wyniki grupy osób prawidłowo słyszących	45
2.1.1.	Metoda graficzna.....	45
2.1.2.	Ocena przy pomocy parametru RMS.....	50
2.1.3.	Wartość RMS a wiek	60
2.1.4.	Wpływ rodzaju sygnału na lokalizację dźwięku.....	61
2.1.5.	Wpływ asymetrii słyszenia na lokalizację dźwięku.....	62
2.2.	Wyniki grupy osób z niedosłuchem	63
2.2.1.	Metoda graficzna.....	64
2.2.2.	Ocena przy pomocy parametru RMS.....	73
2.2.3.	Wpływ asymetrii słyszenia na lokalizację dźwięku.....	75
V.	Dyskusja.....	77
VI.	Wnioski	83
VII.	Streszczenie	84
VIII.	Abstract	85
IX.	Bibliografia.....	88
X.	Spis rycin	98
XI.	Spis tabel	102
XII.	Aneksy.....	104

Wykaz skrótów

ASHA	-	American Speech-Language-Hearing Association (ang.)
ADHA	-	Angle Of Directional Hearing Acuity (ang.)
ATF	-	Anatomical Transfer Function (ang.) Anatomiczna Funkcja Przenoszenia
BTE	-	Behind The Ear (ang.)
CROS	-	Contralateral Routing Of Signals (ang.)
EHIMA	-	European Hearing Instrument Manufacturers Association (ang.)
HRTF	-	Head-Related Transfer Function (ang.) Funkcja Przeniesienia Głowy
IID	-	Interaural Intensity Difference (ang.) Międzyuszna Różnica Natężeń
ILD	-	Interaural Level Difference (ang.) Międzyuszna Różnica Poziomów
ISTS	-	International Speech Test Signal (ang.) Testowy Międzynarodowy Sygnał Mowy
ITD	-	Interaural Time Difference (ang.) Międzyuszna Różnica Czasu
JND	-	Just Noticable Difference (ang.)
KEMAR	-	Knowles Electronics Manikin For Acoustic Research (ang.)
KOSK	-	Kąt Ostrości Słyszenia Kierunkowego
MAA	-	Minimum Audible Angle (ang.)
MAE	-	Mean Absolute Error (ang.)
RMS error	-	Root Mean Square Error (ang.)

I. Wstęp

Według WHO (ang. *World Health Organization*) na świecie około 466 milionów osób ma problemy z słuchem [1]. Badania EuroTrak wskazują, że w Europie z tym problemem boryka się około 58,5 miliona ludzi, w tym prawie 6 milionów to Polacy [2]. W Europie połowa osób spośród zgłaszających problemy ze słyszeniem mogłaby nosić aparaty słuchowe. Jednak tylko 33% z nich decyduje się na takie rozwiązanie. W Polsce ta liczba jest jeszcze mniejsza i wynosi około 20%. Warto zauważyć, że tylko 4% użytkowników aparatów słuchowych twierdzi, iż aparaty nie poprawiły jakości ich życia. Niepokojące badanie zaprezentował Cox, estymując że nawet 40% osób noszących aparaty nie decyduje się na protezowanie obuuszne [3]. Protezowanie jednouszne powoduje różnicę w progach słyszenia pomiędzy uchem z aparatem a uchem bez pomocy słuchowej. Takie asymetryczne rozwiązanie może w dalszej perspektywie doprowadzić do problemów z lokalizacją dźwięków. Zostaną one opisane dokładniej w kolejnych rozdziałach.

Początki rozważań na temat zdolności człowieka do lokalizacji dźwięku sięgają połowy XIX wieku [4]. Wówczas pionierzy akustyki i audiologii wprowadzali pierwsze modele lokalizowania dźwięków przez człowieka. Jednak dopiero z początkiem XX wieku ówczesne teorie zaczęły zbiegać się z dzisiejszą wiedzą. Pierwsze wzmianki o parametrach używanych współcześnie, czyli międzyusznym różnicach czasu i poziomowi, pojawiły się w 1936 roku, wprowadzone przez Stevens'a i Newman'a [5]. Przełomową pracę dotyczącą metodyki pomiaru kierunkowości słuchu zaprezentował Mills w 1958 roku [6]. Od tej pory badacze stosując tę metodę przeprowadzili szereg badań dotyczących diagnostyki kierunkowości słuchu. Z początkiem ostatniej dekady XX wieku, Makous i Middlebrooks zaproponowali nowe podejście do pomiaru kierunkowości, nieskupiające się na psychoakustycznym parametrze, jakim jest rozdzielczość kierunkowości słuchu, a na faktycznej zdolności wskazania źródła dźwięku [7]. Pomimo wielu lat prac nad zagadnieniem kierunkowości słuchu mechanizm ten nie jest w pełni zrozumiany. Na niekorzyść popularyzacji badań lokalizacji dźwięku działa brak jednolitej metody postępowania klinicznego. Niniejsza praca przybliży, warunki jakie muszą być spełnione do takich badań.

Badanie kierunkowości może być przydatne na wielu etapach pracy klinicznej. Poprzez diagnostykę, Abel et al. [8] wykazali zależność pomiędzy zmianami na drodze słuchowej a lokalizacją. Celesia [9] dowodzi, że problem z lokalizacją może występować w zależności od miejsca uszkodzenia. Kuhnle et al. [10] zaznaczają jak ważne jest włączenie badań lokalizacji

dźwięku w zestaw testów zaburzeń przetwarzania słuchowego. Shetty [11] w swojej pracy proponuje by badanie lokalizacji włączyć w proces dopasowania aparatów słuchowych. Test kierunkowości może również pomóc w decyzji o rodzaju protezowania (Dwa aparaty słuchowe czy jeden? Jeden implant ślimakowy czy stymulacja bimodalna?) oraz weryfikacji tego dopasowania [12–14].

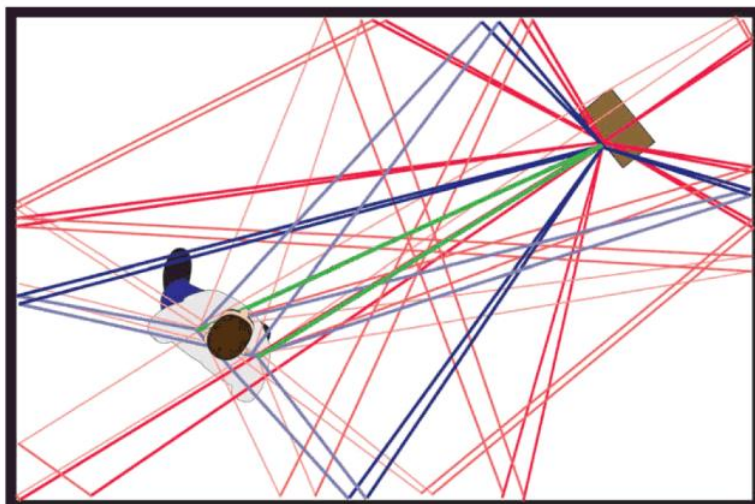
Można wymienić wiele powodów, dla których poprawna kierunkowość słuchu jest ważna dla człowieka. Lokalizacja pomaga nam „odnaleźć się” w różnych sytuacjach akustycznych, a w niektórych przypadkach jest krytyczna dla bezpieczeństwa. Na przykład, problemem może stać się poruszanie w hałaśliwym środowisku, niemożność odfiltrowania niepożądanych sygnałów, może też skutkować niechęcią do opuszczania domu. Ponadto, słuch ma wpływ na naszą jakość życia, np. wiele dyscyplin sportowych wymaga dobrej lokalizacji. Osoba z zaburzoną zdolnością do lokalizowania dźwięku, może mieć problem z prowadzeniem rozmowy w większym gronie osób. Szybkie odnalezienie rozmówcy w grupie mówiących osób pomoże w zrozumieniu wskazówek wizualnych i odczytaniu mowy. Można więc stwierdzić, że pogorszony słuch wpływa na zdrowie psychiczne człowieka.

W ramach pracy przygotowana została metoda do oceny asymetrii słyszenia przy pomocy wirtualnych źródeł dźwięku. W procesie jej tworzenia powstała pierwsza w Polsce aparatura do badań bezwzględnej lokalizacji dźwięku przy pomocy wirtualnych źródeł dźwięku. Przy pomocy tego narzędzia powstały dane normatywne, które mogą zostać wykorzystane do dalszych prac badawczych. Uzyskane normy pozwalają nie tylko na ocenę błędu popełnianego w czasie całego badania, ale również na wyszczególnienie błędów z konkretnej strony – prawej lub lewej – strony ciała słuchacza. Takie rozróżnienie dokładności w zależności od kierunku jest potrzebne do badań osób z asymetrią słyszenia.

1. Fizjologia słyszenia kierunkowego

Filogenetycznie lokalizacja dźwięków jest starsza niż rozróżnianie dźwięków i rozumienie mowy [15–18]. Słyszenie kierunkowe czy lokalizowanie źródła dźwięku są możliwe przede wszystkim dzięki słyszeniu obuusznemu oraz analizie sygnału na poziomie centralnym. Zdarzenia akustyczne mogą występować w pozycjach niedostępnych dla wzroku np. za ścianą, poza horyzontem czy też w ciemności. Gdy sygnał usłyszymy poprzez słuchawki, to dźwięk spostrzegamy wtedy w środku głowy. Zjawisko to nazywamy: internalizacją obrazu dźwiękowego. W przeciwieństwie do postrzegania obrazu, dźwięk możemy słyszeć nie tylko na wprost obserwatora, lecz ze wszystkich kierunków. Zmysł słuchu upodabnia się w tym do czucia lub węchu. Wszystkie możliwe pozycje, z których może dochodzić dźwięk, nazywamy przestrzenią słuchową [19, 20].

Większość czasu człowiek spędza w warunkach pogłosowych, to znaczy, że dochodzi do niego nie tylko fala bezpośrednia, ale i wiele opóźnionych odbić tej fali (Rycina 1). Można by przypuszczać, że spóźnione odbicia będą zakłócać lokalizację dźwięku i przeszkadzać w odnalezieniu jego źródła. Jednak w zależności od długości odstępu postrzeganych odbić, człowiek potrafi bezbłędnie wskazać kierunek dochodzącego dźwięku. Można powiedzieć, że fala bezpośrednia jest dominująca. Zjawisko to nazywane zostało efektem pierwszeństwa (ang. *precedence effect*) lub regułą czoła fali. W zależności od rodzaju sygnału i opóźnienia sygnału odbitego, możliwa jest różna percepcja tych sygnałów. Kiedy dwa dźwięki postrzegamy jako jeden, to lokalizujemy bezpośrednio źródło (efekt pierwszeństwa), lub dźwięk słyszymy z położenia pośredniego (lokalizacja sumacyjna). Jeśli opóźnienie jest większe, słyszymy kilka zdarzeń dźwiękowych, czyli echo [20–22]. Zdolność do bezbłędного rozpoznawania fal odbitych i wykorzystywania ich w orientacji przestrzennej powiązana jest z echolokacją [23].

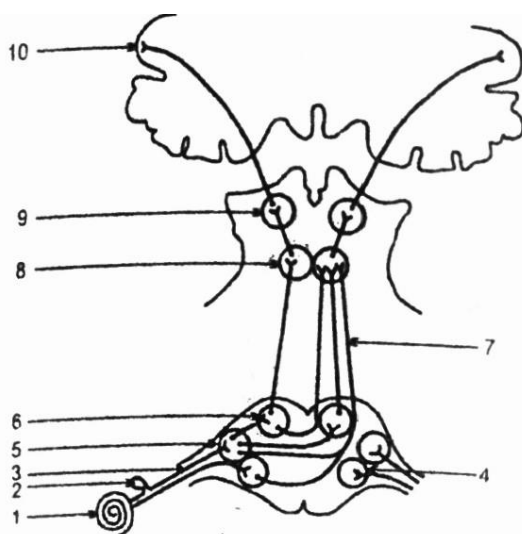


Rycina 1. Symulacja przebiegu fal akustycznych w pomieszczeniu od głośnika do uszu słuchacza. Fala bezpośrednia – kolor zielony, fala odbita jednokrotnie – kolor niebieski, fala odbita dwukrotnie – kolor czerwony [24]

Wyróżniamy trzy części ucha: zewnętrzne, środkowe i wewnętrzne. Ucho zewnętrzne składa się z małżowiny usznej oraz przewodu słuchowego zewnętrznego. Małżowina spełnia rolę anteny dla dźwięków, skupia je i kieruje do przewodu słuchowego zewnętrznego. Największy wpływ ma na częstotliwości wyższe niż 4000 Hz. Oprócz tego jest istotnym elementem dla monoauralnej lokalizacji dźwięku [17, 20, 25]. Jest to pierwszy etap filtracji dźwięku, który wspomaga lokalizację. Rolą ucha środkowego jest dopasowanie impedancyjne pomiędzy powietrzem a płynami zawartymi w ślimaku. W ślimaku dochodzi do transformacji dźwięku złożonego na pasma częstotliwości i przemiany drgań mechanicznych na sygnały elektryczne przenoszone dalej przez nerw słuchowy [26].

Opis przebiegu potencjałów czynnościowych od ślimaka do pierwotnej kory słuchowej w mózgu jest kluczowy do zrozumienia zjawiska zdolności do lokalizowania źródła dźwięku. Droga słuchowa składa się z czterech neuronów. Pierwszy neuron zbudowany jest z komórek dwubiegunowych zwoju spiralnego. Nerw ślimakowy tworzą neurony komórek zwoju spiralnego. Co ważne, również na tym etapie dochodzi do rozdzielania informacji w zależności od częstotliwości. To znaczy, że włókna nerwu zachowują tonotopowy przekaz informacji. Niskie częstotliwości przenoszone są w środkowych, a wysokie częstotliwości w częściach obwodowych nerwu. Drugi neuron drogi słuchowej tworzą jądro ślimakowe brzuszne i grzbietowe, znajdujące się pomiędzy rdzeniem przedłużonym a mostem. Właśnie na tym etapie dochodzi do skrzyżowania dróg słuchowych obu uszu. Połowa włókien neurynów komórek drugiego neuronu łączy się z nieskrzyżowanymi neurynami po przeciwnej stronie

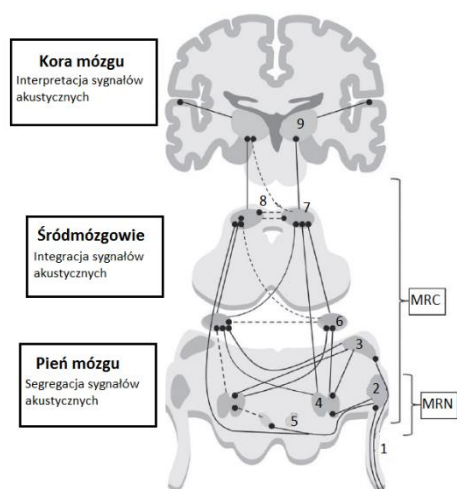
tworząc wstęgę boczną (Rycina 2). Trzeci neuron składa się z: jądra ciała czworobocznego, jądra wstęgi bocznej, jądra oliwki górnej zlokalizowanych w moście oraz jądra wzgórka dolnego blaszki czworaczej w śródmózgowiu. Najważniejszym elementem z punktu percepcji kierunkowości dźwięku są połączenia jąder oliwki górnej, jąder wstęg bocznych, jąder wzgórków dolnych i ośrodków korowych. Właśnie na poziomie zespołu oliwki górnej dochodzi do porównania przenoszonej informacji z obu uszu. Czwarty neuron tworzy ciało kolankowate przyśrodkowe, często nazywane ośrodkiem podkorowym słuchu. Neurony tworzą promienistość słuchową i docierają do ośrodka korowego. Podobnie jak na wcześniejszych etapach drogi słuchowej, pierwotny ośrodek korowy słuchu ma charakter tonotopowy [27].



Rycina 2. Schemat drogi słuchowej. 1 - ślimak, 2 - zwój ślimakowy, 3 - nerw ślimakowy, 4 - jądro ślimakowe brzuszne, 5 - jądro ślimakowe grzbietowe, 6 - oliwka górna, 7 - wstęga boczna, 8 - jądro wzgórka dolnego, 9 - ciało kolankowate przyśrodkowe, 10 - pierwotny ośrodek korowy słuchu [9]

Powszechnie uważa się, że krzyżowanie się dróg słuchowych jest kluczowe w procesie lokalizacji dźwięku [17, 19, 21, 28–30]. Gdy słyszymy binauralnie, początkowy etap korelacji sygnałów dochodzących z obu uszu zaczyna się w jądrze oliwki górnej [17, 31, 32]. Trzy etapy filtracji sygnału pod kątem lokalizacji dźwięku wprowadził Przewoźny [29]. Pierwszy to segregacja sygnałów na poziomie pnia mózgu. Wyłącznie na tym etapie dźwięk analizowany jest pod względem międzyuszných różnic natężeń. Druga przesłanka lokalizacyjna, międzyuszná różnica czasu, brana jest pod uwagę najpierw podczas segregacji sygnałów i kolejno przy integracji sygnałów, która zachodzi w śródmózgowiu. Dopiero tak przygotowana informacja jest wysyłana do pierwotnego ośrodka korowego słuchu gdzie sygnał jest

interpretowany (Rycina 3) [29]. Sposób kodowania i metoda odczytu sygnałów w ośrodku korowym są do dziś niezbadane [18, 33].



Rycina 3. Znaczenie drogi słuchowej podczas słyszenia kierunkowego; 1 - nerw przedsionkowo-ślimakowy; 2 - jądro ślimakowe brzuszne; 3 - jądro ślimakowe grzbietowe; 4 - jądro oliwki górnej; 5 - ciało czworoboczne; 6 - wstęga boczna; 7 - wzgórek dolny; MRN – międzyuszną różnicę natężeń; MRC – międzyuszną różnicę czasu [29]

2. Asymetria słyszenia

Słyszenie binauralne, czyli obuuszne, jest podstawowym elementem prawidłowo funkcjonującego narządu słuchu. Dzięki temu jesteśmy w stanie postrzegać międzyuszną różnicę czasu oraz natężenia, które są kluczowe do postrzegania dźwięków w przestrzeni. Osoby z prawidłowym słuchem słyszą obuusznie i ich progi słuchu w obu uszach są do siebie zbliżone lub identyczne. Międzyuszną dysproporcję pomiędzy progami słyszenia nazywamy asymetrią słyszenia. Tym zagadnieniem interesował się Aleksander Zakrzewski w latach 30 XX wieku, wykazując, że u ludzi można zaobserwować zjawisko dominacji słuchowej, podobnie jak obserwujemy dominację wzrokową czy kończyn [34]. Temat dominacji rozwinął Kimura pokazując, że słuchacze chętniej korzystają z prawego ucha słuchając dźwięków mowy [35]. Najprawdopodobniej wynika to z krzyżowania się dróg słuchowych oraz specyfiki lewej półkuli mózgu lepiej przetwarzającej informacje werbalne. Najnowsze badania dotyczące pracy półkul mózgu oraz percepcji dźwięku, które potwierdzają tę teorię przeprowadzili Marzoli i Tommasi [36].

Nie powstała jeszcze oficjalna definicja symetrii lub asymetrii słuchu. Kryteria oceny asymetrii mogą być zmienne w zależności od specyfiki badań. W swoich pracach badacze określili liczne reguły. Najczęściej stosowane wymienione są w niniejszym rozdziale. Najprostszą definicję symetrii i asymetrii niedosłuchu podaje ASHA (ang. *American Speech-Language-Hearing Association*): jeśli głębokość i kształt niedosłuchu są takie same w obu uszach, mówimy o niedosłuchu symetrycznym w innym przypadku, niedosłuch uznajemy za asymetryczny [37]. Jednak inni badacze proponują bardziej złożone metody klasyfikacji tego typu niedosłuchu. Literatura wskazuje na wiele matematycznych metod, polegających na wyznaczaniu różnic między progami słuchu w obu uszach dla kolejnych częstotliwości lub dla średnich z kilku częstotliwości. Badacze są zgodni, że międzyuszną różnica musi być większa niż 5 dB, ale asymetria słyszenia uznawana jest dla wartości większych od 10 dB, 15 dB i 20 dB [13, 38–43]. Beck twierdzi, że niezależnie od przyjętych kryteriów, każdy symptom wskazujący na asymetrię słuchu, jest wystarczający, by prowadzić dalszą diagnostykę audiologiczną [44]. Oprócz asymetrii wynikających z audiogramów, możemy również wyróżnić asymetrię będącą konsekwencją przyjętej metody rehabilitacji słuchu lub protezowania. Dlatego o asymetrii słyszenia mówimy też, gdy pacjent z ubytkiem obuusznym nosi tylko jeden aparat słuchowy lub jeden implant słuchowy [45, 46]. Należy zaznaczyć, że zaburzenie symetrii słyszenia może skutkować ograniczeniem zdolności do lokalizowania dźwięków w przestrzeni [34, 45].

Do badań asymetrii słyszenia najczęściej stosuje się audiometrię tonalną, na podstawie której decyduje się o przeprowadzeniu dalszych badań. Jak zaznaczają Vannson et al. na podstawie samego audiogramu nie da się określić wpływu ubytku słuchu na funkcjonowanie pacjenta [47]. Jednak badacze włączają do testów również audiometrię mowy, badanie otoemisji akustycznych, badanie słuchowych potencjałów wywołanych pnia mózgu, badanie lokalizacji dźwięków oraz obrazowanie. Głównymi powodami dla szerszej diagnostyki i konieczności pomocy osobom z asymetrią słyszenia są ogólne pogorszenie jakości słyszenia, pogorszenie jakości życia, problemy z funkcjonowaniem w społeczeństwie. Asymetria może też być jednym z pierwszych objawów zmian nowotworowych. Ten nietypowy niedosłuch często jest ignorowany przez pacjentów ze względu na prawidłowo funkcjonujące drugie ucho. Zazwyczaj najprostszym sposobem pomocy jest wyrównanie progów słyszenia poprzez zastosowanie odpowiedniej protezy słuchowej.

Pittman et al. porównali typy audiogramów występujące u osób dorosłych i dzieci. Z badań wynika, że częściej obserwuje się asymetrię słuchu u dzieci oraz są one u nich

wyraźniejsze [41]. O takich różnicach należy pamiętać w procesie dopasowania aparatów słuchowych. Badania Barton et al. wskazują na pogorszenie jakości życia dzieci z takim niedosłuchem [48]. Lieu et al. w swojej pracy sygnalizują, że asymetria słuchu u dzieci może zaburzać procesy kognitywne i opóźniać naukę języka [49]. Na nierównomierne bodźcowanie dźwiękiem mogą być również narażone dzieci, które były leczone cisplatyną, u zdecydowanej większości pacjentów obserwuje się równomierne pogorszenie progów słyszenia, jednak jak donoszą Schmidt et al. na skutek terapii możliwe jest również wystąpienie niedosłuchów asymetrycznych [50]. Polonenko et al. na podstawie badań plastyczności mózgu u dzieci z słuchem asymetrycznym stwierdzili, że konieczne jest jak najszybsze zapewnienie obuuszej stymulacji dźwiękiem, przy pomocy odpowiednio dobranych protez słuchowych [51]. Noble et al. sprawdzili jak asymetria wpływa na jakość postrzegania dźwięków w wielu sytuacjach życiowych. U osób z asymetrycznym niedosłuchem zarejestrowano: gorsze wyniki lokalizacji dźwięków, postrzegania mowy, jakości odbioru dźwięków naturalnych, ale również zwiększony wysiłek w czasie rozmowy [39]. Wyniki Vannson et al. pokazują, że osoby z asymetrią słyszenia mają pogorszone wskaźniki jakości życia. Badacze sugerują również, że badanie zdolności do lokalizacji dźwięków może być pomocne w diagnostyce asymetrii słyszenia [47]. Van Eeckhoutte zaznacza jak dużym problemem jest asymetria słyszenia u osób z tylko jednym implantem ślimakowym [13]. Elementem procesu rehabilitacji słuchowej jest przywrócenie prawidłowego słyszenia obuusznego poprzez odpowiednie programowanie implantu lub zaprotezowanie drugiego ucha [13]. Szereg prac wskazuje na fakt, że powstanie asymetrii słyszenia może być ryzykiem zawodowym i że może powstać na skutek oddziaływania hałasu. Choi et al. badając grupę rolników udowodnili, że niedosłuch oraz asymetria słuchu mogą powstać na skutek ich pracy [52]. Badania żołnierzy, jako specyficznej grupie przedstawiają Caldera et al. [53], Nageris et al. [54] oraz Tolisano et al. [55]. Prace te jednoznacznie wskazują, że pracownicy armii narażeni są na powstawanie asymetrycznych niedosłuchów. Najprawdopodobniej uszkodzenia te powstały na skutek ekspozycji na hałas wystrzałów broni. Cox i Ford w swojej pracy przedstawiają, jak duży wpływ na narząd słuchu ma korzystanie z różnego rodzaju broni. Zaznaczają jednak, że asymetrie słuchu są zdecydowanie w mniejszości w stosunku do symetrycznych niedosłuchów [56]. Dokładna diagnostyka asymetrii słyszenia jest ważna, ponieważ jak zaobserwował Djalilian, może być symptomem obecności guza w okolicy kąta mostowo-mózdkowego [38].

Podsumowując, wystąpienie asymetrii słyszenia może mieć znaczący wpływ na życie człowieka. Kluczowe w leczeniu asymetrii słyszenia są szybko postawiona diagnoza oraz

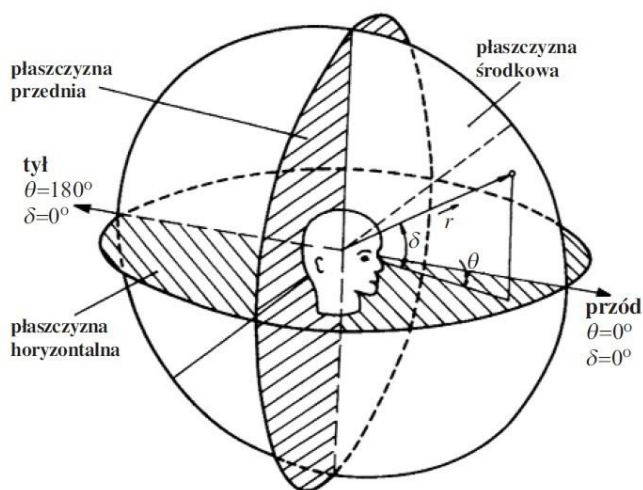
przeprowadzenie rehabilitacji słuchu. Odpowiednie dobranie protezy słuchowej lub korekta dopasowania już posiadanej protezy może doprowadzić do wyrównania progów słyszenia. Badanie lokalizacji słuchu w procesie rehabilitacji może znacznie przyspieszyć ten proces.

3. Modele lokalizacji dźwięku

W przestrzeni słuchowej pozycję źródła dźwięku definiujemy w trzech płaszczyznach wyznaczonych względem środka głowy słuchacza: horyzontalnej, środkowej i przedniej. Płaszczyzny przecinają się na środku głowy. Punkt znajdujący się na środku linii łączącej małżowiny uszne, wyznacza początek układu współrzędnych i umożliwia określenie kierunku rozchodzenia się dźwięku względem głowy. Ze względu na fakt, że ruchy małżowin usznych u człowieka są pomijalne możemy przyjąć, że ruchy głowy są tożsame z ruchami uszu. Płaszczyzna horyzontalna przebiega przez górne krawędzie przewodów słuchowych zewnętrznych i krawędzie dolne oczodołów. Płaszczyzna przednia jest prostopadła do płaszczyzny horyzontalnej, a płaszczyzna środkowa jest prostopadła do obu tych płaszczyzn. Początek układu współrzędnych z danym punktem w przestrzeni łączy wektor r , który nazywamy promieniem wodzącym (Rycina 4). Kierunek, z którego dobiega dźwięk określamy za pomocą dwóch kątów:

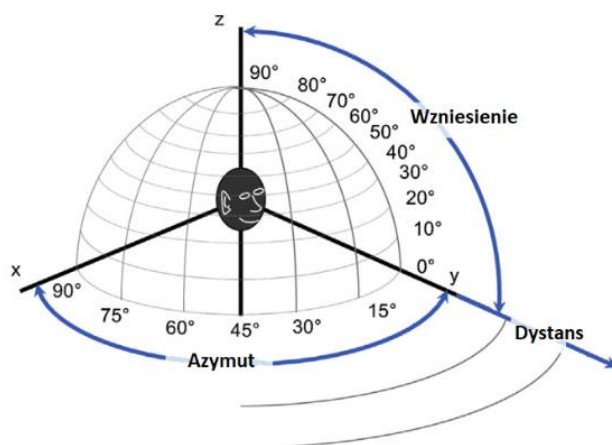
- kąt azymutalny (horyzontalny) - kąt pomiędzy rzutem promienia wodzącego, a kierunkiem oznaczającym przód (kąt θ);
- kąt wzniesienia (wertykalny) - kąt pomiędzy promieniem wodzącym, a płaszczyzną horyzontalną (kąt δ);

W sytuacji gdy kąt biegunowy wynosi zero, źródło dźwięku znajduje się w płaszczyźnie horyzontalnej. W sytuacji gdy kąt azymutalny wynosi zero, źródło dźwięku znajduje się w płaszczyźnie środkowej [19,20,57].



Rycina 4. Model układu określający płaszczyzny rozchodzące się wokół głowy słuchacza [19]

W przestrzeni słuchowej, oprócz postrzegania kąta padania dźwięku, człowiek jest w stanie również określić odległość. Uproszczony model, najczęściej stosowany w diagnostyce przedstawia poniższa rycina (Rycina 5).



Rycina 5. Uproszczony model przestrzeni słuchowej [57]

Badania kierunkowości słuchu można wykonywać zatem w dwóch płaszczyznach, horyzontalnej i pionowej. Dwie podstawowymi przesłankami z jakich korzysta człowiek w płaszczyźnie horyzontalnej są międzyuszną różnicę czasu i międzyuszną różnicę natężeń. Do ich pełnego wykorzystania niezbędne jest słyszenie binauralne. W płaszczyźnie pionowej wykorzystujemy wskazówki monauralne – analizę widmową fali akustycznej zniekształconej przez nasze ciało [18, 58].

3.1. Lokalizacja dźwięku w płaszczyźnie horyzontalnej

Jeden z pierwszych modeli dotyczących lokalizacji dźwięków w płaszczyźnie horyzontalnej powstał już w 1907 roku. Brytyjski fizyk John William Strutt, 3. Baron Rayleigh, laureat Nagrody Nobla w 1934 roku, opisał dwoistą naturę kierunkowości słuchu (ang. *Duplex Theory*). Udowodnił, że dźwięk tonalny padający na człowieka pod jakimś kątem ma do pokonania różne odległości docierając do jednego i drugiego ucha dla wysokich częstotliwości, oraz zauważył wpływ dyfrakcji, czyli załamywania się fali na przeszkodzie (w tym wypadku głowie) dla niskich częstotliwości [59]. W późniejszych latach badacze doprecyzowali tę teorię, określając częstotliwość 1,5 kHz jako graniczną dla obu zjawisk [6, 60, 61]. Obecnie trwają prace nad uzupełnieniem tej teorii o postrzeganie dźwięków złożonych [62, 63].

W przybliżeniu głowa ma kształt sferyczny. Na końcach prostej o długości około 18 centymetrów, przechodzącej przez jej środek znajdują się uszy (Rycina 6). Zauważmy, że gdy źródło sygnału nie będzie znajdowało się bezpośrednio naprzeciw głowy, to długość drogi sygnału do jednego i drugiego ucha będzie się różniła. Jednocześnie czas, w którym sygnał dotrze do obojga uszu będzie różny. Właśnie z tej różnicy wynika pierwsza wskazówka lokalizacyjna, czyli międzyuszną różnicę czasu (ITD, ang. *Interaural Time Difference*). Wartości międzyusznych różnic czasu wynikają ze zjawisk fizycznych. Można je zatem wyliczyć, przyjmując, że promień głowy wynosi około 9 centymetrów, $r = 9 \text{ cm}$ [20, 57, 64], różnicę dróg pokonywanych przez sygnał dochodzący do obydwu uszu opisuje następujące równanie:

$$d = r\theta + r\sin\theta \quad (1)$$

Gdzie:

Θ – kąt położenia źródła sygnału wyrażony w radianach

Wiedząc, że:

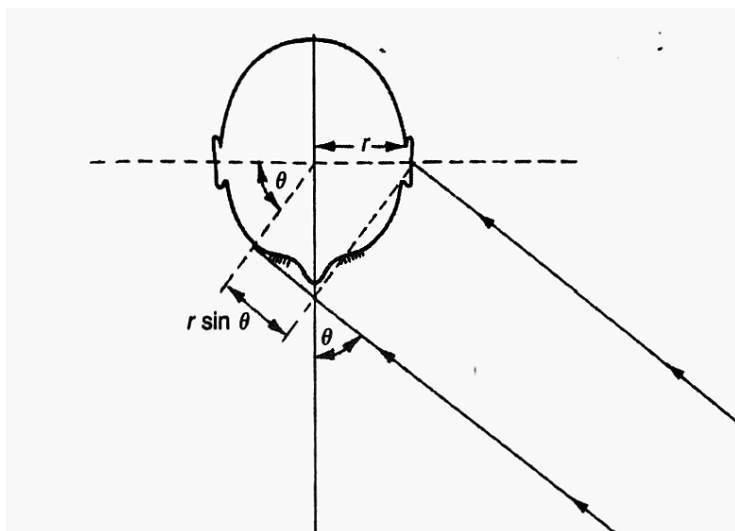
$$t = \frac{d}{c} \quad (2)$$

Gdzie:

c – prędkość propagacji dźwięku w powietrzu ($c=344 \text{ m/s}$ w temperaturze 20° C)

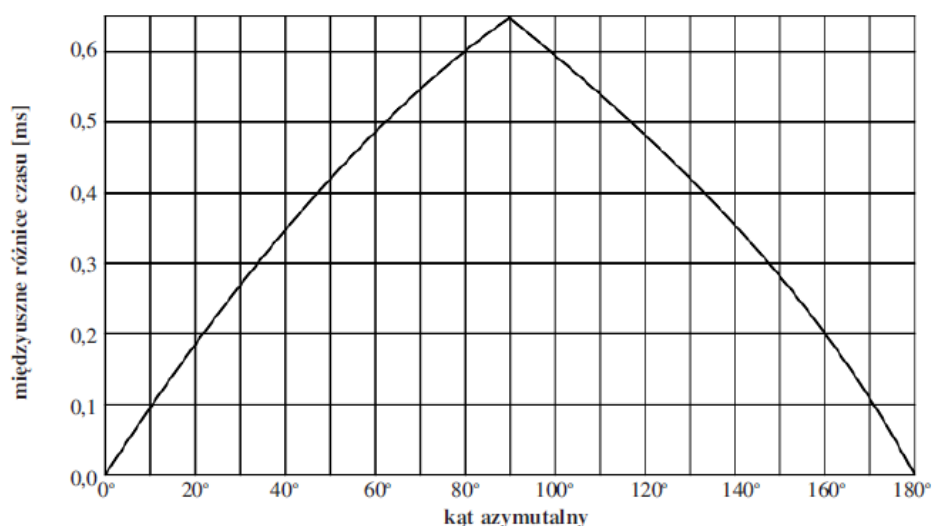
Wzór na międzyuszną różnicę czasów otrzymamy po połączeniu wzoru (1) i (2).

$$t = \frac{r(\sin\theta + \theta)}{c} \quad (3)$$

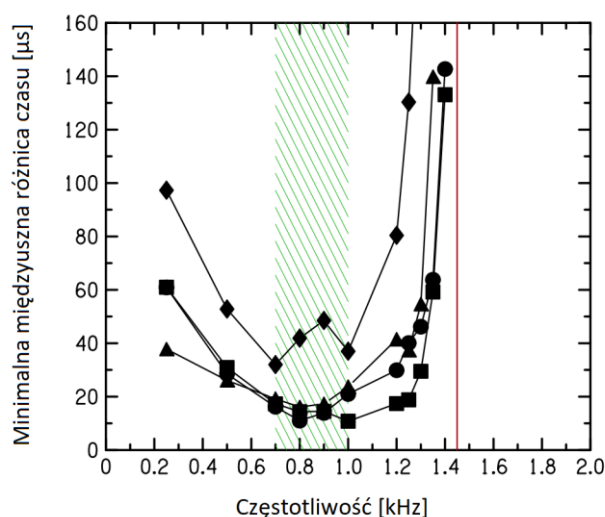


Rycina 6. Sferyczny model głowy oraz metoda obliczania różnicy czasu pokonania drogi fali akustycznej do obydwu uszu [20]

Wzór (3) pokazuje, że wartość międzyusznej różnicy czasu zależy od kąta padania sygnału i prędkości propagacji. Wartość ta, w zależności od przyjętego kąta, wynosić może od 0 ms do 0,69 ms (Rycina 7). Dla dźwięków tonalnych opóźnienie czasowe jest równe różnicy faz pomiędzy sygnałami trafiającymi do obojga uszu. Dla niskich częstotliwości na tej podstawie narząd słuchu uzyskuje informację o horyzontalnej pozycji źródła dźwięku. Gdy długość fali jest mniejsza lub podobna do rozmiarów głowy międzyuszna różnica czasu traci swoją użyteczność i staje się niejednoznaczna wskazówką lokalizacyjną. Częstotliwością graniczną, dla której narząd słuchu przestaje korzystać z tych wskazówek ze względu na aliasing, to wartość 1500 Hz. Progi wykrywania międzyusznych różnic czasowych są najniższe dla częstotliwości w zakresie 700-1000 Hz sięgają nawet 10 mikrosekund [17, 60, 65–68].

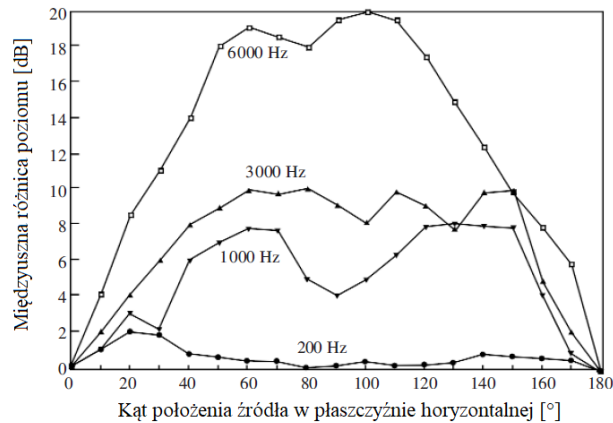


Rycina 7. Wartość międzyuszy różnicy czasu w zależności od kąta azymutalnego [67,69]



Rycina 8. Minimalna międzyuszy różnica czasu w zależności od częstotliwości, zmierzona dla czterech słuchaczy [70]

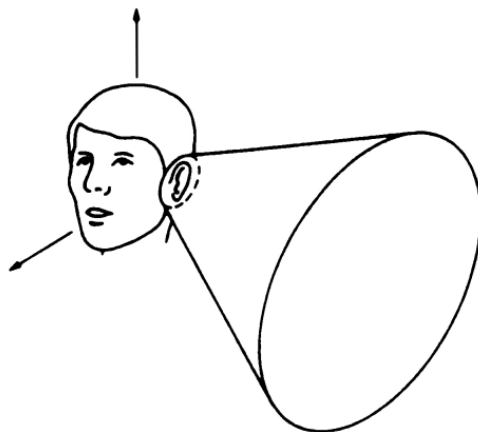
Dla częstotliwości powyżej 1500 Hz narząd słuchu musi korzystać z innej wskazówki lokalizacyjnej, również wynikającej z faktu słyszenia obuusznego. Ponieważ głowa jest dla dźwięku przeszkodą, dla fal akustycznych większych od jej wymiarów obserwujemy zjawisko dyfrakcji. Wskazówka ta to międzyuszy różnica natężeń (IID, ang. *Interaural Intensity Diffrence*) lub międzyuszy różnica poziomów (ILD, ang. *Interaural Level Diffrence*). Różnice w poziomie nie będą zauważalne dla dźwięków poniżej 500 Hz, ponieważ głowa nie będzie dla nich przeszkodą [20]. W uchu, które znajduje się w cieniu akustycznym głowy tłumienie dźwięków o wyższych częstotliwościach może sięgać nawet 20 dB (Rycina 9) [66, 71].



Rycina 9. Wartości międzyusznych różnic natężeń dla bodźców sinusoidalnych w zależności od położenia źródła i częstotliwości [67, 69]

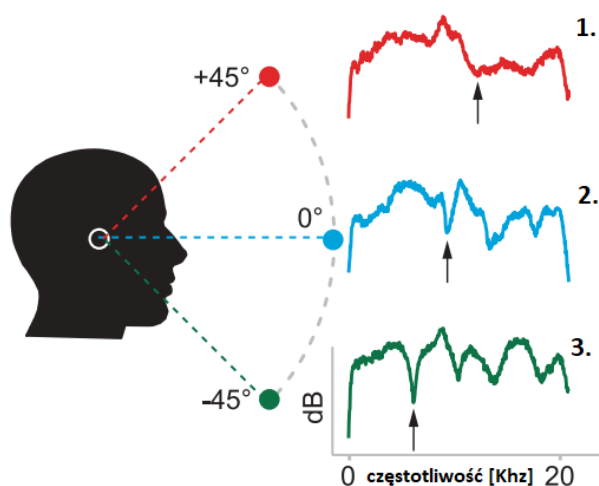
3.2. Lokalizacja dźwięku w płaszczyźnie pionowej

Do określania kierunku sygnału dochodzącego płaszczyźnie pionowej człowiek nie może korzystać z różnic międzyusznych. Wynika to z faktu, że dla określonego azymutu horyzontalnego i przestrzeni słuchowej możemy wyznaczyć pole takich samych międzyusznych różnic czasowych. Zbiór tych różnic nazywamy stożkiem niepewności (ang. *cone of confusion*) (Rycina 10). Najprostszym sposobem lokalizacji źródła dźwięku w tej płaszczyźnie jest ruch głową. Ruszając głową w płaszczyźnie pionowej powodujemy zmianę kąta wzniesienia. Sprowadzając go do wartości zerowej, w odniesieniu do źródła dźwięku, jesteśmy w stanie znowu korzystać z różnic międzyusznych [6, 20, 72].



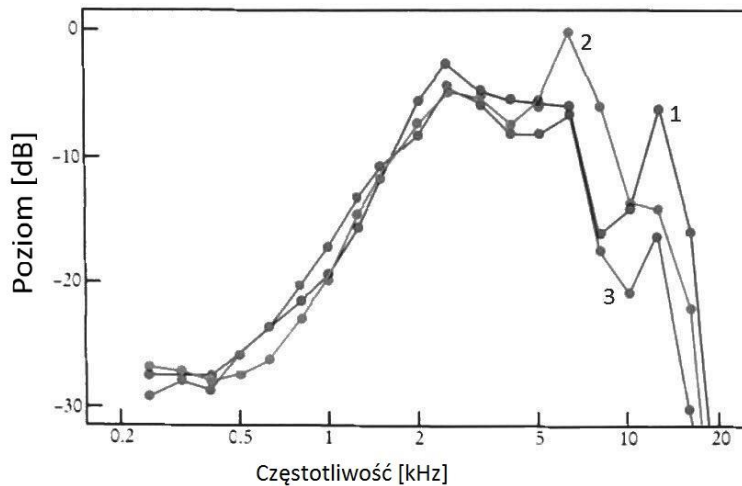
Rycina 10. Graficzne przedstawienie stożka niepewności [20]

Wspomniane wcześniej zjawiska rozpatrywane były dla modelu sferycznego głowy. Zaprezentowane wyliczenia, możemy traktować tylko jako przybliżenie. Kiedy model sferyczny zmienimy na prawdziwą głowę człowieka, musimy uwzględnić wpływ naszego ciała na odbiór dźwięku. Badacze wskazują, że rozproszenie dźwięku na małżowinach usznych, głowie, ramionach a nawet kolanach ma istotny wpływ na jego percepcję [17, 20, 57, 73]. Otte et al. wykazali jak duży wpływ na lokalizację w tej płaszczyźnie ma wielkość małżowiny usznej [74]. Na rycinie (Rycina 11) możemy zobaczyć mechanikę działania tego zjawiska. Parametr został nazwany anatomiczną funkcją przenoszenia i informuje nas o stosunku widma sygnału emitowanego przez źródło do widma fali rejestrowanej na błonie (ATF, ang. *Anatomical transfer function*, lub HRTF, ang. *Head-related transfer function*).



Rycina 11. Charakterystyka sygnału dochodząca do ucha w zależności od kąta wzniesienia [18]

Funkcja przeniesienia sygnału jest cechą osobniczą [75]. Istnieją jednak badania laboratoryjne, które wskazują, że możemy korzystać z uśrednionych wartości lub nauczyć się ich na nowo [75–77]. Poprzez pomiary na manekinie KEMAR (ang. *Knowles Electronics Manikin for Acoustic Research*) Hartmann wykazał, że ta zmienna ma największy wpływ na częstotliwości wyższe niż 1000 Hz (Rycina 12).



Rycina 12. Wpływ rozproszenia się dźwięku na ciele człowieka, rejestracja na lewym uchu manekina, 1 - gdy głośnik jest na wprost głowy; 2 - głośnik nad głową; 3 - głośnik z tyłu głowy [17]

4. Niedosłuch a lokalizacja dźwięku

Lokalizacja dźwięku może zostać zaburzona poprzez ubytki słuchu [78]. Zdolność do lokalizacji zależy przede wszystkim od typu i głębokości niedosłuchu, czasu od momentu wystąpienia niedosłuchu oraz wieku [79]. Nie da się przewidzieć zdolności do lokalizacji wyłącznie na podstawie audiogramu [78]. Badacze są zgodni co do depriwacji ostrości słyszenia w płaszczyźnie wertykalnej i lokalizacji przód-tył, i łączą ją z charakterystycznym ubytkiem wysokoczęstotliwościowym u osób starszych (presbycusis) [74, 79–82]. Wynika to z zaburzonego odbioru HRTF-ów, które najważniejsze informacje niosą w wysokich częstotliwościach. Trudności z lokalizacją nie zawsze muszą być skojarzone z wiekiem, jednak wiek ma wpływ na niedosłuch [66], a niedosłuch utrudnia określanie kierunku dźwięku. Jednocześnie badacze wykazują, że osoby starsze mają zaburzony odbiór międzyusznych różnic czasu, dzięki którym lokalizują osoby z niedosłuchem [83, 84].

Zaburzeń lokalizacji dźwięków w płaszczyźnie horyzontalnej nie da się wytłumaczyć tak łatwo. Kluczowym parametrem mającym wpływ na kierunkowość słuchu w przypadku niedosłuchu jest plastyczność mózgu i kory słuchowej [51, 85–87]. Jednocześnie najprawdopodobniej jest to powód rozbieżności w wynikach badaczy. Drugim parametrem jest głośność: sygnał musi być dla odbiorcy słyszalny. Oznacza to, że im głębszy niedosłuch tym pacjent będzie miał większe problemy z lokalizacją dźwięku. W przypadku asymetrii słyszenia, parametrem który najbardziej wpływa na problemy z kierunkowością słuchu, jest czas liczony

od momentu wystąpienia niedosłuchu. Ze względu na zjawisko remapowania wskazówek lokalizacyjnych, im ten czas jest dłuższy, tym lepsza jest lokalizacja [79, 88]. Jednak wyraźne jest pogorszenie zdolności do lokalizowania źródła dźwięku w porównaniu do osób normalnie słyszających [46, 89–91]. Badania pokazują, że wiek nie zawsze ma wpływ na lokalizację dźwięku i jest to zależne od widma sygnału [82]. Szczególnym przypadkiem jest słuch asymetryczny (niedosłuch jednostronny lub jednostronna głuchota), gdzie odbiór obuuszny jest zaburzony i korzystanie z międzyusznych różnic jest utrudnione lub niemożliwe [46, 92, 93]. Jakkolwiek pacjenci z jednostronną głuchotą nie potrafią korzystać z międzyusznych przesłanek lokalizacyjnych, co w znacznym stopniu utrudnia im lokalizację dźwięków. Jednak korzystając z cienia głowy są w stanie orientować się w przestrzeni. Aby lokalizacja w płaszczyźnie horyzontalnej była możliwa, pacjent nie może mieć ubytku wysokoczęstotliwościowego w „zdrowym” uchu [94]. W poprawie jakości życia pacjentów z jednostronną głuchotą mogą pomóc rozwiązania typu CROS (ang. *Contralateral Routing Of Signals*) – aparaty słuchowe lub aparaty kostne, jednak ze względu na tylko jeden poprawnie działający ślimak, niekoniecznie poprawią one lokalizację. Alternatywnym rozwiązaniem jest wszczepienie implantu ślimakowego, który może przywrócić słyszenie obuuszne [90, 95, 96].

Podstawowym zadaniem aparatu słuchowego jest poprawa zrozumiałości mowy. W miarę rozwoju technologii, urządzeniem mającym polepszać jakość życia pacjenta stał się aparat słuchowy, nie tylko pozwalając użytkownikom na poprawną komunikację, ale również na pełny powrót do świata dźwięku. Możemy przez to rozumieć np. słuchanie muzyki, słyszenie dźwięków natury, czy też orientację w sytuacjach trudnych akustycznie. Współczesne aparaty słuchowe z większością sytuacji trudnych akustycznie radzą sobie bardzo dobrze, jednak ich użytkownicy ciągle mogą mieć problem z prawidłowym lokalizowaniem dźwięków [97]. Problem przed jakim stoją producenci aparatów doskonale przedstawili Cubick et al [98]. W swoich badaniach pokazali, że osoby zdrowe noszące aparaty, będą lepiej rozumiały mowę, lecz pogorszy im się lokalizacja. W dalszej części przedstawiam, co może mieć wpływ na taki rezultat.

Osoba z prawidłowym słuchem potrafi postrzegać międzyuszne różnice czasu o długości nawet 10 μ s a najdłuższa różnica to 700 μ s [6]. Jednocześnie sygnał z aparatu słuchowego postrzegany jest z 1-10 ms lub 3-11 ms opóźnieniem, co jest pierwszym źródłem zniekształceń mogącym powodować problemy z lokalizacją [12, 91]. Kolejnym problemem może być typ aparatu. Najczęściej stosowanym rozwiązaniem jest aparat zauszny (BTE ang. *Behind the ear*) [99]. W tego typu aparacie mikrofon lub mikrofony znajdują się na szczycie aparatu, przez co

użytkownik traci możliwość korzystania z właściwości małżowin usznych [100]. Jednak naukowcy nadal nie uzyskali istotnych statystycznie wyników, pokazujących bezpośredni wpływ rodzaju protezy słuchowej [91]. Protetyk słuchu chcący pomóc pacjentowi, powinien dążyć do protezowania obuusznego. Usunięcie asymetrii słyszenia może przynieść znaczną korzyść w orientacji przestrzennej pacjenta [91, 93]. Pomimo wymienionych problemów, badania wskazują, że aparat słuchowy nie pogorszy lokalizacji, ale niestety też jej nie poprawi [91, 97]. Należy jednak zaznaczyć, że w ostatnim dziesięcioleciu technologia aparatów znacznie się zmieniła, a większość badań dotyczy poprzedniej dekady.

5. Metody badawcze stosowane w ocenie kierunkowości słuchu

Rozwój metodyki do lat 50. Opisuje w swojej pracy Yost [4]. Obszerny opis metodyki badań znajduje się również w mojej pracy magisterskiej „Optymalizacja badań kierunkowości słyszenia” [101]. Współcześnie wyróżniamy dwie techniki procedury pomiarowej oceny zdolności pacjenta do lokalizowania źródła dźwięku w wolnym polu słuchowym. Badanie słuchowej dyskryminacji przestrzennej uwzględniające parametry MAA (ang. *Minimum Audible Angle*) lub Kąt Ostrości Słyszenia Kierunkowego KOSK (ADHA, ang. *Angle of Directional Hearing Acuity*) opisujące ostrość kątową przestrzennego słyszenia, zostało wprowadzone przez Millsa i Zakrzewskiego [6, 34]. W 1958 roku A. W. Mills z Uniwersytetu Harvarda wprowadził parametr, który pozwala na ilościową ocenę lokalizacji dźwięku przez pacjenta - MAA. Wartość opisywana jest jako najmniejsza postrzegana zmiana pozycji kątowej źródła dźwięku. Oparta jest ona na pomiarach ledwo dostrzegalnych różnic (JND ang. *Just Noticable Difference*). Metoda pomiaru polega na prezentacji dwóch sygnałów z dwóch kierunków. Zadaniem słuchacza jest wskazanie różnic pomiędzy tymi sygnałami. Źródła dźwięku zbliża się do siebie do momentu, w którym słuchacz nie jest w stanie ich rozróżnić. Podczas pomiaru KOSK, źródło dźwięku przesuwane jest tylko w prawą stronę względem punktu odniesienia. Mierzac MAA źródło odchylane jest zarówno w prawo, jak i lewo. Rozdzielczość słuchu może wynieść nawet 1° , a wraz z wzrostem częstotliwości i zmianą kąta padania na głowę pacjenta widać wyraźny wzrost wartości kątowej [6]. Trudność tego pomiaru polega na odpowiedniej kalibracji całego układu. Jeśli korzystamy z kilku głośników to sygnały muszą być identyczne. Jeśli korzystamy z jednego źródła głośnik musi być przesuwany z ogromną precyzją. Pozycja głowy słuchacza również ma ogromne znaczenie, ponieważ niedokładność rzędu 1 cm, może powodować niepewność około $0,6^\circ$ [91]. Ze względu na trudność przeprowadzenia tego typu pomiaru oraz małą ilość funkcjonalnych informacji,

współcześnie wykonuje się je bardzo rzadko, najczęściej, do porównania tych dwóch metod [10, 102–104].

Badania skupiające się na pomiarach dyskryminacji przestrzennej dają informację o rozdzielczości przestrzennej układu słuchowego. Jednak z ich wyników nie da się bezpośrednio przewidzieć zdolności do orientacji w przestrzeni. Zauważalna jest niewielka ilość takich badań przeprowadzonych wśród dzieci, prawdopodobnie ze względu na zbyt skomplikowaną procedurę, niedopasowaną do wieku rozwojowego pacjenta [10, 105]. Wyraźny jest brak jakichkolwiek doniesień przed 1980 rokiem [106].

Odpowiedzią na ten problem jest pomiar bezwzględnej lokalizacji, który wskazuje rzeczywiście zdolność do lokalizacji źródła dźwięku. Zadaniem słuchacza jest wskazanie kierunku źródła dźwięku. Procedury te są odmiennym zadaniem słuchowym dla pacjenta (dyskryminacja vs. identyfikacja), i jednocześnie przetwarzane są na różnych etapach drogi słuchowej [10, 107].

Wynik najczęściej prezentowany jest przy pomocy Średniej Kwadratowej Błędzi wskazań (RMS error, ang. *Root Mean Square error*). Parametr do tego typu pomiarów wprowadził Hartman w 1983 roku i wyliczany jest w następujący sposób [108]:

$$RMS (^{\circ}) = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (\text{pozycja bodźca}_i - \text{pozycja odpowiedzi}_i)^2}{n}} \quad (1)$$

Gdzie:

n – liczba prezentowanych bodźców

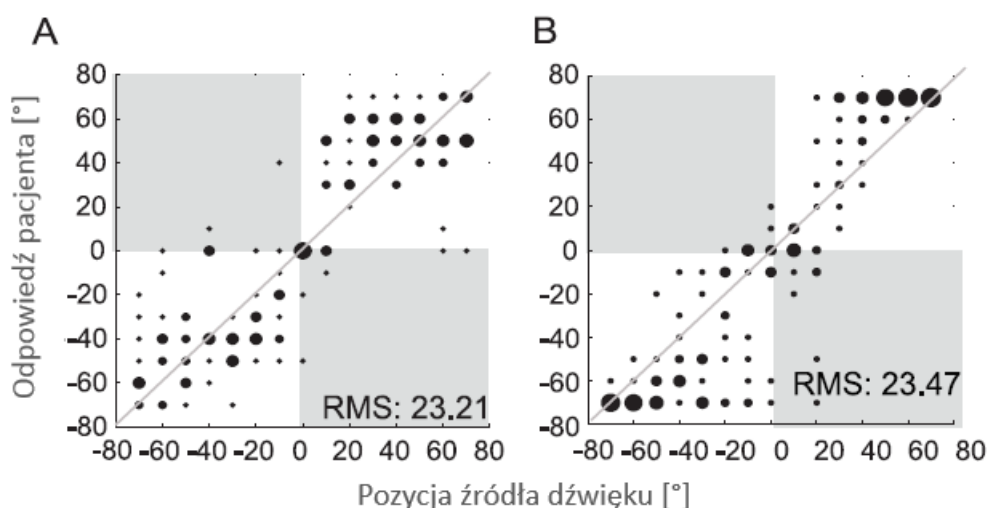
Inną spotykaną miarą jest średnia bezwzględna błędzi wskazań (MAE ang. *Mean Absolute Error*):

$$MAE (^{\circ}) = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n |\text{pozycja bodźca}_i - \text{pozycja odpowiedzi}_i|}{n}} \quad (2)$$

Wartość RMS wykorzystuje się podczas pomiarów zarówno u osób dorosłych, jak i dzieci. W zależności od rodzaju wykorzystanego sygnału wynosi ona od 6,5° do 21,5° dla osób normalnie słyszących. Błąd dla sygnałów szerokopasmowych wynosi 6,5° dla szumu wysokoczęstotliwościowego, 6,8° dla sygnału dzwonka telefonu oraz 6,9° dla sygnału mowy. Wyższe wartości, jakie obserwuje się dla sygnałów wąskopasmowych wahają się między 9° a 21,5°, w zależności od środkowej częstotliwości szumu [7, 97, 109–111]. Według Akeroyd

et al. uśredniona wartość RMS dla osób normalnie słyszących wynosi 9° a dla osób z niedosłuchem 14° [91]. Blauert wskazuje, że na dokładność ma wpływ kierunek z jakiego dochodzi dźwięk. Dla dźwięków dochodzących z przodu wynosi $3-4^\circ$, $5-6^\circ$ dla dźwięków dochodzących z tyłu oraz około 10° dla dźwięków słyszanych z boku [19].

Nieodzowną częścią analizy wyników jest porównanie wartości RMS z wykresem zależności odpowiedzi pacjenta od źródła dźwięku. Wynik dwóch badań może mieć podobne wartości RMS, ale różny rozkład odpowiedzi pacjenta (Rycina 13). Ponieważ parametr MAE charakteryzuje się mniejszą czułością na błędy grube, zdarzające się np. u dzieci, to jest często prezentowany wraz z wartością RMS. Należy pamiętać, że chociaż istnieje korelacja między tymi parametrami, to nie można ich bezpośrednio ze sobą porównywać. Parametr RMS znajduje również zastosowanie w badaniach asymetrii słyszenia [47]. Najnowsze wytyczne do pomiarów lokalizacji sugerują korzystanie tylko z parametru RMS [91].



Rycina 13. Porównanie dwóch badań lokalizacji dźwięku o zbliżonych wartościach RMS, ale innym rozkładzie odpowiedzi pacjenta [30]

Ważne badanie przeprowadzili Kühnle et al. którzy wykorzystując ten sam układ pomiarowy sprawdzili czy istnieje powiązanie między wartościami MAA i RMS. Korelacje są zauważalne dla pojedynczych warunków testowych: dla niskoczęstotliwościowego szumu ($0,3-1,2$ kHz) w zakresie dźwięków dochodzących z azymutu 0° i 90° oraz wysokoczęstotliwościowego szumu ($2-8$ kHz) dla kierunku 0° i 60° [10]. Podobne słabe korelację raportują badacze Grieco-Calub i Litovski [104]. Podsumowując, te dwie metody są ze sobą powiązane, jednak możliwość prognozy jednego wyniku na podstawie drugiego jest wątpliwa [103].

Ewolucja procedur badawczych trwała ponad 100 lat. Możemy zauważyć, że mimo ograniczonej liczby parametrów jakie możemy zmierzyć, to sposobów na ich pomiar jest bardzo dużo. Metody różnią się pod względem wielu zmiennych, takich jak: liczba wykorzystanych głośników, odległość pacjenta od źródła dźwięku, pozycja źródła, zakres kątowy, rodzaj sygnału, metoda wskazywania czy też rodzaj pomieszczenia. Poniższe tabele zbierają techniki badań z ostatnich 10 lat.

Tabela 1. Metodyka badania kierunkowości słuchu z ostatnich 10 lat, część 1

Rok	Autor	Liczba źródeł	Odstęp kątowy między głośnikami [°]	Horyzontalna rozpiętość kątowa [°]
2010	Dunn et al. [112]	8	15,5	108
2010	Best et al. [100]	1 ruchomy	-	180
2010ab; 2011	Dobreva et al. [82], Cui et al. [113,114]	1 ruchomy	-	120
2011	Neher et al. [83]	13	15	180
2011	Best et al. [109]	11	10	100
2011	Niewiarowicz et al. [115]	1 ruchomy	-	360
2012 i 2014	Schmiedchen et al. [116] Freigang et al. [103]	47 (94 kierunków wirtualnych)	4,3	196
2013	Ibrahim et al. [117]	16	22,5	360
2013, 2016, 2017	Yost et al. [63,118], Dorman et al. [119]	11 aktywnych z 13 widocznych	15	180
2013	Otte et al. [74]	58 ruchomych głośników - 72 kierunki	Rozdzielczość 0,1 stopnia	360
2014	Agterberg et al. [94]	1 ruchomy	-	170
2014	Whitmer et al. [120]	24 (plus wirtualne)	15 (5 wirtualnie)	360
2015	Loiselle et al. [121]	11 aktywnych z 13 widocznych	15	180
2016 i 2018	Asp et al. [89,122]	12	10	110
2016 i 2019	Montagne et al. [123] Venskytis et al.[79]	2 (7 kierunków wirtualnych)	45 (12 wirtualnie)	90
2017	Firszt et al. [90]	8	45	360
2017	Johnson et al. [124]	12 aktywnych z 24 widocznych	15	360
2017	Hassager et al. [125]	12	30	360
2017	Brungart et al. [126]	26	38	300
2018	Courtois et al. [127]	5	30 i 35	65
2019	Denk et al. [128]	39	15	360
2019	Zirn et al.[12]	7	30	180

Tabela 2. Metodyka badania kierunkowości słuchu z ostatnich 10 lat, część 2

Rok	Autor	Odległość źródła od centrum	Zakrycie głośników	Metoda wskazywania
2010	Dunn et al. [112]	1,4 m	Nie	Wskazanie numeru głośnika na ekranie
2010	Best et al. [100]	1 m	Zaciemniony pokój	Rejestracja ruchów głowy
2010ab; 2011	Dobreva et al. [82], Cui et al. [113,114]	2 m	Tak	Wskazanie przy pomocy wskaźnika sterowanego komputerowo
2011	Neher et al. [83]	1,5 m	Nie	Wskazanie numeru głośnika na ekranie
2011	Best et al. [109]	1,5 m	Nie	Rejestracja ruchów głowy
2011	Niewiarowicz et al. [115]	1,5 m	Nie	Wskazanie głosem
2012 i 2014	Schmiedchen et al. [116] Freigang et al. [103]	2,35 m	Tak	Wskaźnik podczerwieni
2013	Ibrahim et al. [117]	1,5 m	Nie	Rejestracja ruchów głowy
2013, 2016, 2017	Yost et al. [63,118], Dorman et al. [119]	1,5 m	Nie	Wskazanie przy pomocy klawiatury
2013	Otte et al. [74]	Brak danych	Zaciemniony pokój	Rejestracja ruchów głowy - laserowy wskaźnik do pomocy
2014	Agterberg et al. [94]	1,15 m	Tak	Rejestracja ruchów głowy
2014	Whitmer et al. [120]	0,9 m	Tak	Wskazanie kierunku na ekranie dotykowym
2015	Loiselle et al. [121]	1,67 m	Brak danych	Wskazanie numeru głośnika przy pomocy klawiatury
2016 i 2018	Asp et al. [89,122]	1,2 m	Tak	Śledzenie gałek ocznych
2016 i 2019	Montagne et al. [123] Venskytis et al.[79]	1,1 m	Tak	Wskazanie pozycji na ekranie
2017	Firszt et al. [90]	0,6 m	Brak danych	Brak danych
2017	Johnson et al. [124]	2 m	Nie	Wskazanie numeru głośnika
2017	Hassager et al. [125]	1,5 m	Nie	Wskazanie pozycji na ekranie
2017	Brungart et al. [126]	1 m	Nie	Rejestracja ruchów głowy lub przy pomocy pilota
2018	Courtois et al. [127]	Brak danych	Tak	Wskazanie numeru kierunku (5 głośników 9 kierunków)
2019	Denk et al. [128]	2,5-3 m	Nie	Wskazanie pozycji na ekranie
2019	Zirn et al.[12]	1 m	Nie	Wskazanie numeru głośnika przy pomocy klawiatury

Tabela 3. Metodyka badania kierunkowości słuchu z ostatnich 10 lat, część 3

Rok	Autor	Ruchy głową w czasie prezentacji sygnału	Rodzaj sygnału	Poziom sygnału
2010	Dunn et al. [112]	Nie	dźwięki życia codziennego	70 dB (C) SPL
2010	Best et al. [100]	Tak	mowa	55 i 65 dB SPL
2010ab; 2011	Dobreva et al. [82], Cui et al. [113,114]	Nie	szum szerokopasmowy	75 dB SPL
2011	Neher et al. [83]	Nie	szum szerokopasmowy i wąskopasmowy	65 dB SPL $\pm$ 3 dB
2011	Best et al. [109]	Nie	mowa	40 dB SL
2011	Niewiarowicz et al. [115]	Nie	szum szerokopasmowy, wąskopasmowy, szum ruchu drogowego, szum mowopodobny, tony	Brak danych
2012 i 2014	Schmiedchen et al. [116] Freigang et al. [103]	Nie	szum wąskopasmowy	40 dB SL $\pm$ 3 dB
2013	Ibrahim et al. [117]	Nie	dźwięk klaksonu i szum wąskopasmowy	73 dB SPL $\pm$ 3 dB
2013, 2016, 2017	Yost et al. [63,118], Dorman et al. [119]	Nie	szum szerokopasmowy i wąskopasmowy	65 dB (A)
2013	Otte et al. [74]	Nie	szum szerokopasmowy i wąskopasmowy	55 dB A
2014	Agterberg et al. [94]	Nie	szum szerokopasmowy i wąskopasmowy	45 - 65 dB SPL
2014	Whitmer et al. [120]	Nie	szum - spektrum mowy	20 dB SL
2015	Loiselle et al. [121]	Nie	szum szerokopasmowy i wąskopasmowy	65 dB A $\pm$ 2 dB
2016 i 2018	Asp et al. [89,122]	Tak	szereokopasmowy - spektrum mowy kobiety	63 dB (A)
2016 i 2019	Montagne et al. [123] Venskytis et al.[79]	Nie	szum szerokopasmowy	65 dB A
2017	Firszt et al. [90]	b.d.	mowa	66 dB SPL
2017	Johnson et al. [124]	Tak	mowa	61, 72 i 75 dB SPL $\pm$ 3 dB
2017	Hassager et al. [125]	Nie	mowa	65 dB SPL
2017	Brungart et al. [126]	Tak	szum szerokopasmowy	70 dB A
2018	Courtois et al. [127]	b.d.	mowa	65 dB SPL $\pm$ 3 dB
2019	Denk et al. [128]	Nie	szum biały	60 dB SPL
2019	Zirn et al.[12]	Nie	szum szerokopasmowy	65 dB (A)

Tabela 4. Metodyka badania kierunkowości słuchu z ostatnich 10 lat, część 4

Rok	Autor	Płaszczyzna badania	Metoda pomiaru	wiek słuchaczy
2010	Dunn et al. [112]	horyzontalna	bezpośrednia lokalizacja	dorośli
2010	Best et al. [100]	horyzontalna i wertykalna	bezpośrednia lokalizacja	dorośli
2010ab; 2011	Dobrev et al. [82], Cui et al. [113,114]	horyzontalna i wertykalna	bezpośrednia lokalizacja	dorośli
2011	Neher et al. [83]	horyzontalna	bezpośrednia lokalizacja	dorośli
2011	Best et al. [109]	horyzontalna	bezpośrednia lokalizacja	dorośli
2011	Niewiarowicz et al. [115]	horyzontalna	dyskryminacja	dorośli
2012 i 2014	Schmiedchen et al. [116] Freigang et al. [103]	horyzontalna	dyskryminacja i bezpośrednia lokalizacja	dorośli
2013	Ibrahim et al. [117]	horyzontalna	bezpośrednia lokalizacja	dorośli
2013, 2016, 2017	Yost et al. [63,118], Dorman et al. [119]	horyzontalna	bezpośrednia lokalizacja	dzieci dorośli
2013	Otte et al. [74]	horyzontalna i wertykalna	bezpośrednia lokalizacja	dzieci i dorośli
2014	Agterberg et al. [94]	horyzontalna i wertykalna	bezpośrednia lokalizacja	dorośli
2014	Whitmer et al. [120]	horyzontalna	bezpośrednia lokalizacja	dorośli
2015	Loiselle et al. [121]	horyzontalna	bezpośrednia lokalizacja	dorośli
2016 i 2018	Asp et al. [89,122]	horyzontalna	bezpośrednia lokalizacja	dzieci i dorośli
2016 i 2019	Montagne et al. [123] Venskytis et al.[79]	horyzontalna	bezpośrednia lokalizacja	dorośli
2017	Firszt et al. [90]	horyzontalna	bezpośrednia lokalizacja	dorośli
2017	Johnson et al. [124]	horyzontalna	bezpośrednia lokalizacja	dorośli
2017	Hassager et al. [125]	horyzontalna	bezpośrednia lokalizacja	dorośli
2017	Brungart et al. [126]	horyzontalna i wertykalna	bezpośrednia lokalizacja	dorośli
2018	Courtois et al. [127]	horyzontalna	bezpośrednia lokalizacja	dorośli
2019	Denk et al. [128]	horyzontalna i wertykalna	bezpośrednia lokalizacja	dorośli
2019	Zirn et al.[12]	płaszczyzna badania	bezpośrednia lokalizacja	dorośli

Nieodłącznym elementem każdego badania audiologicznego jest audiometria tonalna. Podobnie jest w przypadku pomiarów kierunkowości słuchu. Przed przystąpieniem do badania, należy sprawdzić progi słuchowe pacjenta, aby upewnić się, czy sygnał testowy będzie w pełni słyszany przez pacjenta. Dokładny opis badań progowych opisuje norma PN-EN ISO 8253-1/2005. Do badań audiometrii tonalnej dla przewodnictwa powietrznego standardowo wykorzystuje częstotliwości z zakresu 125-8000 Hz, przy pomocy metody wstępującej 2/3. To znaczy, że progi słyszenia dla kolejnych częstotliwości wyznaczamy podając sygnał podprogowy i zwiększając poziom natężenia dźwięku 5 dB skokami do momentu, gdy pacjent zasygnalizuje, że słyszy dźwięk. Wartość progową uznajemy za tę, którą pacjent wskazał minimum dwa razy. Jeżeli próg przewodnictwa powietrznego wskazuje na niedosłuch, należy wyznaczyć progi przewodnictwa kostnego. W czasie badania postępujemy analogicznie jak w przypadku przewodnictwa kostnego, zmieniamy jedynie zakres częstotliwości od 250 Hz do 4000 Hz [129].

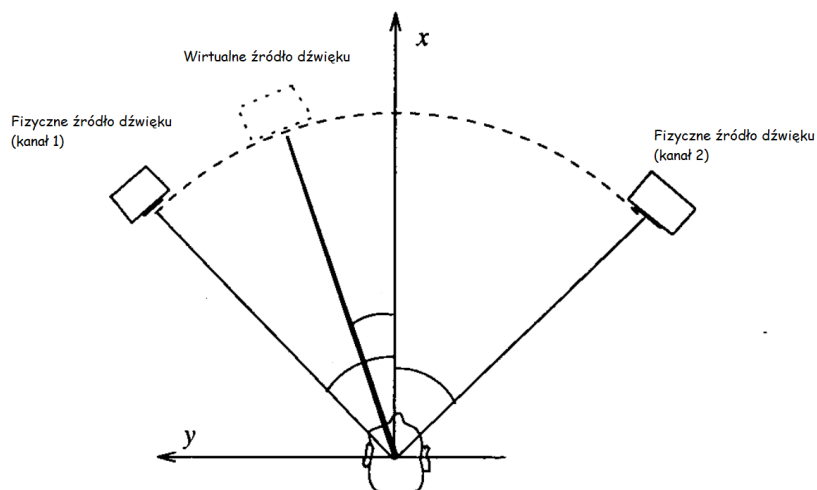
6. Wirtualne źródła dźwięku

Większość dźwięków pochodzi z fizycznego źródła dźwięku, zlokalizowanego poza głową i jeśli postrzegamy je niezakrytymi uszami, postrzegamy je na zewnątrz [130]. Inaczej mówiąc dźwięk jest eksternalizowany. Zazwyczaj odwrotne zjawisko obserwujemy słuchając równo pracujących słuchawek. Dźwięk słyszymy w środku głowy. Mówimy wtedy o internalizacji [131]. Zjawisko eksternalizacji dźwięku poprzez słuchawki można uzyskać prezentując odpowiednio przygotowany sygnał. Aby dźwięk był postrzegany na zewnątrz głowy konieczna jest modulacja sygnału przez tors, głowę i małżowinę uszną (HRTF). Bronkhorst z powodzeniem stosował tę technikę już w 1995 [132]. Wiele eksperymentów dotyczących wirtualnych źródeł dźwięku prowadzonych jest właśnie na słuchawkach. Ogromny wpływ na to zjawisko ma silny rozwój technologii wirtualnej rzeczywistości oraz gier wideo. Głównym założeniem wirtualnych systemów jest jak najdokładniejsze odwzorowanie warunków rzeczywistych [130]. Odpowiednie zaimplementowanie dźwięku i synchronizacja go z obrazem, pozwalają na jeszcze większą immersję w wirtualny świat [133]. Honda et al. wskazują, że wykorzystanie wirtualnych źródeł w połączeniu z grą w wirtualnej rzeczywistości pomaga w rehabilitacji słuchu [134]. Słuchacze lokalizowali lepiej dzięki komputerowemu treningowi. Innym przykładem wykorzystania wirtualnej rzeczywistości w medycynie są wyniki pracy Viaud-Delman et al. prezentującej możliwość przeprowadzenia rehabilitacji osób cierpiących na kynofobię [135]. Układy badawcze prezentujące wirtualne źródła dźwięku poprzez słuchawki nadają się również do pracy z niewidomymi. Picinali et al.

w swojej pracy pokazują, w jaki sposób osoby niewidome postrzegają przestrzeń [136]. Wykorzystanie wirtualnych źródeł dźwięku jest możliwe również do treningu pilotów samolotów wojskowych. Pedersen i Jorgensen w swoich badaniach wykorzystywali zarówno źródła wirtualne, jak i fizyczne do symulacji nadchodzących pocisków [137]. Dokładność sygnałów wirtualnych była wystarczająca w płaszczyźnie horyzontalnej, jednak za mała w wertykalnej.

Przed problemem odpowiedniego odwzorowania dźwięków stoją również producenci aparatów słuchowych. Noszenie aparatu słuchowego zaburza naturalną drogę dźwięku. Wkładka lub wewnątrzuszny aparat słuchowy mogą powodować okluzję, która zmienia percepcję dźwięków, a wówczas wrażenie dźwięku może być nieprzyjemne lub nienaturalne [138]. W zależności od typu aparatu dźwięki mogą być modulowane poprzez małżowinę uszną. Układy wspomagające słyszenie muszą uwzględnić ten parametr, jeśli dźwięk postrzegany przez pacjenta ma pozostać naturalny i słyszany przestrzennie, na zewnątrz głowy. Producenci starają się, aby nie tylko mowa i dźwięki otoczenia słyhać było naturalnie. Wprowadzają również algorytmy oparte o wirtualne źródła dźwięku, pozwalające na słuchanie muzyki [138]. Należy jednak pamiętać, że większość tych efektów słyszenia w aparacie, może zaniknąć po aklimatyzacji do protezy [130]. W procesie doboru, dopasowania i rehabilitacji mogą pomóc badania lokalizacji dźwięku przy pomocy wirtualnych źródeł dźwięku.

Ze względu na pracę z pacjentami z protezami słuchu, nie jest możliwe przeprowadzenie badania poprzez słuchawki. Aby odtworzyć warunki rzeczywistej pracy protezy, konieczne jest przeprowadzenie badania w wolnym polu słuchowym - poprzez głośniki. Generacja wirtualnych źródeł dźwięku oparta jest o zasadę eksternalizacji obrazu dźwiękowego. Najczęściej z tym zjawiskiem spotykamy się w kinie. Dzięki wielogłośnikowym układom, jesteśmy w stanie przestrzennie postrzegać dźwięki w czasie oglądania filmu [139]. W uproszczeniu, korzystając z dwóch skalibrowanych głośników generujących ten sam sygnał, dźwięk będzie słyszany z azymutu znajdującego się na środku (między głośnikami) (Rycina 14).



Rycina 14. Graficzne przedstawienie działania wirtualnego źródła dźwięku [140]

Metodę generacji wirtualnych źródeł dźwięku opracowała Pulkki w 1997 roku [140]. Dzięki zastosowaniu tej metody możliwe jest ograniczenie liczby fizycznych źródeł. W badaniach lokalizacji dźwięków, mniejsza ilość głośników wiąże się z mniejszymi kosztami oraz skróceniem czasu kalibracji. Oszczędność kosztów, miejsca i czasu na przygotowanie aparatury do pomiarów, będzie działała korzystnie na popularyzację badań lokalizacji dźwięku. Wirtualne źródła dźwięku można zatem wykorzystać do rozrywki (gry komputerowe, muzyka, wirtualna rzeczywistość) oraz w celach badawczych (możliwości poznawcze, diagnostyka, rehabilitacja).

II. Cel pracy

Celem pracy jest ocena przydatności wirtualnych źródeł dźwięków w badaniach asymetrii słyszenia.

Cele szczegółowe pracy:

- Wyznaczenie, na podstawie badań osób prawidłowo słyszących, danych normatywnych bezwzględnej lokalizacji dźwięku
- Sprawdzenie czy wiek oraz rodzaj sygnału wpływają na wynik badania bezwzględnej lokalizacji dźwięku
- Zbadanie czy cząstkowe wyniki badania bezwzględnej lokalizacji dźwięku mogą pomóc w ocenie asymetrii słyszenia
- Ocena wpływu asymetrii słuchu na dokładność lokalizacji wirtualnych źródeł dźwięku przy pomocy cząstkowych parametrów RMS

III. Materiał i metody

1. Opis grupy badanej

W badaniach udział wzięły 62 osoby. Pierwsza grupa - osób normalnie słyszących, składa się z 54 osób (35 kobiet i 19 mężczyzn) w wieku od 21 do 75 lat (średnia 47,5). Wśród kobiet przedział wieku to 21-73 lat oraz średnia wieku 44,9 lat. Wiek mężczyzn mieści się w zakresie od 24 do 75 lat a średnia wyniosła 51,6 lat. Druga grupa złożona z osób z niedosłuchem składa się z 8 osób (2 kobiet i 6 mężczyzn). W drugiej grupie znalazły się osoby w wieku od 27 do 78 lat (średnia 63,3). Osoby były przydzielane do grup na podstawie progów słyszenia. Oceniany był średni niedosłuch wyliczony zgodnie z wytycznymi WHO [141]. Jeżeli klasyfikacja WHO wskazywała na niedosłuch, progi słuchowe były dodatkowo porównywane z danymi z normy PN-EN ISO 7029: 2017-04, która uwzględnia wpływ wieku na progi słyszenia. Zatem kryterium włączenia do badań dla grupy prawidłowo słyszącej był prawidłowy słuch z uwzględnieniem wpływu wieku. Natomiast kryterium włączenia do badań dla grupy osób z niedosłuchem było występowanie niedosłuchu.

Dodatkowo osoby z grupy z prawidłowym słuchem zostały podzielone na trzy podgrupy uwzględniające wiek słuchaczy: pierwsza podgrupa – wiek od 20 do 39 lat, druga podgrupa – wiek od 40 do 59 lat, oraz trzecia podgrupa – od 60 do 79 lat. Dokładny opis grup znajduje się w tabeli (Tabela 5).

Udział w badaniach był dobrowolny, a ochotnicy w każdej chwili mogli zrezygnować. Przed rozpoczęciem każdy uczestnik został poinformowany o celu badań i o rodzaju wykonywanych badań oraz podpisywał formularz zgody (Załącznik 1).

Tabela 5. *Podział grupy słuchaczy z prawidłowym słuchem ze względu na wiek*

Numer podgrupy	Przedział wiekowy	Liczebność grupy	Liczba kobiet	Liczba mężczyzn
Podgrupa 1	20-39 lat	20	14	6
Podgrupa 2	40-59 lat	17	12	5
Podgrupa 3	60-79 lat	17	7	10

2. Metodyka badawcza

Badanie składało się z dwóch etapów:

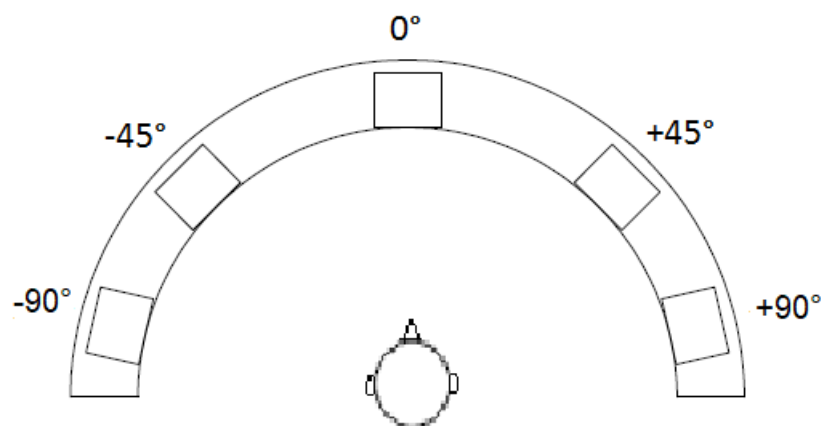
- Badanie progów słyszenia przy pomocy audiometrii tonalnej,
- Badanie kierunkowości słuchu przy pomocy metody bezwzględnej lokalizacji dźwięku.

3. Aparatura badawcza

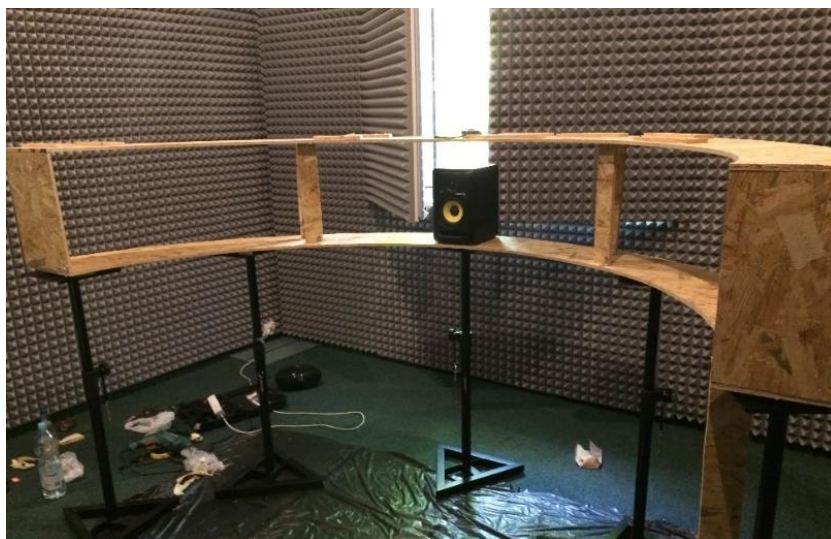
3.1. Aparatura do badania lokalizacji dźwięku

Analiza dotychczasowych metod przeprowadzania badania pozwoliła na przygotowanie układu, który pozwala na pracę z dziećmi oraz dorosłymi. Konstrukcja układu jest oparta na projekcie realizowanym w laboratorium w Niemczech - ERKI (Rejestracja Kierunkowości Słyszenia u Dzieci, niem. *Erfassung des Richtungshörens bei Kindern*) [142]. Innowacyjność projektu polega na zastosowaniu wirtualnych źródeł dźwięku. Dzięki czemu możliwe jest (przy pomocy tylko pięciu źródeł fizycznych) prezentowanie dźwięków z dowolnego kierunku. Wirtualne źródła w badaniach lokalizacji dźwięku stosowali również Schmiedchen et al., Freigang et al., Whitmer et al., Montagne et al. oraz Venskytis et al. [79, 103, 116, 120, 123]

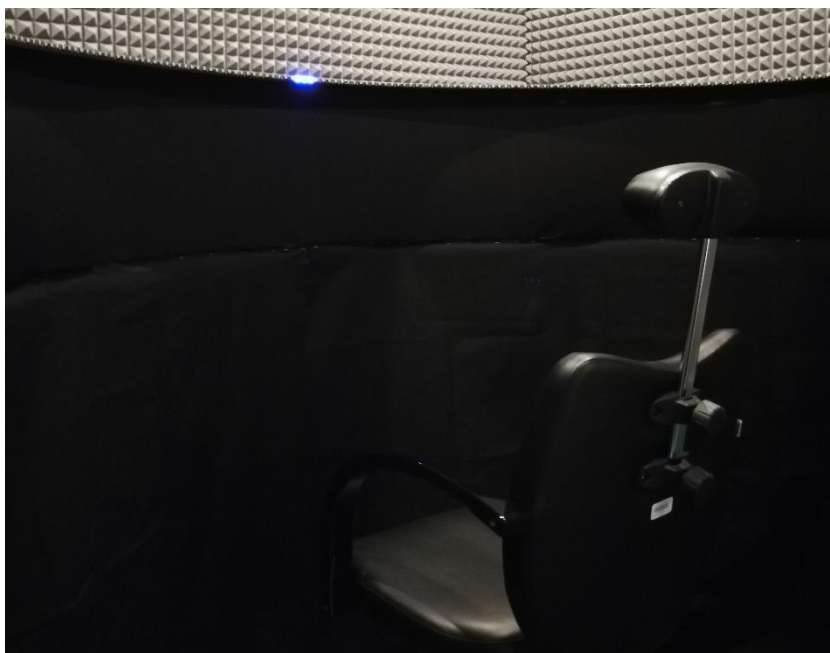
Aparatura oraz oprogramowanie powstało przy współpracy z zespołem z Zakładu Układów Elektronicznych i Przetwarzania Sygnałów Politechniki Poznańskiej. Założenia działania aparatury zostały przedstawione w pracy „Optymalizacja badań kierunkowości słyszenia” [101]. A Mayer et al. przedstawili wyniki testów aparatury działającej w ograniczonym zakresie kątowym i przy użyciu tylko dwóch głośników [143]. W zastosowanym w tej pracy układzie wykorzystano pięć aktywnych monitorów studyjnych KRK ROKIT 5 G3, rozstawionych w azymutach: $\pm 90^\circ$, $\pm 45^\circ$ oraz 0° , gdzie minus oznacza lewą stronę, a plus prawą. Charakterystyka częstotliwościowa każdego głośnika została cyfrowo wypłaszczone, aby generowane sygnały były koherentne. Głośniki zostały ustawione na wycinku okręgu o promieniu 1 metra, w środku którego znajduje się pozycja słuchacza (Rycina 15). Taka odległość jest konieczna, aby podczas pomiarów zostały zachowane warunki pola swobodnego. W celu zakrycia pozycji głośników, na drewniany stelaż została naciągnięta specjalna tkanina nietłumiąca dźwięku oraz nieprzepuszczająca światła (Rycina 16 i Rycina 17). Widoczne głośniki mogłyby sugerować słuchaczowi odpowiedzi. Układ umieszczony został w pomieszczeniu zaadaptowanym akustycznie, tak aby zniwelować odbicia oraz wpływ dźwięków spoza pomieszczenia.



Rycina 15. Pozycje głośników w układzie

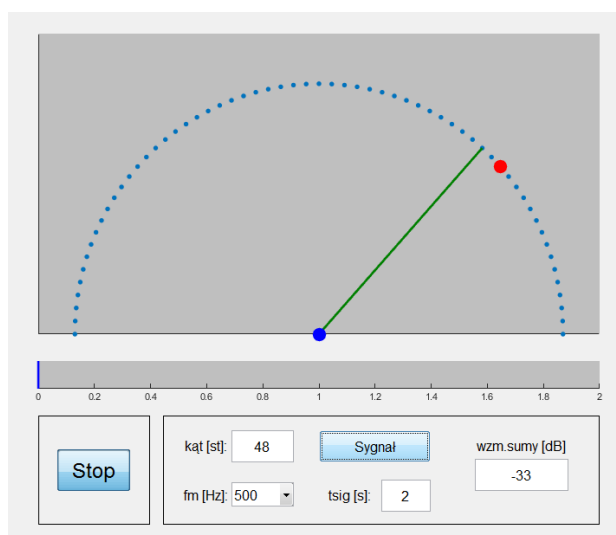


Rycina 16. Stelaż w trakcie konstrukcji, bez naciągniętej tkaniny maskującej i głośnikiem znajdującym się w azymucie 0°



Rycina 17. Ostateczny układ pomiarowy

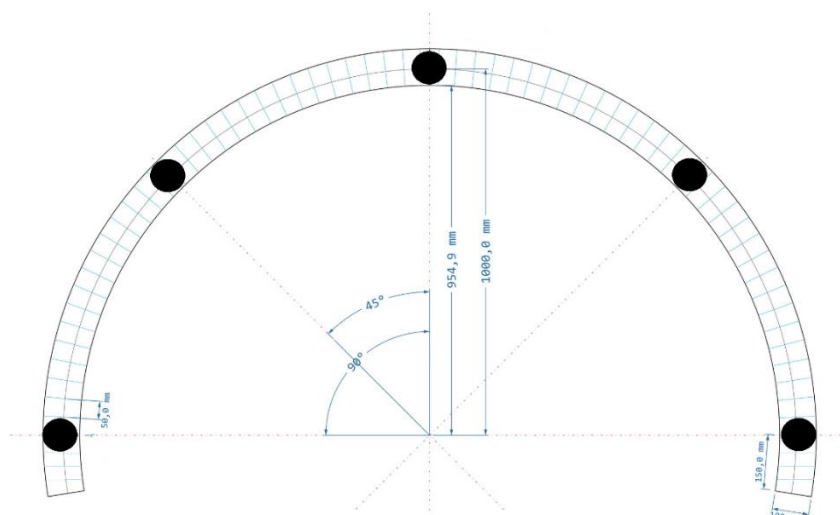
Sygnaly generowane są przy pomocy środowiska Matlab i kierowane do interfejsu audio RME Fireface 800, który jest odpowiedzialny za przekazanie dźwięku do głośników. Przygotowana aplikacja do obsługi całej aparatury umożliwia przesuwanie sygnału w płaszczyźnie horyzontalnej z dokładnością do 1° (Rycina 18).



Rycina 18. Zrzut ekranu z aplikacji do obsługi układu. Czerwona kropka wskazuje źródło dźwięku, zielona linia to odpowiedź

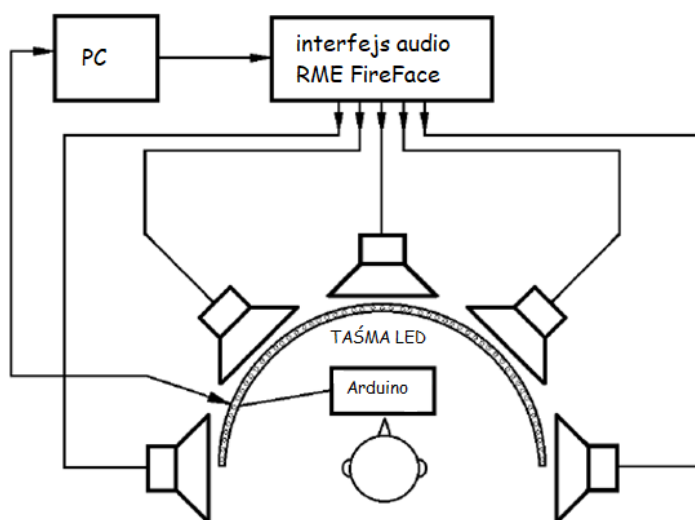
Przy pomocy frezarki sterowanej komputerowo wycięta została płyta kalibracyjna. Płyta spełnia dwie funkcje. Po pierwsze służy jako stelaż dla taśmy LED, zamontowanej na wycinku okręgu o średnicy 0,95 m. Taka średnica pozwoliła na dokładne rozmieszczenie

pięciocentymetrowych segmentów taśmy LED. To znaczy, że w układzie zastosowano 67 takich sterowalnych segmentów, gdzie pojedynczy segment odpowiada trzem stopniom kątowym. Dodatkowo na łuku zaznaczone zostały pozycje głośników, co umożliwiło precyzyjne ustawienie ich w odpowiednich pozycjach. Schemat płyty znajduje się na rycinie (Rycina 19).

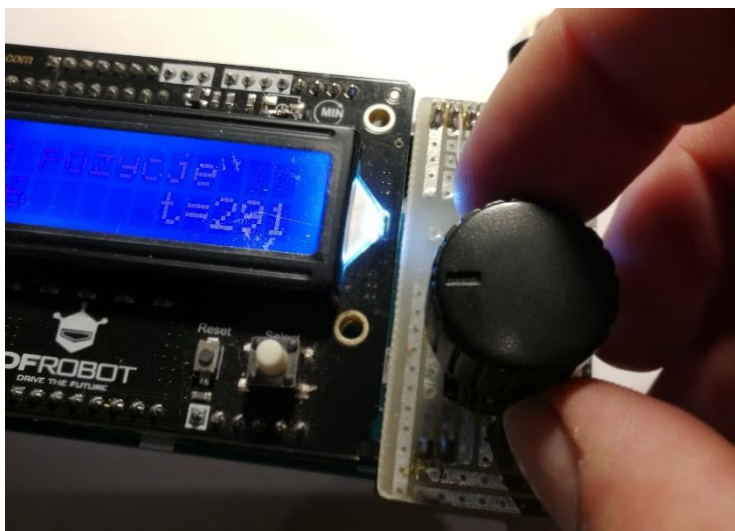


Rycina 19. Schemat płyty kalibracyjnej, czarne punkty wskazują pozycje głośników

Taśma LED została wykorzystana do wskazywania pozycji źródła dźwięku. Aby uniknąć błędu pomiaru, skrajne głośniki znajdują się w azymutach $\pm 90^\circ$, a taśma LED umożliwia wskazania do $\pm 99^\circ$. Przy pomocy sterownika Arduino Mega dostosowano kontroler, którym słuchacz może wskazać, która część taśmy LED, ma się zaświecić (Rycina 21 i Rycina 21). Kontroler połączony z komputerem, umożliwia również rejestrację wskazanych azymutów.



Rycina 20. Połączenie aparatury w układzie



Rycina 21. Kontroler do sterowania taśmą LED

3.2. Aparatura do badania progów słyszenia

Wartości progowe słuchu wyznaczono przy pomocy audiometru diagnostycznego Madsen Itera II firmy Otometrics wyposażonego w słuchawki na przewodnictwo powietrzne: TDH39 oraz słuchawkę na przewodnictwo kostne: B71. Audiometr wraz z przetwornikami elektroakustycznymi został uprzednio skalibrowany zgodnie z normą PN-EN 60645-1. Badanie przeprowadzone zostało w gabinecie przystosowanym akustycznie, gdzie odbicia dźwięków w pomieszczeniu oraz dźwięk dochodzący z zewnątrz zostały ograniczone do minimum.

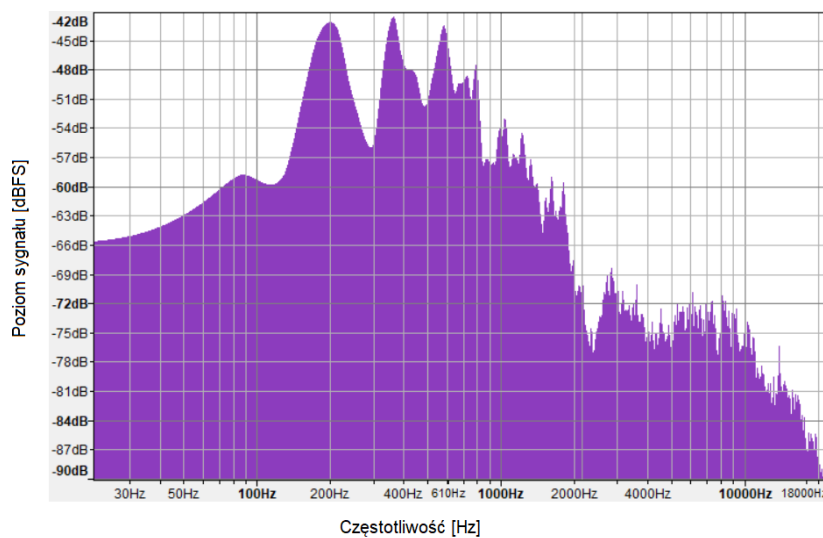
4. Sygnały testowe

W tabeli (Tabela 3), zestawiającej rodzaje sygnałów stosowanych dotychczas przez badaczy można zauważyć, że do badań wykorzystuje się sygnały różniące się zarówno charakterystyką częstotliwościową, jak i poziomem natężenia dźwięku. Do badań przeprowadzonych na potrzeby niniejszej pracy zastosowane zostały dwa sygnały, jednak skonstruowany układ pomiarowy pozwala na wykorzystanie i skalibrowanie dowolnego sygnału. Jako poziom natężenia dźwięku przyjęty został poziom mowy słyszanej z odległości 1 m, czyli 65 dB SPL.

4.1. Sygnał mowopodobny – sygnał ISTS

Jako sygnał testowy o charakterystyce częstotliwościowej oraz dynamice zbliżonej do mowy wykorzystany został testowy międzynarodowy sygnał mowy - sygnał ISTS (ang. International Speech Test Signal). Sygnał ten opracowany przez EHIMA (ang. European Hearing Instrument Manufacturers Association), stworzony został do prac pomiarowych

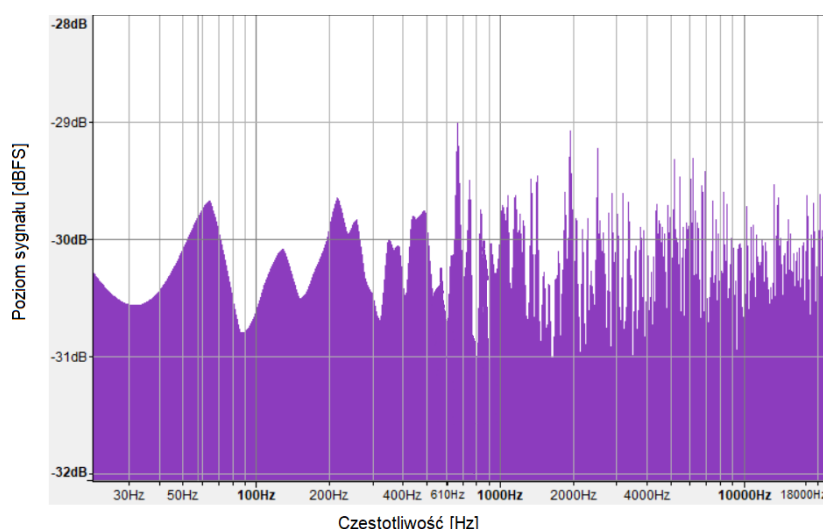
z protezami słuchu. Sygnał został przygotowany na podstawie nagrań głosów sześciu kobiet czytających opowiadanie w swoich rodzimych językach (arabski, angielski, francuski, niemiecki, mandaryński i hiszpański) [144]. Z nagrań powstał sygnał symulujący mowę, jednak nieniosący żadnej treści. Dzięki obecności częstotliwości podstawowej w sygnale nie ma ryzyka, że procesor dźwięku w protezie słuchowej uzna go za hałas lub szum. Widmo częstotliwościowe zastosowanego sygnału przedstawia rycina (Rycina 22). Można zauważyć, że maksimum sygnału znajduje się w zakresie 200-2000 Hz.



Rycina 22. Widmo częstotliwościowe sygnału ISTS

4.2. Szum szerokopasmowy – szum biały

Drugim sygnałem wykorzystywanym w badaniach jest szum biały, często stosowany do badań w audiologii jako bodziec lub masker. Widmo częstotliwości i mocy szumu białego jest stałe i niezależne od częstotliwości [145]. Sygnał wygenerowany został przy pomocy programu Audacity 2.4.2. Widmo częstotliwościowe szumu białego jest płaskie, co obrazuje rycina (Rycina 23).



Rycina 23. Widmo częstotliwościowe szumu białego

5. Procedura badawcza

Audiometria tonalna wykonana została metodą wstępującą 2/3 dla przewodnictwa powietrznego. Jeśli wynik wskazywał pogorszone progi słyszenia, badane było również przewodnictwo kostne.

Przed przystąpieniem do badania bezwzględnej lokalizacji dźwięku słuchacz otrzymał dokładny opis badania oraz instrukcję postępowania. Kolejnym etapem był to krótki trening z obsługi aparatury, połączony z prezentacją sygnałów. Światło w pomieszczeniu było przyciemniane dopiero w momencie, gdy słuchacz oswoił się z metodyką. Następnie po kilku próbach w zaciemnionych warunkach rozpoczynało się badanie.

Badanie składało się z 6 serii po 3 dla każdego sygnału. Po zakończeniu każdej serii słuchacz miał krótką przerwę (ok. 30 s). Na jedną serię składało się 31 kierunków (0° i po 15° azymutów z lewej i prawej strony oddalonych od siebie o 6°), które prezentowane były w ustalonej z góry kolejności.

Sygnał prezentowany był na poziomie 65 dB SPL przez dwie sekundy. W tym czasie słuchacz miał nie ruszać głową (miał spoglądać w kierunku świecącej się diody wyznaczającej środek układu) i nie korzystać ze sterownika taśmy LED. Po zakończeniu sygnału osoba badana miała czas na wskazanie źródła dźwięku. Wtedy też mogła swobodnie ruszać głową. Po wskazaniu przez słuchacza pozycji, dioda LED wracała do pozycji środka układu. Po zakończeniu każdej serii, odpowiedzi pacjenta były zapisywane do pliku tekstowego.

Na wynik badania składają się:

- Wykres zależności odpowiedzi słuchacza od kierunku źródła dźwięku,
- Parametr RMS oceniający dokładność wskazań w czasie badania,
- Częstkowe parametry RMS oceniające dokładność wskazań w bocznych strefach układu (lewej i prawej) oraz w środkowej strefie.

Standardowo wynik badania bezwzględnej lokalizacji dźwięku to parametr RMS. Parametr ten mówi nam o średnim błędzie popełnianym przez słuchacza. Nie niesie jednak informacji o lateralizacji tego błędu. Nowym rozwiązaniem jest wyznaczenie cząstkowych parametrów RMS. Zostały one wyliczone tak, aby możliwe było porównanie progów słyszenia w uchu lewym i prawym z dokładnością wskazań w bocznych strefach. Cząstkowy RMS wyliczony został: z lewej strony (dla azymutów od -90° do -36°), ze środka (dla azymutów od -30° do $+30^\circ$) i z prawej strony (dla azymutów od $+36^\circ$ do $+90^\circ$).

6. Analiza statystyczna

Normalność rozkładu danych sprawdzona została przy pomocy testu Shapiro-Wilka, dla którego istotność statystyczna ($p > 0,05$) świadczy o rozkładzie normalnym.

Do sprawdzenia istotnych statystycznie różnic pomiędzy grupami, w zależności od rozkładu, wykorzystano:

- Dla rozkładu normalnego: analizę wariancji (ANOVA) po sprawdzeniu jednorodności wariancji przy pomocy testu Levene'a oraz Browna-Forsythe'a. Jeśli test wykrył różnice, sprawdzano je testem post-hoc Tukeya. Test T dla prób zależnych,
- Dla rozkładu odbiegającego od normalnego: Test Kruskala-Wallisa, test post-hoc Dunna, Test Manna-Whitney'a oraz test kolejności par Wilcozona.

W analizie statystycznej przyjęto skalę według Guilford'a [146], gdzie:

- $|r|=0$ - brak korelacji,
- $0,0 < |r| \leq 0,1$ - korelacja nikła,
- $0,1 < |r| \leq 0,3$ - korelacja słaba,
- $0,3 < |r| \leq 0,5$ - korelacja przeciętna,
- $0,5 < |r| \leq 0,7$ - korelacja wysoka,
- $0,7 < |r| \leq 0,9$ - korelacja bardzo wysoka,
- $0,9 < |r| < 1,0$ - korelacja prawie pełna,

- $|r|=1$ - korelacja pełna.

Wszystkie hipotezy statystyczne zostały zweryfikowane na poziomie istotności $p<0,05$.

7. Zagadnienia etyczne

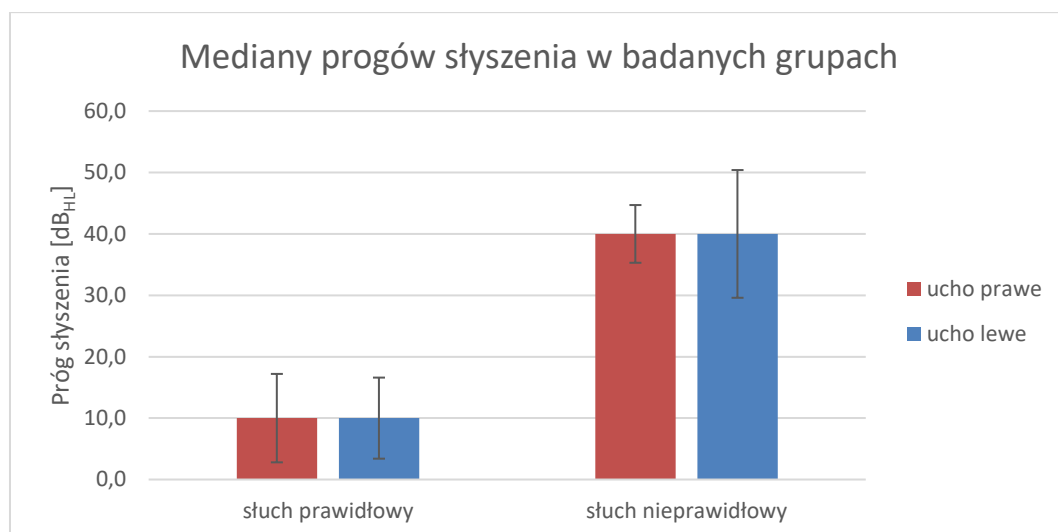
Podstawę do realizacji opisywanych badań stanowiła decyzja Komisji Biotycznej przy Uniwersytecie Medycznym im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu z dnia 16 maja 2018 roku - Uchwała nr 575/18, (Załącznik 2). Każda osoba była informowana o celu i metodyce prowadzonych badań. Wszyscy uczestnicy wyrazili pisemną zgodę na udział w badaniach.

IV. Wyniki

1. Wyniki audiometrii tonalnej

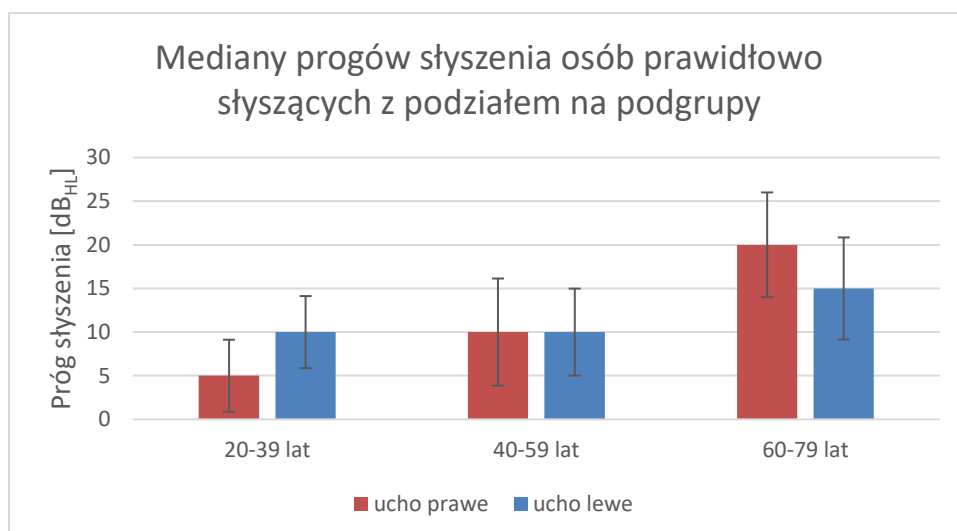
1.1. Wyniki grupy osób prawidłowo słyszących

Średnie progi słyszenia słuchaczy zostały wyliczone, zgodnie z wytycznymi WHO, dla każdego ucha osobno. Mediana dla grupy prawidłowo słyszającej wyniosła 10 dB_{HL} (odchylenie standardowe 7,2) dla ucha prawego, a dla ucha lewego 10 dB_{HL} (odchylenie standardowe 6,6) (Rycina 24). Następnie, w grupie osób z słuchem prawidłowym, ze względu na brak rozkładu normalnego średnich progów słuchu, przeprowadzony został test porównania dwóch prób niezależnych U Manna-Whitneya. Test wykazał, że nie ma różnicy istotnej statystycznie pomiędzy średnimi progami słuchu w uchu lewym a prawym, ($p=0,927$).



Rycina 24. Średnie progi słyszenia w badanych grupach

Grupa osób słyszących prawidłowo została podzielona na trzy podgrupy wiekowe, (Rycina 25). Następnie sprawdzono normalność rozkładu średnich progów słyszenia. Rozkład zgodny z krzywą Gaussa zaobserwowany został tylko dla ucha prawego w dwóch grupach wiekowych 40-59 lat i 60-79 lat.



Rycina 25. Średnie progi słyszenia osób normalnie słyszących z podziałem na podgrupy

Aby sprawdzić, czy jest różnica w średnich progach słyszenia między kolejnymi podgrupami wiekowymi przeprowadzono test Kruskala-Wallisa. Dla ucha prawego test na poziomie prawdopodobieństwa testowego $p < 0,001$ wykazał różnice pomiędzy podgrupą 2 a 3 i 1 a 3 (Tabela 6).

Tabela 6. Wyniki badania różnic istotnych statystycznie dla średnich progów słyszenia w uchu prawym pomiędzy podgrupami wiekowymi, test post-hoc Dunna

Podgrupa	20-39 lat	40-59 lat	60-79 lat
20-39 lat		0,0717	
40-59 lat			0,0406*
60-79 lat	<0,001*		

*wynik istotny statystycznie

Dla ucha lewego test na poziomie prawdopodobieństwa testowego $p < 0,001$ również wykazał różnice pomiędzy podgrupą 2 a 3 i 1 a 3 (Tabela 7).

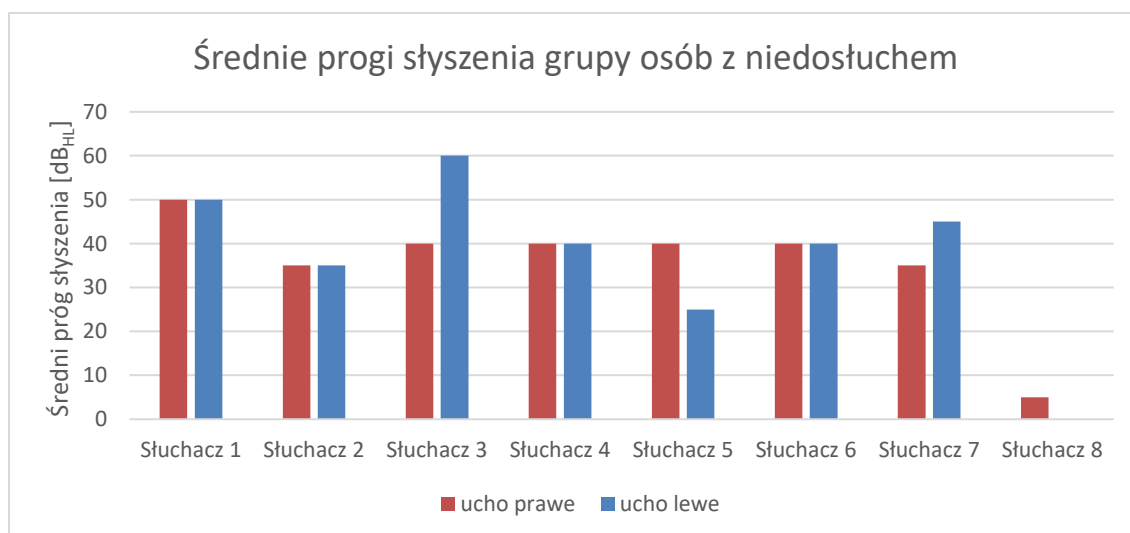
Tabela 7. Wyniki badania różnic istotnych statystycznie dla średnich progów słyszenia w uchu lewym pomiędzy podgrupami wiekowymi, test post-hoc Dunna

Podgrupa	20-39 lat	40-59 lat	60-79 lat
20-39 lat		0,0717	
40-59 lat			0,025*
60-79 lat	<0,001*		

*wynik istotny statystycznie

1.2. Wyniki grupy osób z niedosłuchem

W grupie osób z niedosłuchem wyliczono średnią na poziomie 40 dB_{HL} (odchylenie standardowe 4,7; mediana 40) dla ucha prawego i 42,1 dB_{HL} (odchylenie standardowe 10,4; mediana 40) dla ucha lewego (Rycina 24). Średnią wyznaczono dla 7 z 8 pacjentów, ponieważ słuchacz nr 8 ma stwierdzoną jednostronną głuchotę. Średnie progi słyszenia przedstawia rycina (Rycina 26).



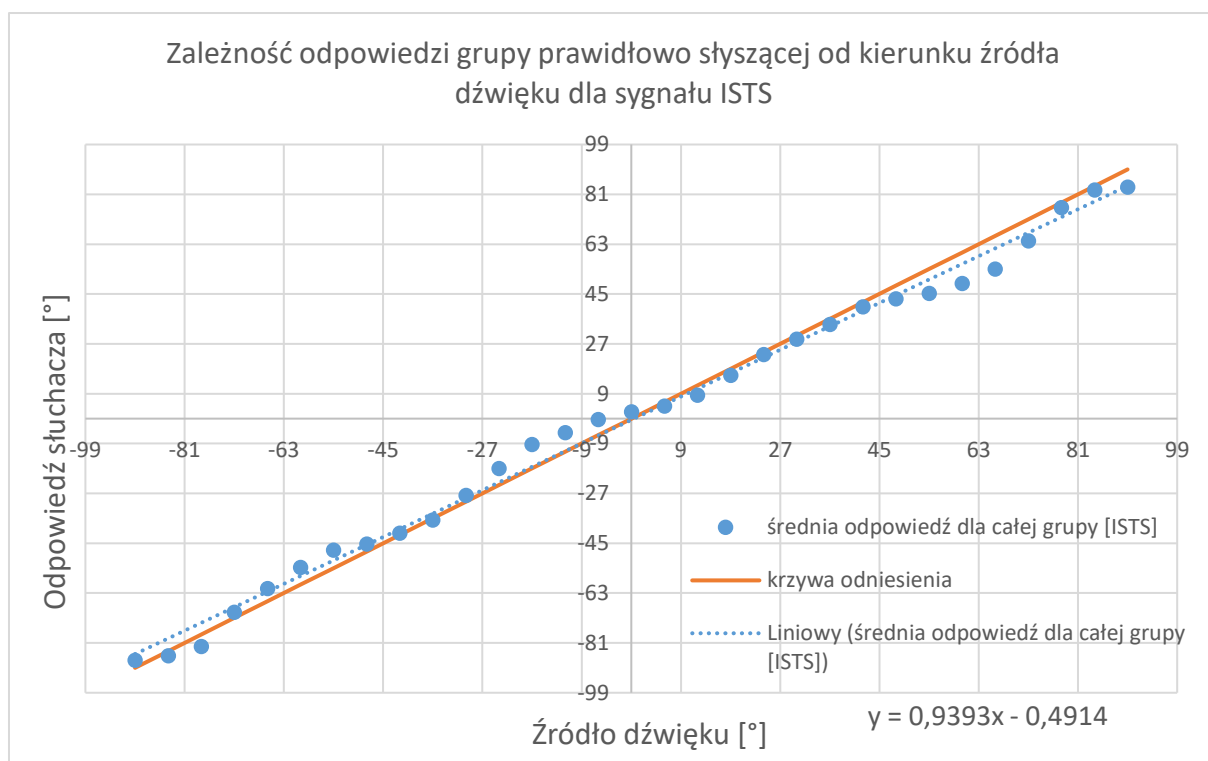
Rycina 26. Średnie progi słyszenia grupy osób z niedosłuchem

2. Wyniki bezwzględnej lokalizacji dźwięku

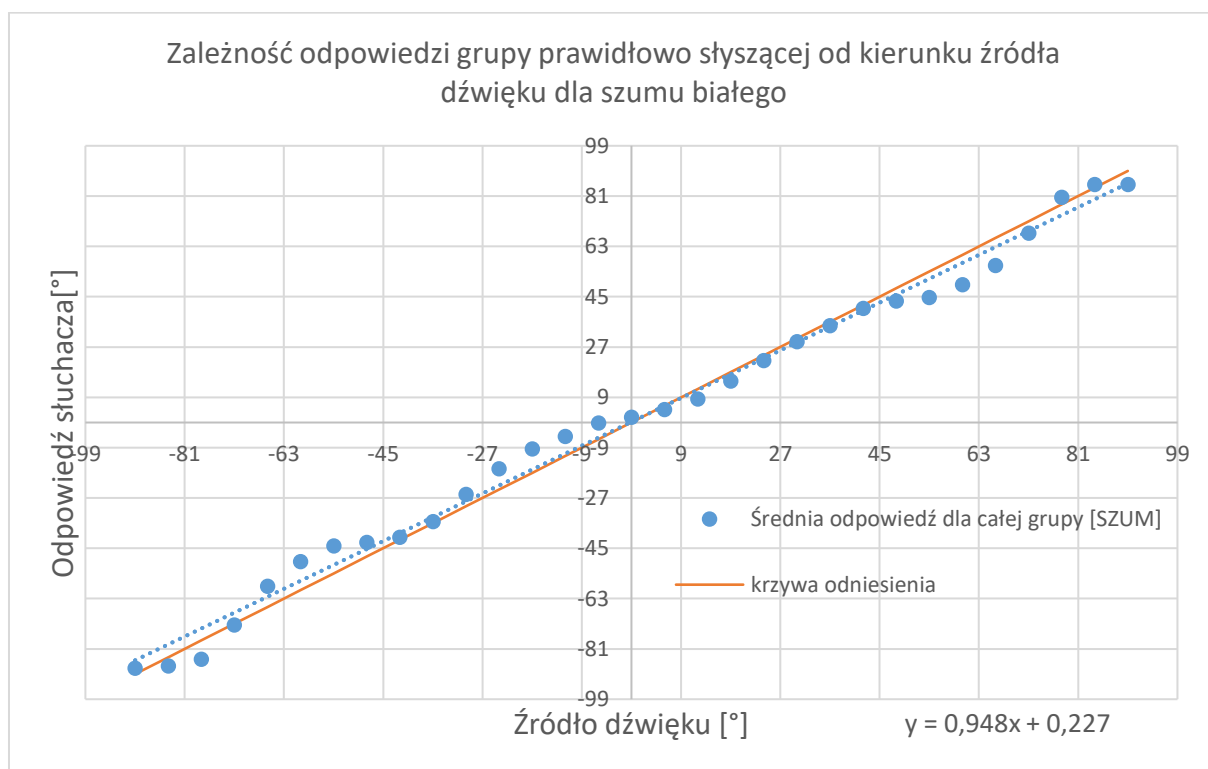
2.1. Wyniki grupy osób prawidłowo słyszących

2.1.1. Metoda graficzna

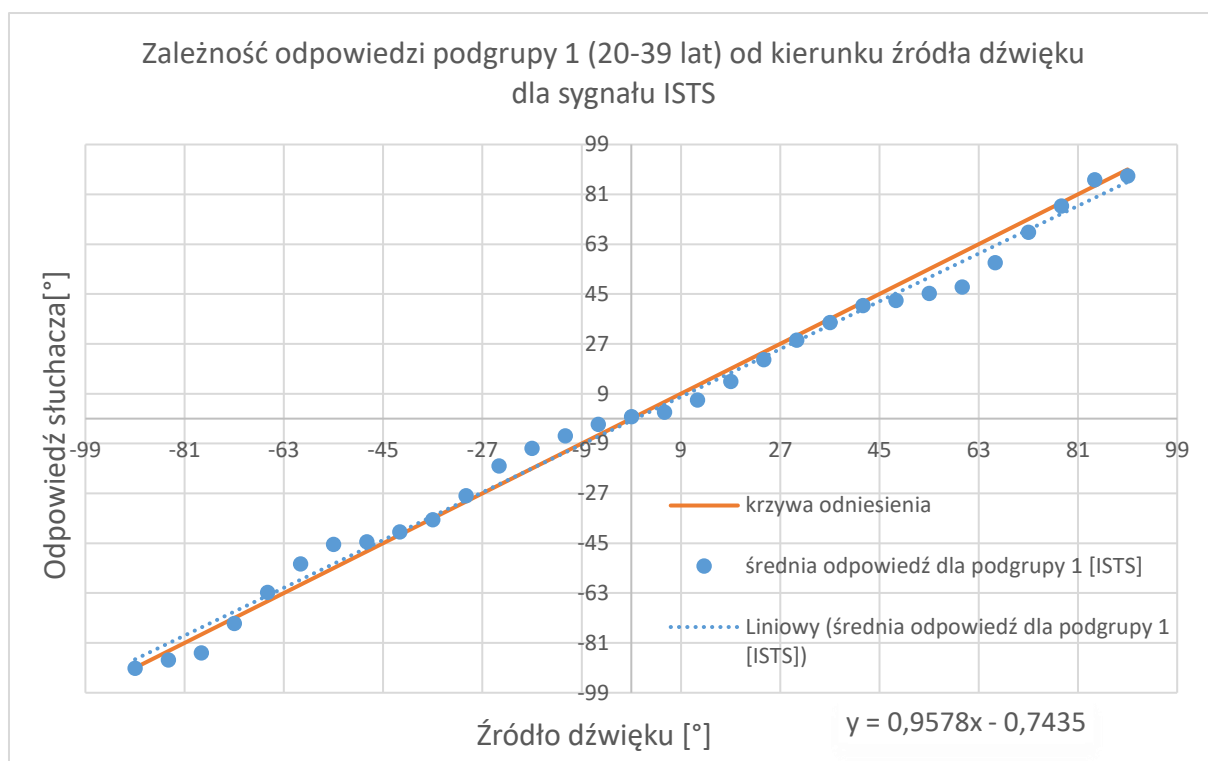
Pierwszym krokiem w ocenie bezwzględnej lokalizacji dźwięku jest wykreślenie wykresu zależności odpowiedzi, słuchacza od kierunku źródła dźwięku. Na wykresie, oprócz odpowiedzi wykreślona jest krzywa odniesienia, która jest linią idealnego przebiegu badania tzn. dla każdego źródła rejestrowane jest prawidłowe wskazanie. Takie wykresy zostały przygotowane dla wszystkich słuchaczy z osobna oraz dla uśrednionych wartości zarówno grupy jak i podgrup wiekowych, jednocześnie dla dwóch sygnałów: mowopodobnego i szumu białego (Rycina 27-Rycina 34).



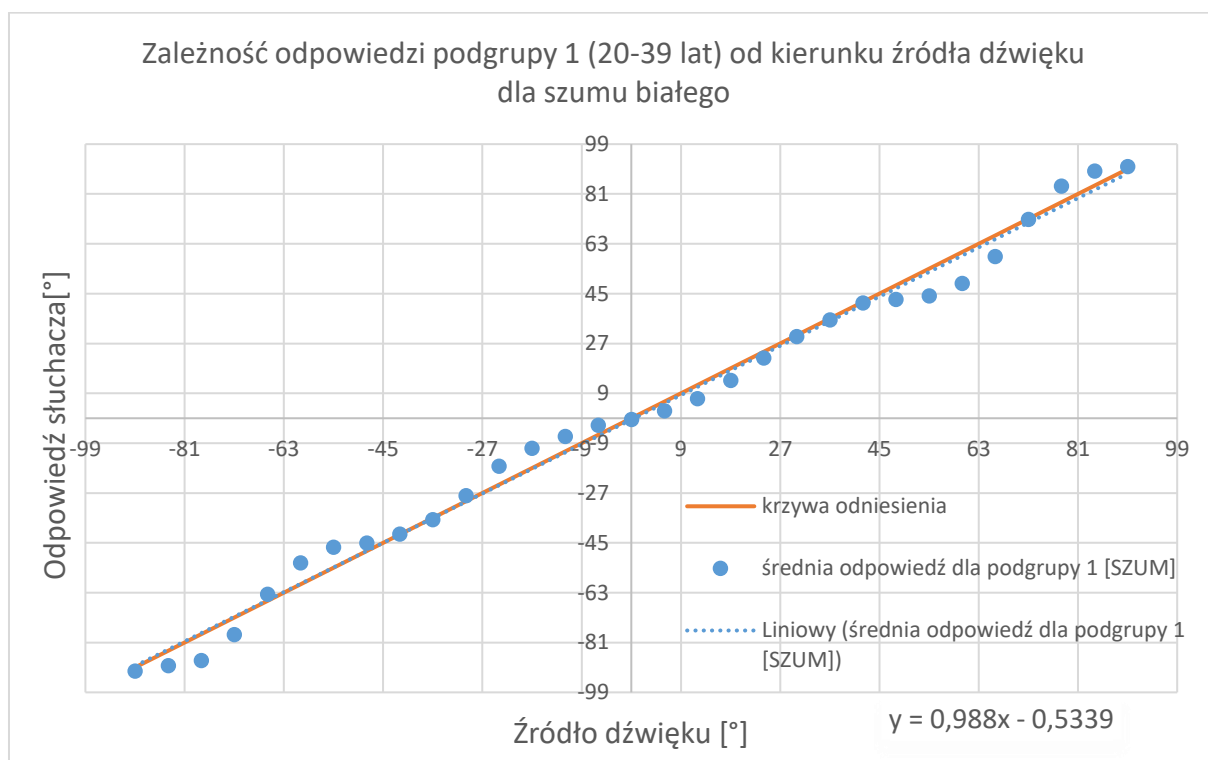
Rycina 27. Zależność odpowiedzi grupy prawidłowo słyszającej od kierunku źródła dźwięku dla sygnału ISTS



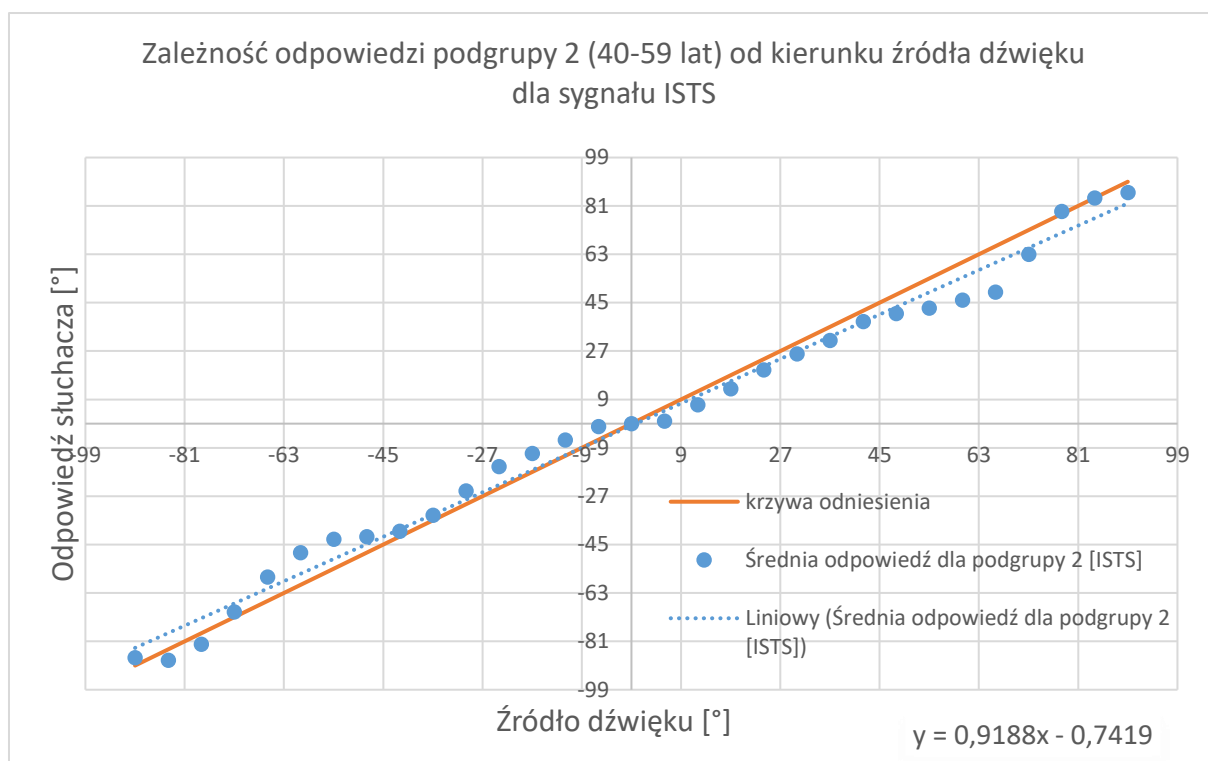
Rycina 28. Zależność odpowiedzi grupy prawidłowo słyszającej od kierunku źródła dźwięku dla szumu białego



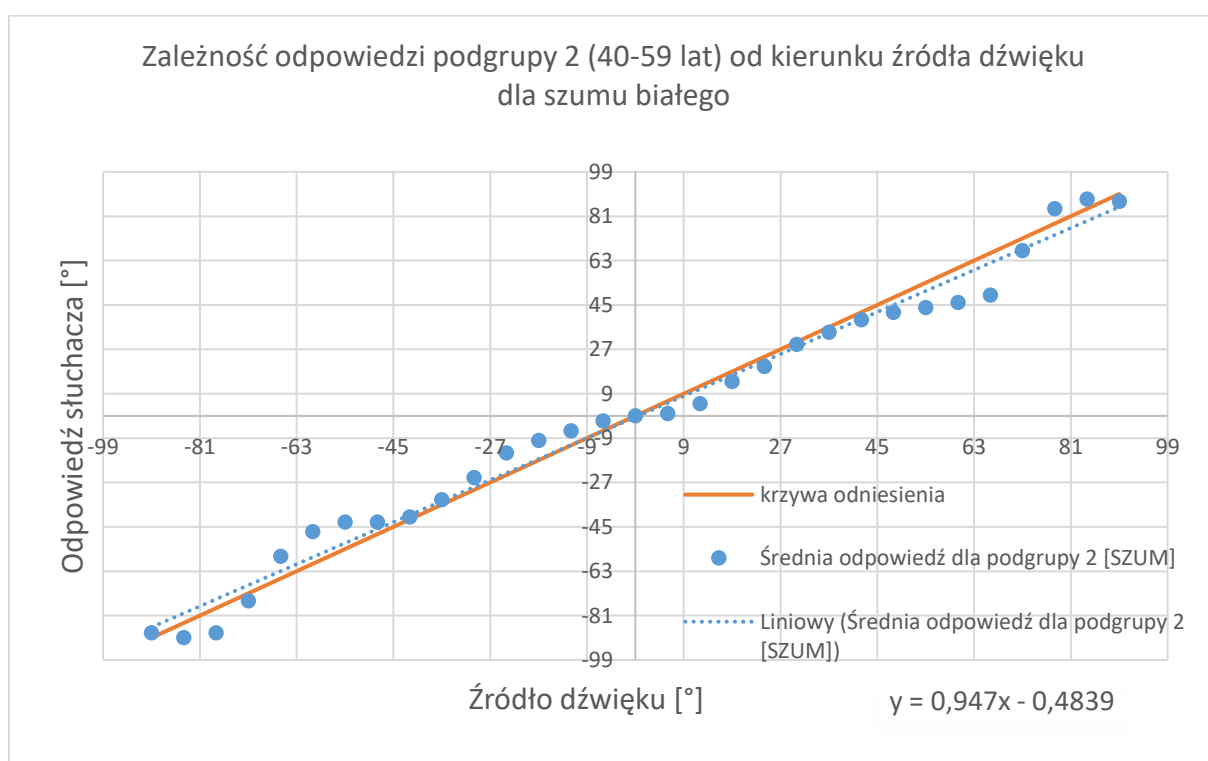
Rycina 29. Zależność odpowiedzi podgrupy 1 od kierunku źródła dźwięku dla sygnału ISTS



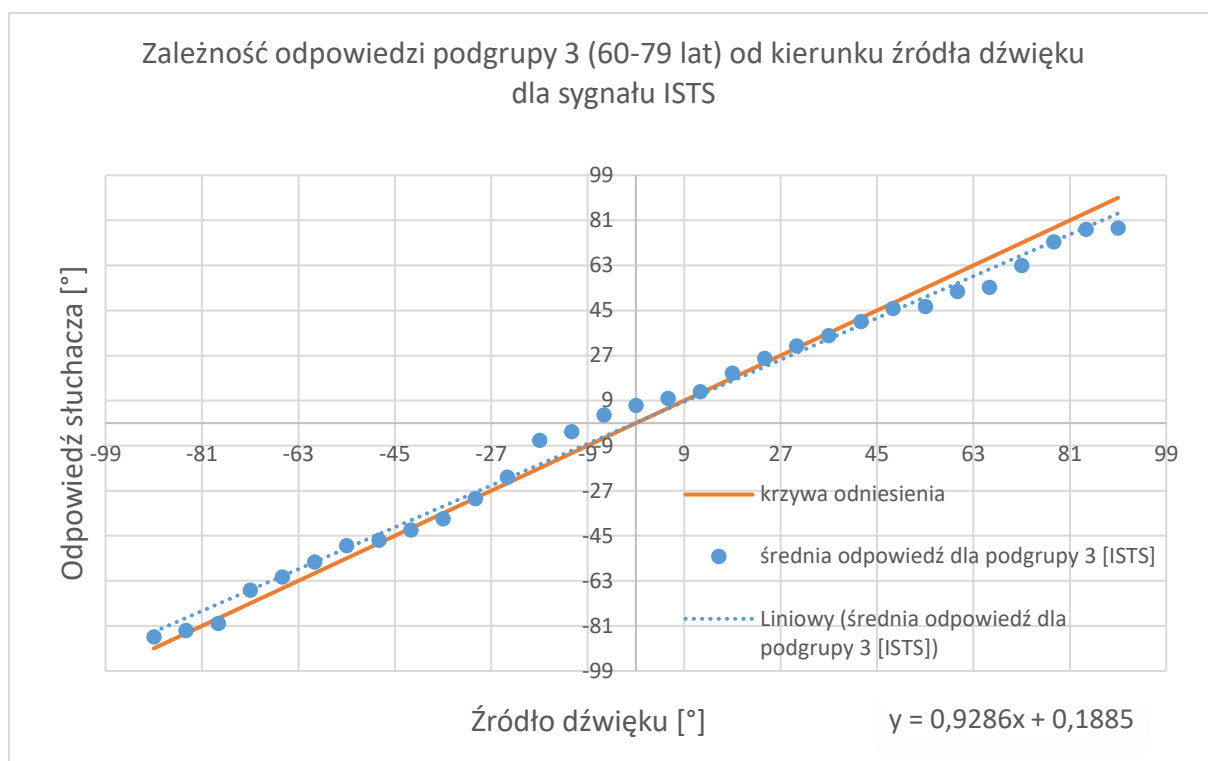
Rycina 30. Zależność odpowiedzi podgrupy 1 od kierunku źródła dźwięku dla szumu białego



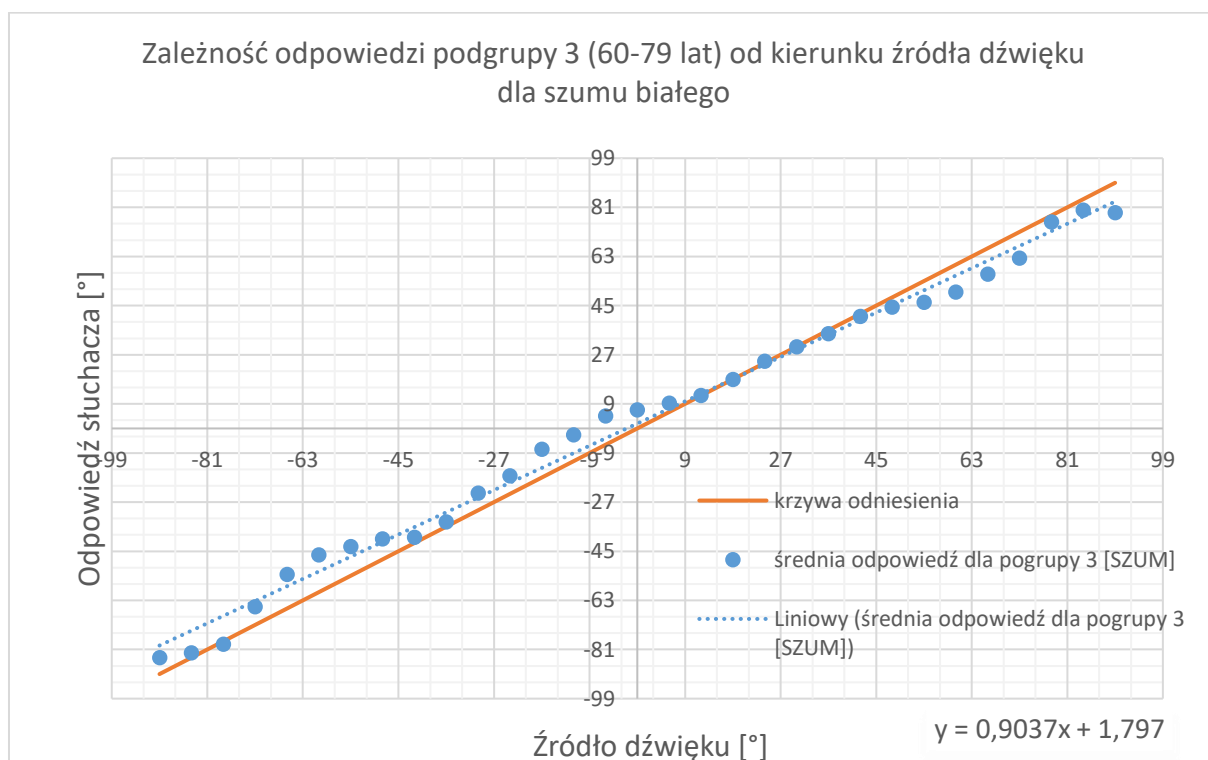
Rycina 31. Zależność odpowiedzi podgrupy 2 od kierunku źródła dźwięku dla sygnału ISTS



Rycina 32. Zależność odpowiedzi podgrupy 2 od kierunku źródła dźwięku dla szumu białego



Rycina 33. Zależność odpowiedzi podgrupy 3 od kierunku źródła dźwięku dla sygnału ISTS



Rycina 34. Zależność odpowiedzi podgrupy 3 od kierunku źródła dźwięku dla szumu białego

W poniższej Tabeli 8, zebrano współczynniki kierunkowe prostej wraz z ich współczynnikami korelacji odczytane z powyższych rycin.

Tabela 8. Współczynnik kierunkowy prostej w zależności od rodzaju sygnału i podgrupy wiekowej

	Sygnał ISTS		Szum biały	
	Współczynnik kierunkowy prostej a	Współczynnik korelacji r	Współczynnik kierunkowy prostej a	Współczynnik korelacji r
20-79 lat	0,939	1,00	0,948	1,00
20-39 lat	0,958	0,96	0,988	1,00
40-59 lat	0,919	1,00	0,947	0,99
60-79 lat	0,929	1,00	0,902	1,00

2.1.2. Ocena przy pomocy parametru RMS

Parametr RMS oceniający bezwzględną lokalizację dźwięku został wyznaczony dla dwóch sygnałów: mowopodobnego i szumu białego. Oprócz wyniku RMS, dla całego badania wyznaczone zostały cząstkowe parametry RMS dla azymutów z trzech stron układu: z lewej strony (dla azymutów od -90° do -36°), ze środka (dla azymutów od -30° do $+30^\circ$) i z prawej strony (dla azymutów od $+36^\circ$ do $+90^\circ$). W pierwszym kroku sprawdzona została normalność rozkładu wszystkich zebranych wyników RMS (dla całego badania i cząstkowych) przy pomocy testu Shapiro-Wilka. Wyniki można odczytać z tabel (Tabela 9 i Tabela 10).

Tabela 9. Wyniki badania rozkładu parametru RMS w zależności od podgrupy wiekowej oraz generowanego sygnału

Podgrupa	Typ rozkładu	Rodzaj sygnału
20-79 lat	Normalny	ISTS
	Normalny	Szum biały
20-39 lat	Różny od normalnego	ISTS
	Normalny	Szum biały
40-59 lat	Normalny	ISTS
	Normalny	Szum biały
60-79 lat	Normalny	ISTS
	Normalny	Szum biały

Tabela 10. Wyniki badania rozkładu cząstkowego parametru RMS w zależności od podgrupy wiekowej oraz generowanego sygnału

Podgrupa	Rodzaj sygnału	Badana strona	Typ rozkładu
20-39 lat	ISTS	Lewa	Normalny
		Środek	Normalny
		Prawa	Normalny
	Szum biały	Lewa	Normalny
		Środek	Normalny
		Prawa	Normalny
40-59 lat	ISTS	Lewa	Różny od normalnego
		Środek	Różny od normalnego
		Prawa	Normalny
	Szum biały	Lewa	Normalny
		Środek	Normalny
		Prawa	Różny od normalnego

60-79 lat	ISTS	Lewa	Normalny
		Środek	Normalny
		Prawa	Normalny
	Szum biały	Lewa	Normalny
		Środek	Normalny
		Prawa	Różny od normalnego

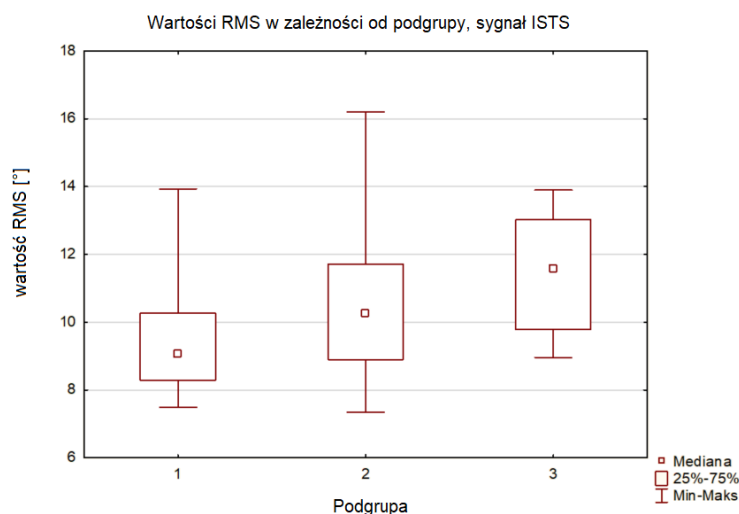
Kolejna analiza statystyczna miała wykazać istotne statystycznie różnice pomiędzy podgrupami wiekowymi. W tym celu w zależności od rozkładu wykonano test Kruskala-Wallisa lub sprawdzono analizę wariancji. Wyniki znajdują się w tabelach poniżej.

W tabeli (Tabela 11) przedstawiono wyniki badania różnic istotnych statystycznie pomiędzy podgrupami, które wyznaczone zostały na poziomie prawdopodobieństwa testowego $p=0,007$ (dla wyników RMS dla całego badania, dla sygnału ISTS). Rycina 35 przedstawia wartości RMS w zależności od podgrupy dla sygnału ISTS.

Tabela 11. Wyniki badania różnic istotnych statystycznie pomiędzy podgrupami wiekowymi, dla wyników RMS dla całego badania, dla sygnału ISTS, test post-hoc Dunna

Podgrupa	20-39 lat	40-59 lat	60-79 lat
20-39 lat		0,307	
40-59 lat			0,441
60-79 lat	0,005*		

*wynik istotny statystycznie



Rycina 35. Wartości RMS w zależności od podgrupy dla sygnału ISTS

W tabeli 12 przedstawiono wyniki badania różnic istotnych statystycznie, które wyznaczone zostały pomiędzy podgrupami, dla wyników RMS dla całego badania, dla szumu białego. Rycina 36 przedstawia wartości RMS w zależności od podgrupy dla szumu białego.

Tabela 12. Wyniki badania jednorodności wariancji dla wyników RMS dla całego badania – dla szumu białego

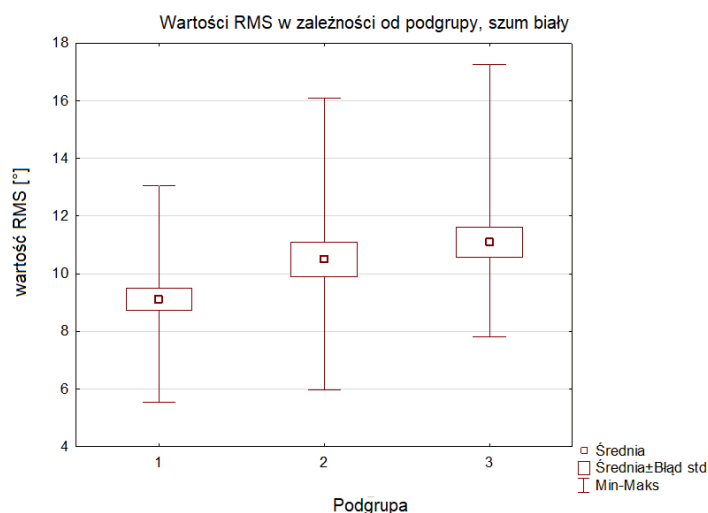
Jednorodność wariancji Browna-Forsythe'a	Nie ma istotnej statystycznie różnicy pomiędzy wariancjami zmiennych
p=0,535	
Jednorodność wariancji test Levene'a	Nie ma istotnej statystycznie różnicy pomiędzy wariancjami zmiennych
p=0,491	
Analiza wariancji ANOVA	Jest różnica istotna statystycznie pomiędzy podgrupami
p=0,020	

W tabeli 13 przedstawiono wyniki testu post-hoc Tukeya

Tabela 13. Wyniki analizy post-hoc różnic istotnych statystycznie pomiędzy podgrupami wiekowymi, dla wyników RMS dla całego badania – dla szumu białego

Podgrupa	20-39 lat	40-59 lat	60-79 lat
20-39 lat		0,132	
40-59 lat			0,704
60-79 lat	0,0197*		

*wynik istotny statystycznie



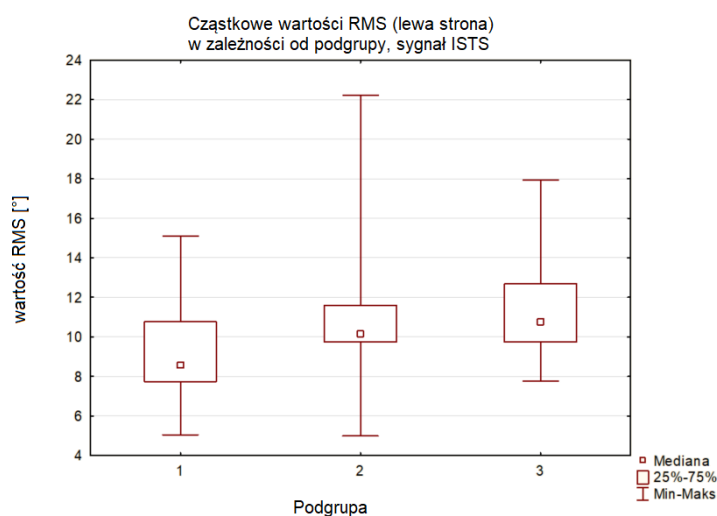
Rycina 36. Wartości RMS w zależności od podgrupy dla szumu białego

W tabeli 14 przedstawiono badania różnic istotnych statystycznie pomiędzy podgrupami, które wyznaczone zostały na poziomie prawdopodobieństwa testowego $p=0,014$; dla cząstkowych wyników RMS z lewej strony, dla sygnału ISTS. Rycina 37 przedstawia cząstkowe wartości RMS z lewej strony w zależności od podgrupy dla sygnału ISTS.

Tabela 14. Wyniki badania różnic istotnych statystycznie pomiędzy podgrupami dla cząstkowych wyników RMS z lewej strony, dla sygnału ISTS, test post-hoc Dunna

Podgrupa	20-39 lat	40-59 lat	60-79 lat
20-39 lat		0,106	
40-59 lat			1
60-79 lat	0,016*		

*wynik istotny statystycznie

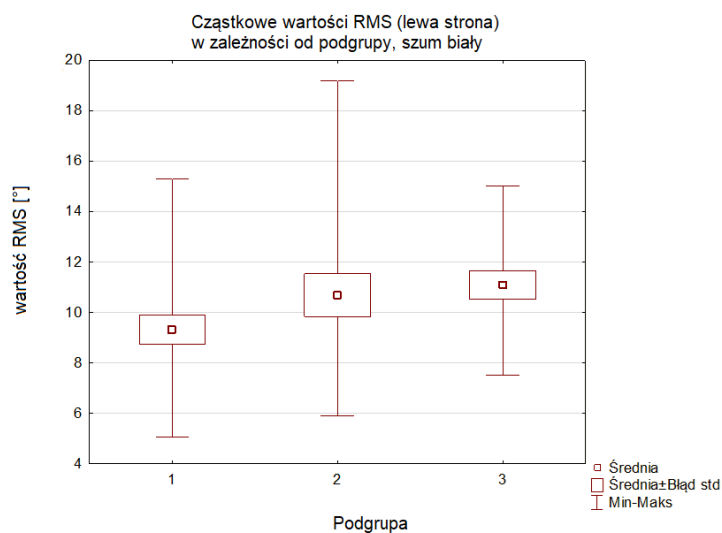


Rycina 37. Częstkowe wartości RMS z lewej strony w zależności od podgrupy dla sygnału ISTS

W tabeli 15 przedstawiono wyniki badania różnic istotnych statystycznie pomiędzy podgrupami, które wyznaczone zostały dla częściowych wyników RMS z lewej strony, dla szumu białego. Rycina 38 przedstawia częściowe wartości RMS z lewej strony w zależności od podgrupy dla szumu białego.

Tabela 15. Wyniki badania jednorodności wariancji, dla częściowych wyników RMS z lewej strony, dla szumu białego

Jednorodność wariancji Browna-Forsythe'a	Nie ma istotnej statystycznie różnicy pomiędzy wariancjami zmiennych
p=0,486	
Jednorodność wariancji test Levene'a	Nie ma istotnej statystycznie różnicy pomiędzy wariancjami zmiennych
p=0,263	
Analiza wariancji ANOVA	Nie ma różnicy istotnej statystycznie pomiędzy podgrupami
p=0,141	



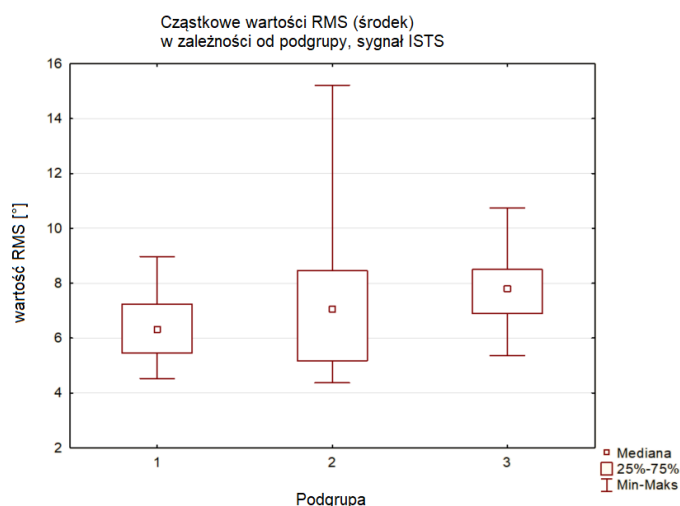
Rycina 38. Częstkowe wartości RMS z lewej strony w zależności od podgrupy dla szumu białego

W tabeli 16 przedstawiono wyniki badania różnic istotnych statystycznie pomiędzy podgrupami, które wyznaczone zostały na poziomie prawdopodobieństwa testowego $p=0,042$ dla częściowych wyników RMS ze środka, dla sygnału ISTS. Rycina 39 przedstawia częściowe wartości RMS ze środka w zależności od podgrupy dla sygnału ISTS.

Tabela 16. Wyniki badania różnic istotnych statystycznie pomiędzy podgrupami dla częściowych wyników RMS ze środka, dla sygnału ISTS, Test Kruskala-Wallisa

Podgrupa	20-39 lat	40-59 lat	60-79 lat
20-39 lat		0,770	
40-59 lat			0,545
60-79 lat	0,035*		

*wynik istotny statystycznie



Rycina 39. Cząstkowe wartości RMS ze środka w zależności od podgrupy dla sygnału ISTS

W tabeli 17 przedstawiono wyniki badania różnic istotnych statystycznie pomiędzy podgrupami, które wyznaczone zostały na poziomie prawdopodobieństwa testowego $p=0,02$ dla cząstkowych wyników RMS ze środka, dla szumu białego. Rycina 40 przedstawia cząstkowe wartości RMS ze środka w zależności od podgrupy dla szumu białego.

Tabela 17. Wyniki badania jednorodności wariancji dla cząstkowych wyników RMS ze środka, dla szumu białego

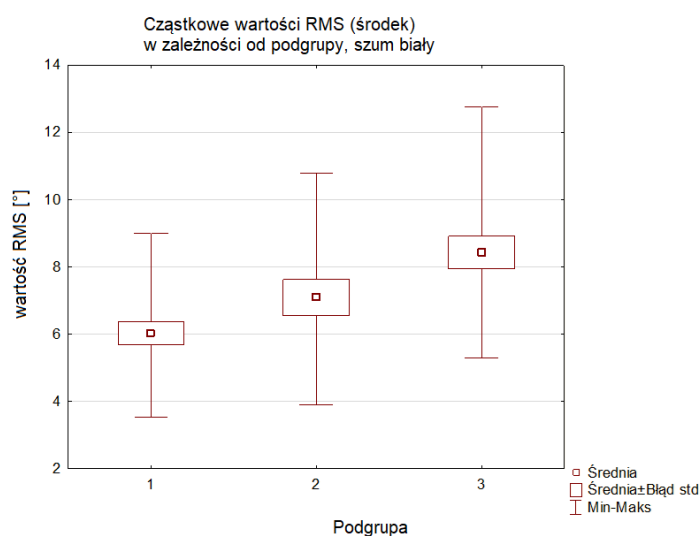
Jednorodność wariancji Browna-Forsythe'a $p=0,259$	Nie ma istotnej statystycznie różnicy pomiędzy wariancjami zmiennych
Jednorodność wariancji test Levene'a $p=0,226$	
Analiza wariancji ANOVA $p=0,002$	Jest różnica istotna statystycznie pomiędzy podgrupami

W tabeli 18 przedstawiono wyniki testu post-hoc Tukeya.

Tabela 18. Wyniki analizy post-hoc różnic istotnych statystycznie pomiędzy podgrupami wiekowymi, RMS ze środka, dla szumu białego

Podgrupa	20-39 lat	40-59 lat	60-79 lat
20-39 lat		0,220	
40-59 lat			0,114
60-79 lat	0,001*		

*wynik istotny statystycznie

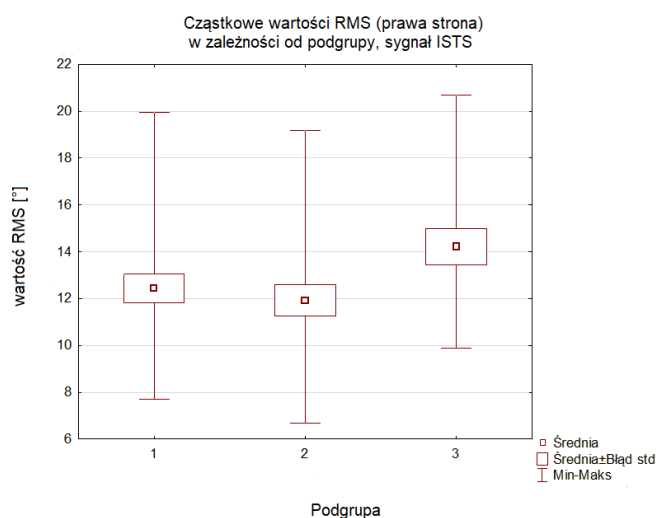


Rycina 40. Częstkowe wartości RMS ze środka w zależności od podgrupy dla szumu białego

W tabeli 19 przedstawiono wyniki badania różnic istotnych statystycznie pomiędzy podgrupami, które wyznaczone zostały dla częściowych wyników RMS z prawej strony, dla sygnału ISTS. Rycina 41 przedstawia częściowe wartości RMS z prawej strony w zależności od podgrupy dla sygnału ISTS.

Tabela 19. Wyniki badania jednorodności wariancji dla częściowych wyników RMS z prawej strony, dla sygnału ISTS

Jednorodność wariancji Browna-Forsythe'a	Nie ma istotnej statystycznie różnicy pomiędzy wariancjami zmiennych
p=0,595	
Jednorodność wariancji test Levene'a	Nie ma istotnej statystycznie różnicy pomiędzy wariancjami zmiennych
p=0,518	
Analiza wariancji ANOVA	Nie ma różnicy istotnej statystycznie pomiędzy podgrupami
p=0,062	

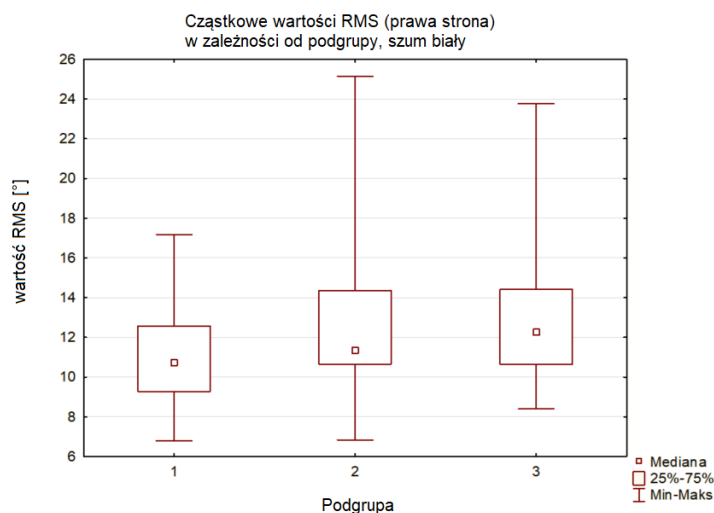


Rycina 41. Częstkowe wartości RMS z prawej strony w zależności od podgrupy dla sygnału ISTS

W tabeli 20 przedstawiono wyniki badania różnic istotnych statystycznie pomiędzy podgrupami, które wyznaczone zostały na poziomie prawdopodobieństwa testowego $p=0,322$ dla cząstkowych wyników RMS z prawej strony, dla szumu białego. Rycina 42 przedstawia cząstkowe wartości RMS z prawej strony w zależności od podgrupy dla szumu białego.

Tabela 20. Wyniki badania różnic istotnych statystycznie pomiędzy podgrupami dla cząstkowych wyników RMS z prawej strony, dla szumu białego, Test Kruskala-Wallisa

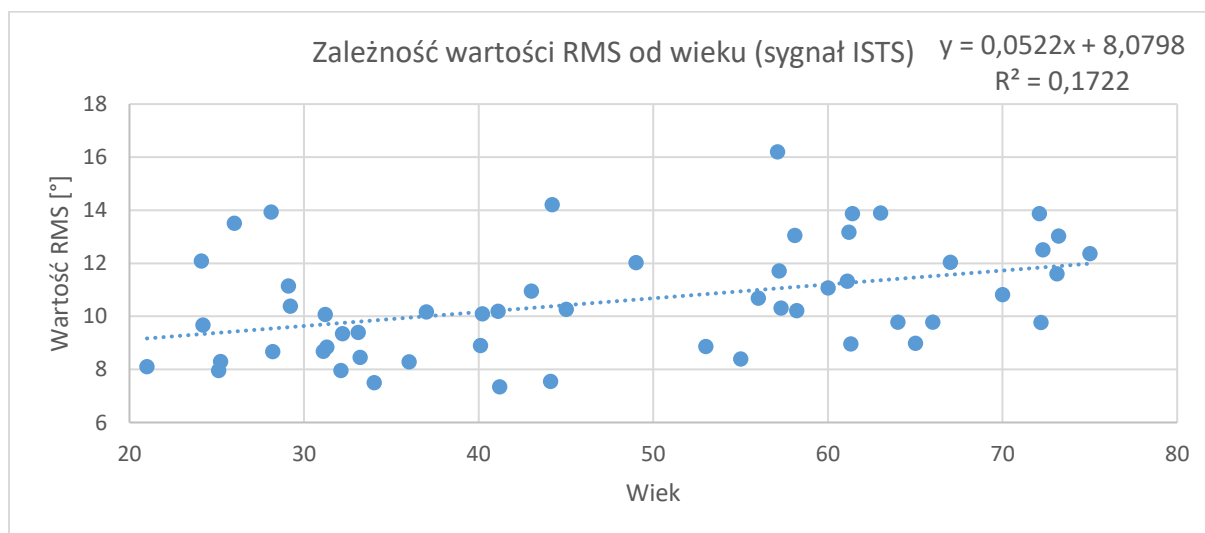
Podgrupa	20-39 lat	40-59 lat	60-79 lat
20-39 lat		0,834	
40-59 lat			1
60-79 lat	0,463		



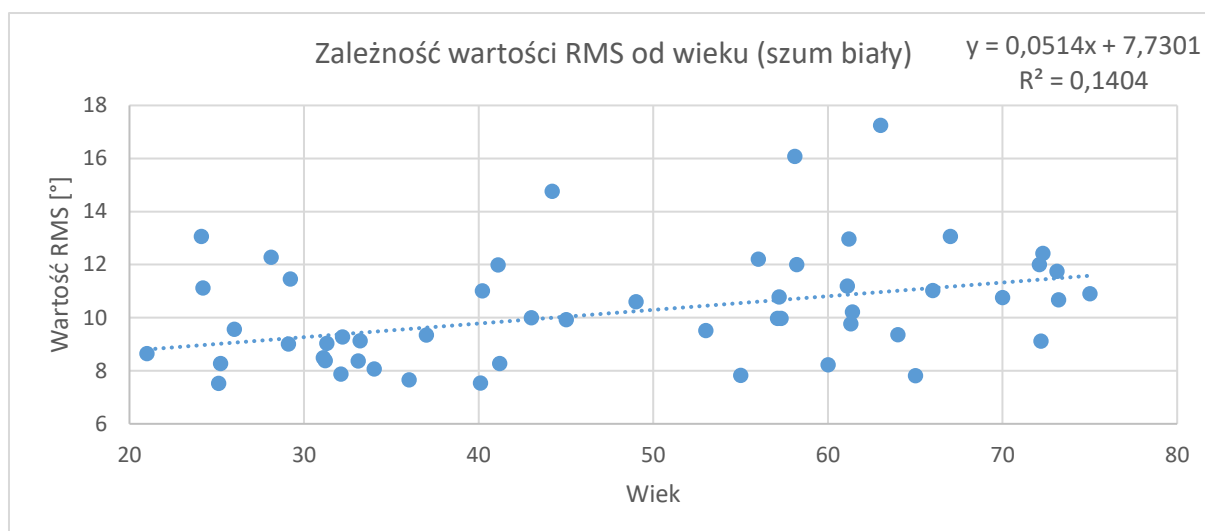
Rycina 42. Częstkowe wartości RMS z prawej strony w zależności od podgrupy dla szumu białego

2.1.3. Wartość RMS a wiek

Kolejnym analizowanym zagadnieniem jest wpływ wieku na umiejętność lokalizowania dźwięków. Korelacja parametru RMS została sprawdzona zarówno dla sygnału mowopodobnego (ISTS) oraz jak i szumu białego. Test został przeprowadzony dla grupy prawidłowo słyszącej. Stosując klasyfikację Guilford'a dla obu sygnałów otrzymano korelacje przeciętną, przy istotności statystycznej na poziomie 0,002 dla sygnału ISTS oraz 0,005 dla szumu białego (Rycina 43 i Rycina 44).



Rycina 43. Zależność wartości RMS od wieku dla sygnału ISTS



Rycina 44. Zależność wartości RMS od wieku dla szumu białego

2.1.4. Wpływ rodzaju sygnału na lokalizację dźwięku

Wpływ rodzaju sygnału na lokalizację dźwięku został sprawdzony, w zależności od rodzaju rozkładu, przy pomocy testu T dla prób zależnych oraz testu kolejności par Wilcoxona. Różnice istotne statystycznie sprawdzone zostały dla całej grupy osób prawidłowo słyszących oraz w podgrupach wiekowych. Wynik przeprowadzonych badań przedstawia poniższa tabela (Tabela 21).

Tabela 21. Wyniki badania różnic pomiędzy parametrem RMS w zależności od rodzaju sygnału

Rodzaj testu	Podgrupa	Wartość p	Wynik testu	Średni RMS (ISTS) [°]	Średni RMS (szum biały) [°]
Test T dla prób zależnych	20-79 lat	0,101	Nie różnią się	10,6	10,2
Test kolejności par Wilcoxona	20-39 lat	0,204	Nie różnią się	9,6	9,1
Test T dla prób zależnych	40-59 lat	0,782	Nie różnią się	10,6	10,5
Test T dla prób zależnych	60-79 lat	0,253	Nie różnią się	11,6	11,1

2.1.5. Wpływ asymetrii słyszenia na lokalizację dźwięku

Do oceny wpływu różnic w progach słyszenia między uszami na lokalizację dźwięku, porównano oba parametry. W przypadku wyników audiometrii tonalnej wydzielone zostały trzy podgrupy: osoby z lepszym średnim progiem słyszenia z prawej strony lub z lewej, oraz osoby o słuchu idealnie symetrycznym. Należy tutaj zaznaczyć, że wśród pacjentów z grupy prawidłowo słyszającej żadna różnica nie przekroczyła 10 dB. Na podstawie wyników badania bezwzględnej lokalizacji dźwięku również wydzielono trzy podgrupy: osoby z lepszym (mniejszym) wynikiem RMS z lewej, prawej lub środkowej strony. Ponieważ zdecydowana większość grupy lokalizowała z najmniejszym błędem w środkowej części układu, sprawdzono również jak zmieni się rozkład w podgrupach uwzględniając tylko boczne wyniki cząstkowe. Wyniki dla lokalizacji rozpatrywane były dla dwóch sygnałów: ISTS i szumu białego. Rozkład na poszczególne grupy znajduje się w tabelach poniżej (Tabele 22-26).

Tabela 22. Podział grupy ze względu na różnice w średnich progach słyszenia między uszami

Lepsze ucho lewe	Brak różnic między uchem lewym a prawym	Lepsze ucho prawe
15 słuchaczy	25 słuchaczy	14 słuchaczy

Tabela 23. Podział grupy ze względu na różnice w cząstkowych parametrach RMS dla sygnału ISTS

Mniejszy błąd z lewej strony	Mniejszy błąd w środkowej części	Mniejszy błąd z prawej strony
1 słuchaczy	51 słuchaczy	2 słuchaczy

Na podstawie porównania danych z powyższych tabel (Tabele 22 i 23) można stwierdzić, że spośród 3 słuchaczy z mniejszym błędem z lewej lub prawej, żaden wynik nie koreluje z lepszym średnim progiem słyszenia z danej strony.

Tabela 24. Podział grupy ze względu na różnice w cząstkowych parametrach RMS, z pominięciem środkowej części dla sygnału ISTS

Mniejszy błąd z lewej strony	Mniejszy błąd z prawej strony
40 słuchaczy	14 słuchaczy

Na podstawie porównania danych z powyższych tabel (Tabele 22 i 24) spośród 40 słuchaczy z mniejszym błędem z lewej strony, 10 słuchaczy również wykazuje mniejszy średni próg słyszenia z lewej strony. Natomiast spośród 14 słuchaczy z mniejszym błędem z prawej strony, 2 słuchaczy również posiada mniejszy średni próg słyszenia z lewej strony.

Tabela 25. Podział grupy ze względu na różnice w cząstkowych parametrach RMS dla szumu białego

Mniejszy błąd z lewej strony	Mniejszy błąd w środkowej części	Mniejszy błąd z prawej strony
4 słuchaczy	47 słuchaczy	3 słuchaczy

Na podstawie porównania danych z powyższych tabel (Tabele 22 i 25) spośród 4 słuchaczy z mniejszym błędem z lewej strony, 1 słuchacz również posiada mniejszy średni próg słyszenia z lewej strony. Natomiast z pośród 3 słuchaczy z mniejszym błędem z prawej strony, 2 słuchaczy również posiada mniejszy średni próg słyszenia z lewej strony.

Tabela 26. Podział grupy ze względu na różnice w cząstkowych parametrach RMS, z pominięciem środkowej części dla szumu białego

Mniejszy błąd z lewej strony	Mniejszy błąd z prawej strony
35 słuchaczy	19 słuchaczy

Na podstawie porównania danych z powyższych tabel (Tabele 22 i 26) spośród 35 słuchaczy z mniejszym błędem z lewej strony, 7 słuchaczy również posiada mniejszy średni próg słyszenia z lewej strony. Natomiast z pośród 19 słuchaczy z mniejszym błędem z prawej strony, 5 słuchaczy również posiada mniejszy średni próg słyszenia z lewej strony.

2.2. Wyniki grupy osób z niedosłuchem

Grupa osób z niedosłuchem składa się z ośmiu osób. Szczegóły dotyczące progów słyszenia oraz wieku, znajdują się w poniższej tabeli (Tabela 27).

Tabela 27. Wiek oraz średnie progi słyszenia słuchaczy z grupy osób z niedosłuchem

	Wiek	Średni próg słuchu dla ucha lewego [dB _{HL}]	Średni próg słuchu dla ucha prawego [dB _{HL}]
Słuchacz 1*	66 lat	50	50
Słuchacz 2	70 lat	35	35
Słuchacz 3**	72 lat	60	40
Słuchacz 4	62 lat	40	40
Słuchacz 5**	59 lat	25	40
Słuchacz 6	72 lat	40	40
Słuchacz 7	78 lat	35	45
Słuchacz 8***	27 lat	Nie zarejestrowano	5
Grupa prawidłowo słyszających	47,5 lat (średnia dla grupy)	12,3	12,4

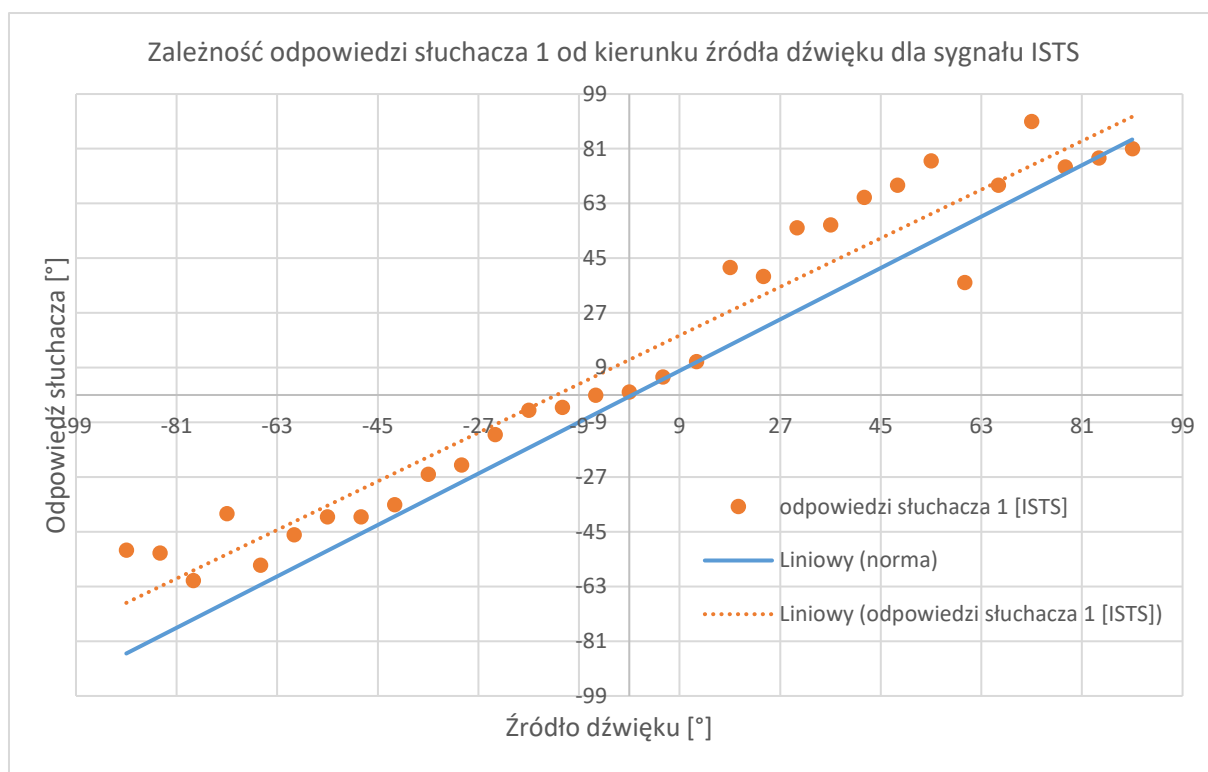
*słuchacz jest zaaparatowany obuusznie

**różnica między uszami większa niż 10 dB

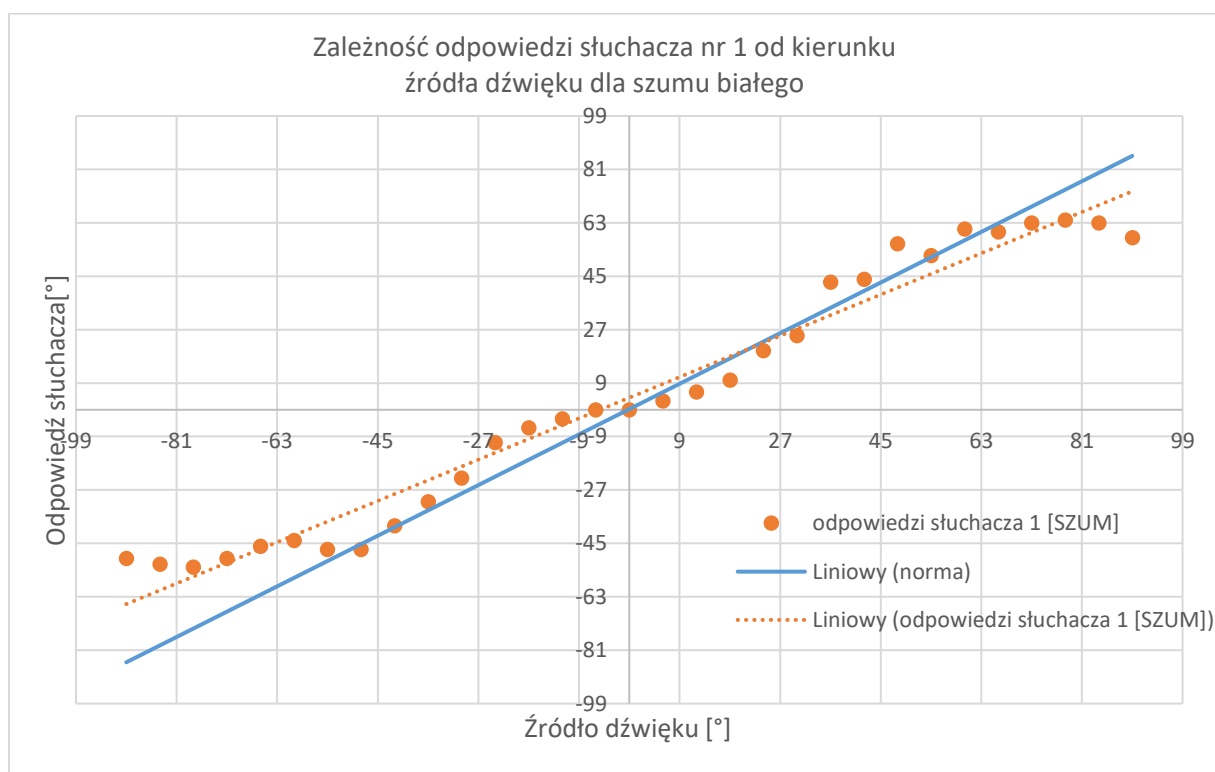
***jednostronna głuchota

2.2.1. Metoda graficzna

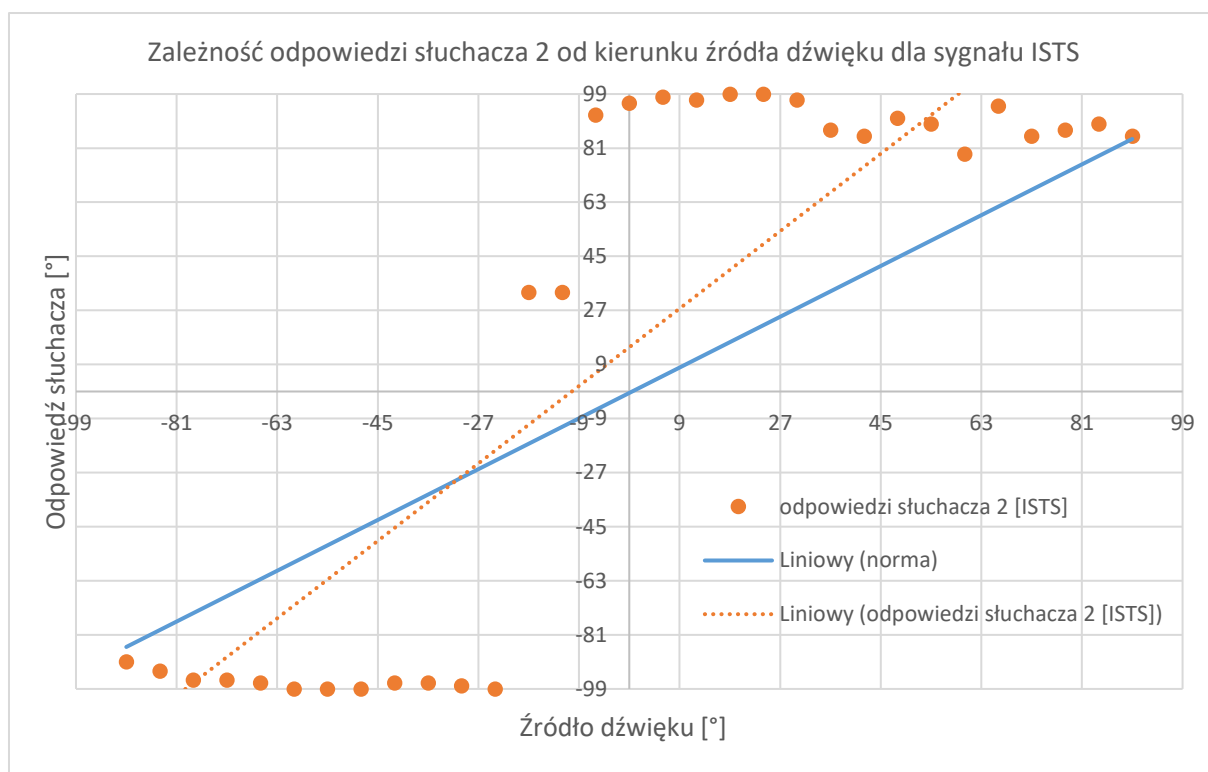
Dla każdego z słuchaczy z grupy z niedosłuchem, przygotowany został wykres zależności odpowiedzi od kierunku źródła dźwięku (Rycina 45-Rycina 60). Zamiast krzywej odniesienia, zastosowanej dla grupy osób prawidłowo słyszających, przyjęto krzywą normatywną, dla której odpowiedzi to uśrednione wyniki dla grupy prawidłowo słyszającej.



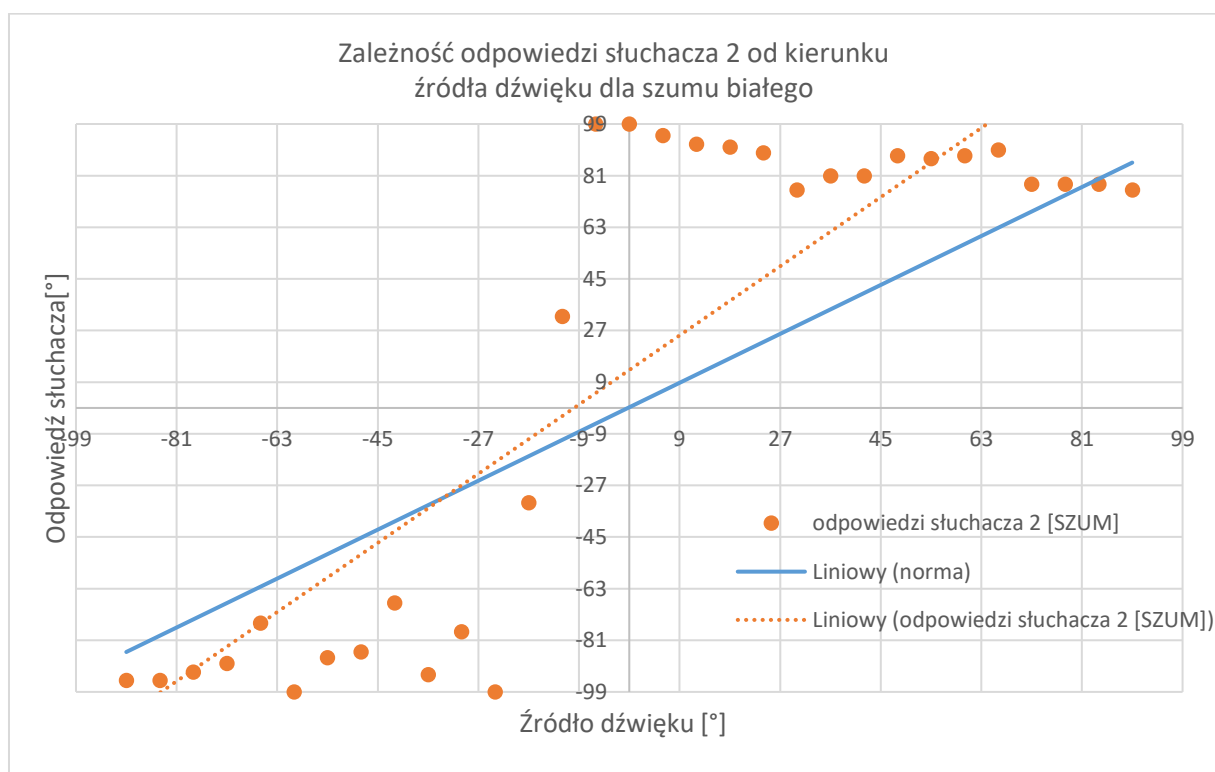
Rycina 45. Zależność odpowiedzi słuchacza nr 1 od kierunku źródła dźwięku dla sygnału ISTS



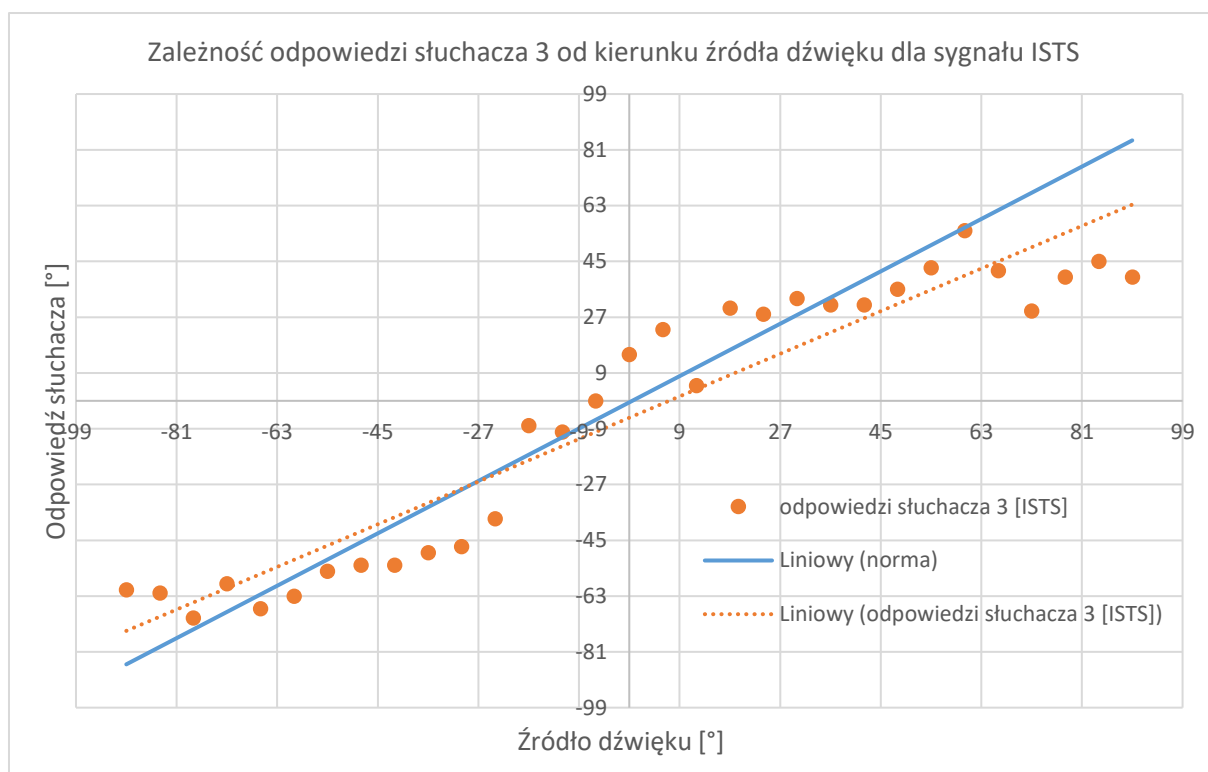
Rycina 46. Zależność odpowiedzi słuchacza nr 1 od kierunku źródła dźwięku dla szumu białego



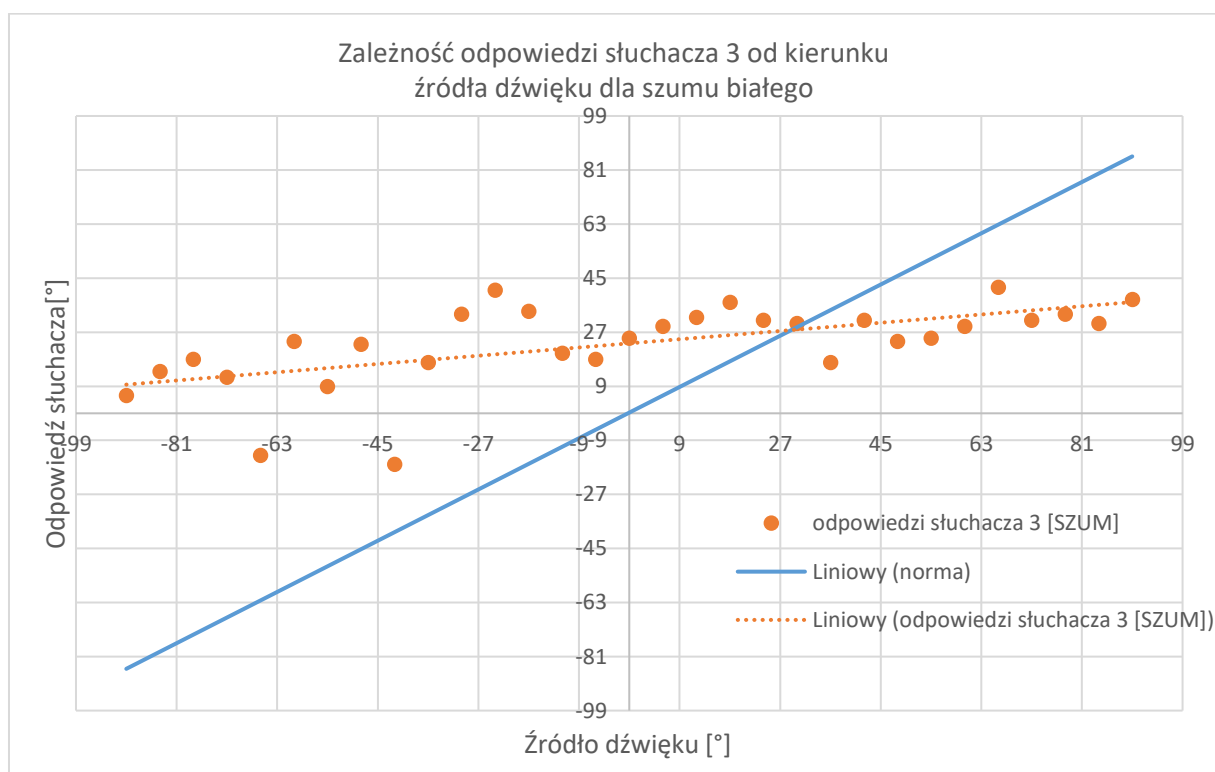
Rycina 47. Zależność odpowiedzi słuchacza nr 2 od kierunku źródła dźwięku dla sygnału ISTS



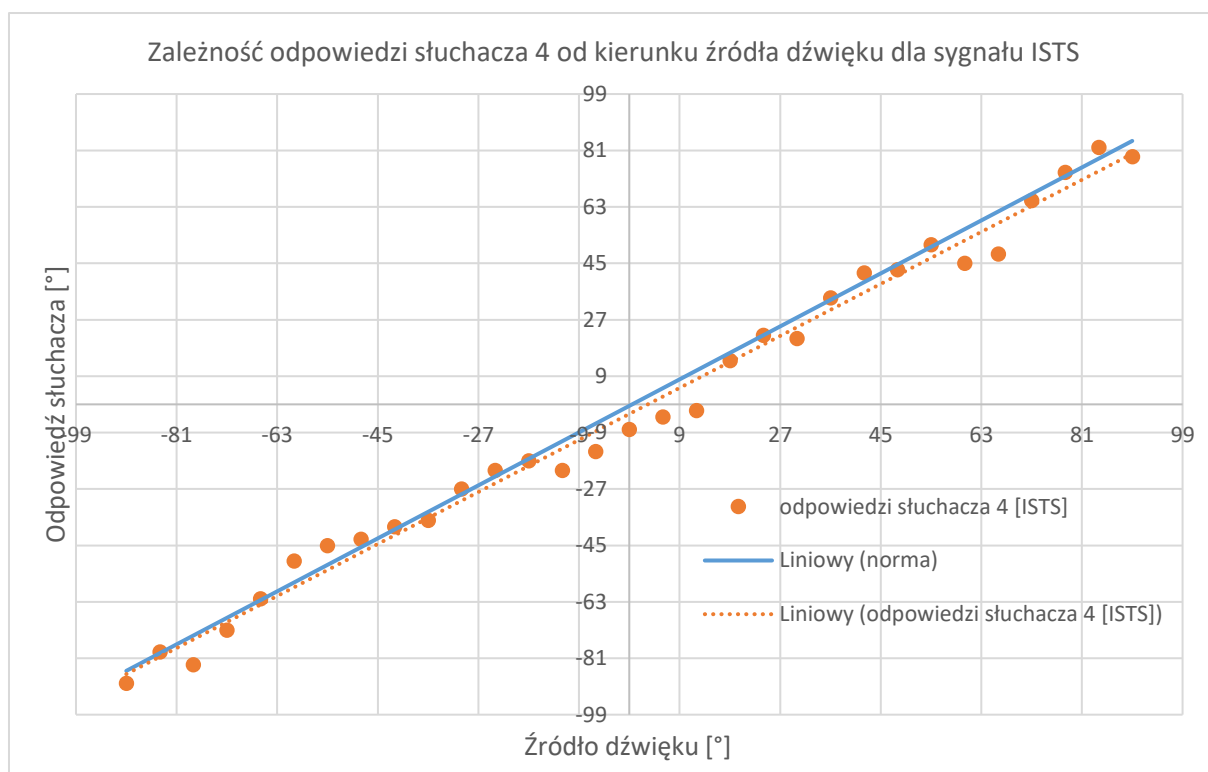
Rycina 48. Zależność odpowiedzi słuchacza nr 2 od kierunku źródła dźwięku dla szumu białego



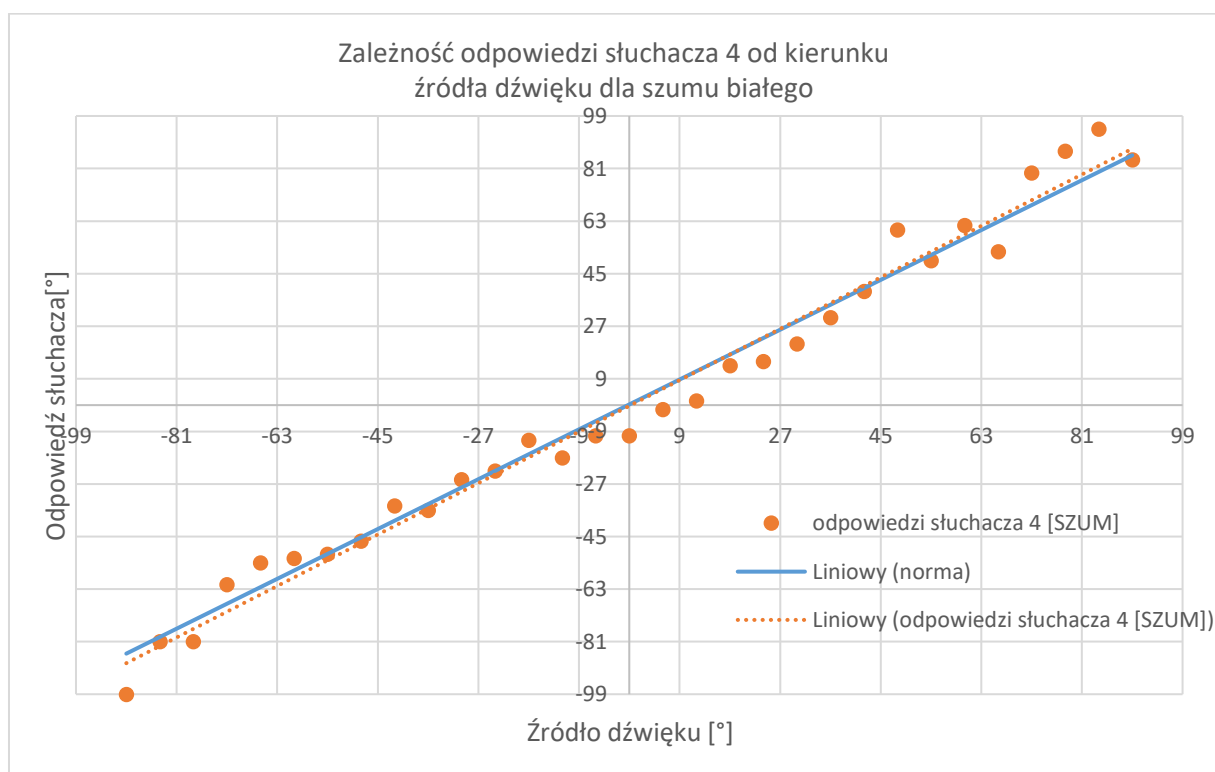
Rycina 49. Zależność odpowiedzi słuchacza nr 3 od kierunku źródła dźwięku dla sygnału ISTS



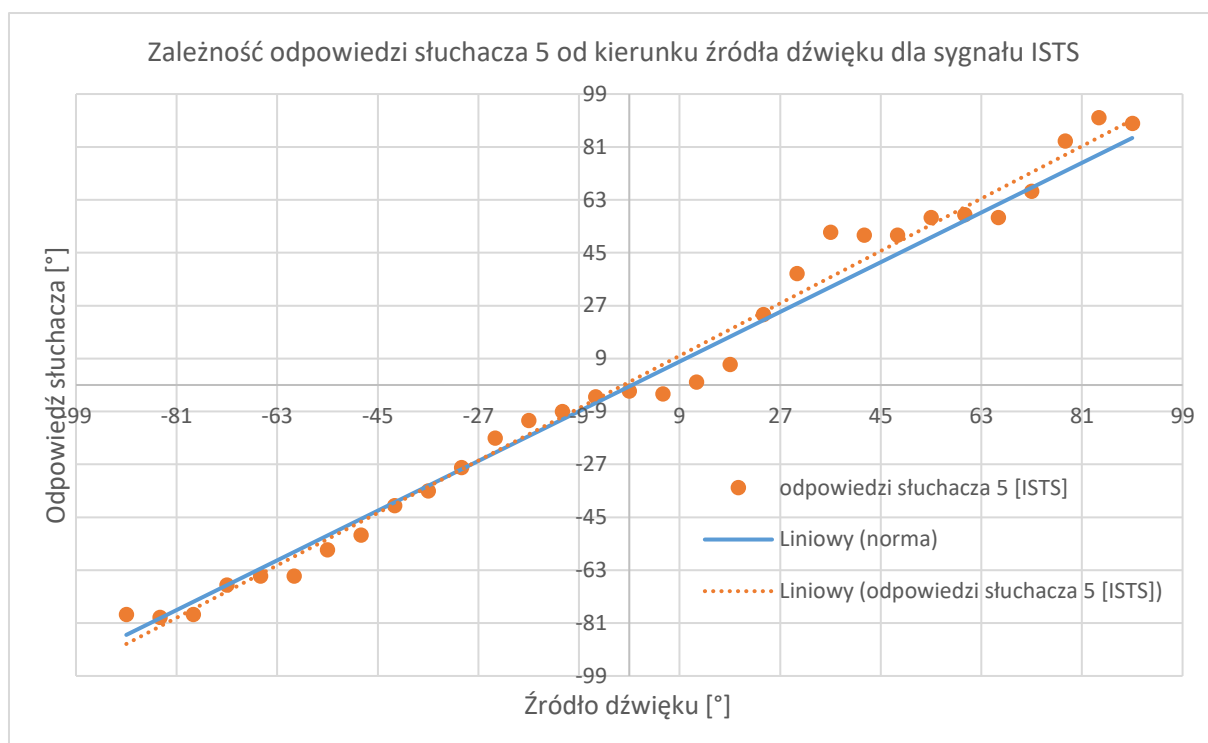
Rycina 50. Zależność odpowiedzi słuchacza nr 3 od kierunku źródła dźwięku dla szumu białego



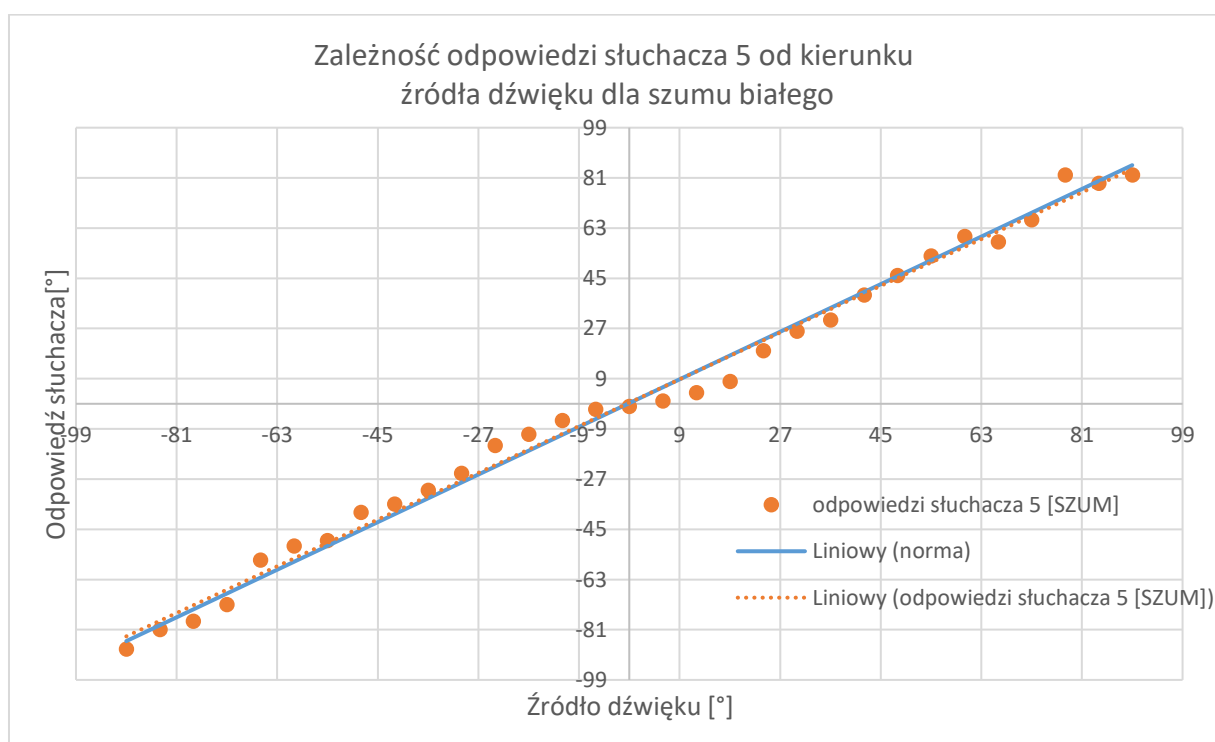
Rycina 51. Zależność odpowiedzi słuchacza nr 4 od kierunku źródła dźwięku dla sygnału ISTS



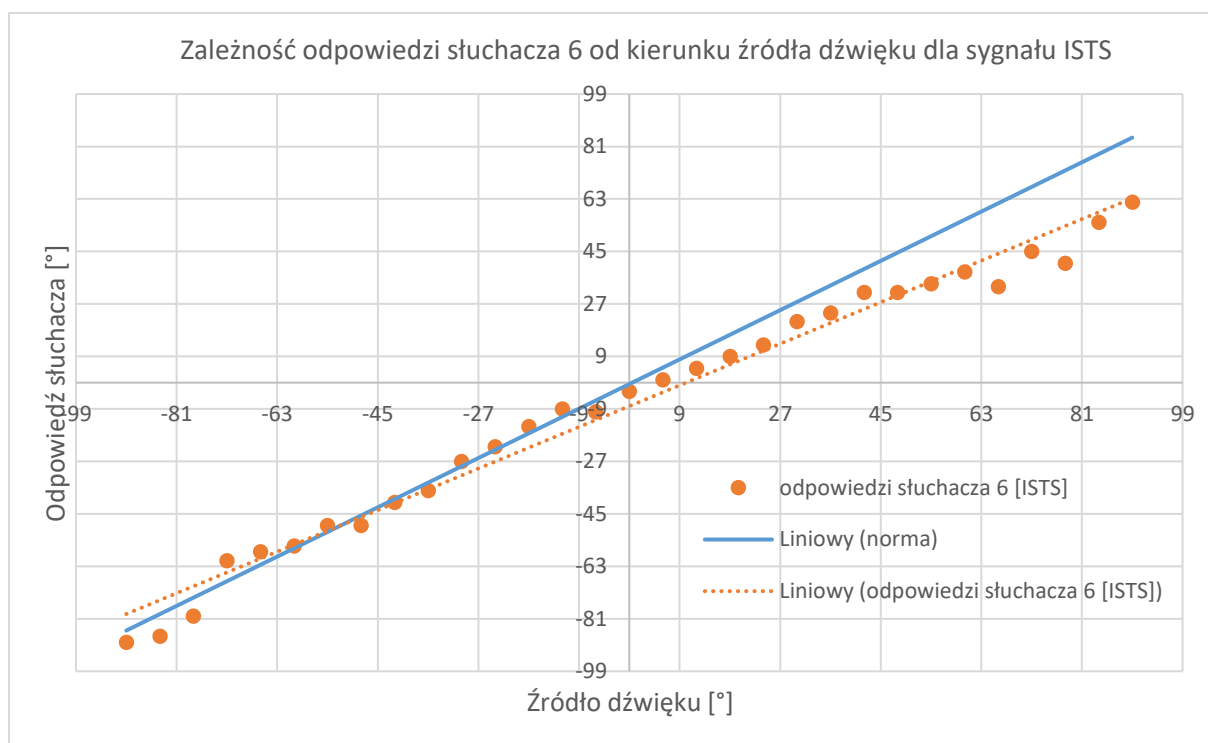
Rycina 52. Zależność odpowiedzi słuchacza nr 4 od kierunku źródła dźwięku dla szumu białego



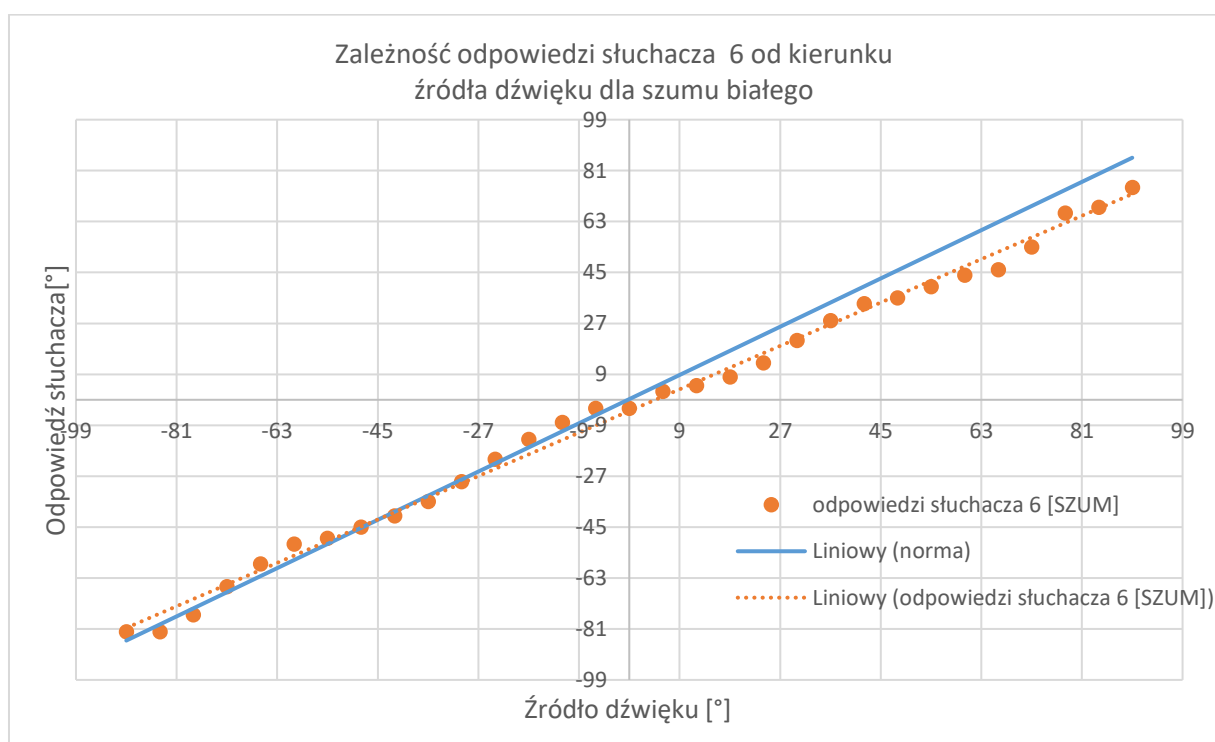
Rycina 53. Zależność odpowiedzi słuchacza nr 5 od kierunku źródła dźwięku dla sygnału ISTS



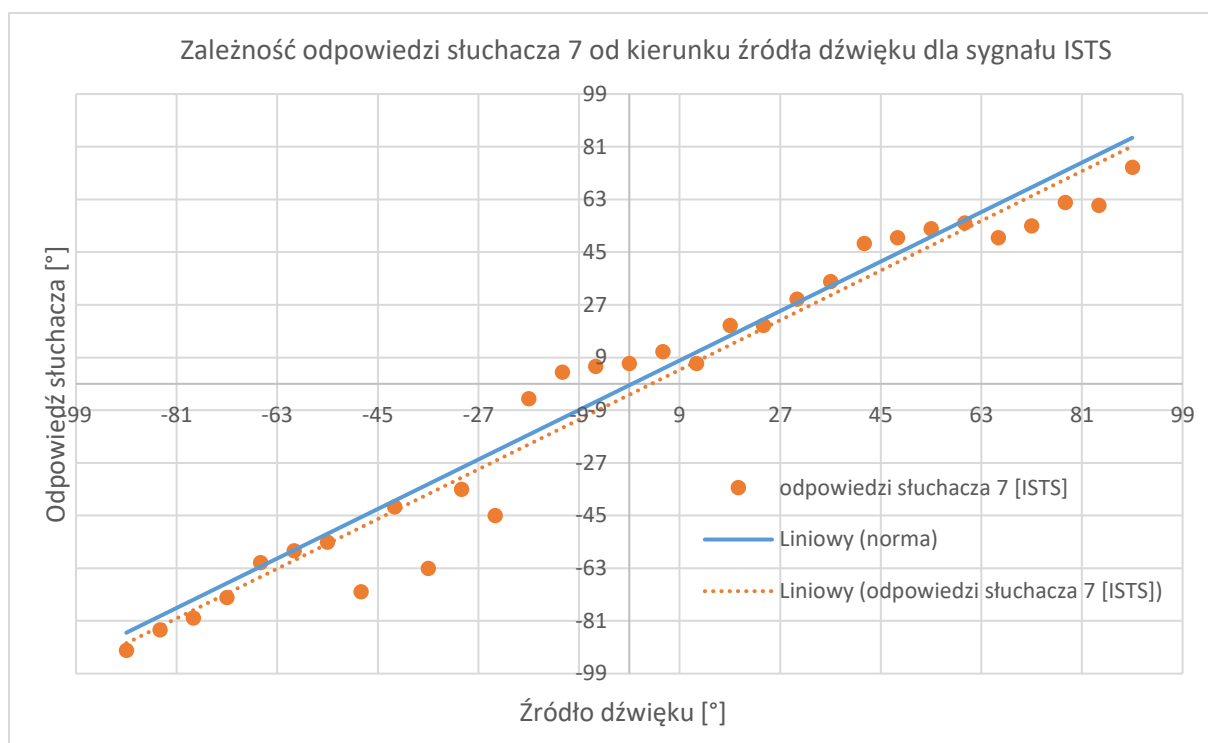
Rycina 54. Zależność odpowiedzi słuchacza nr 5 od kierunku źródła dźwięku dla szumu białego



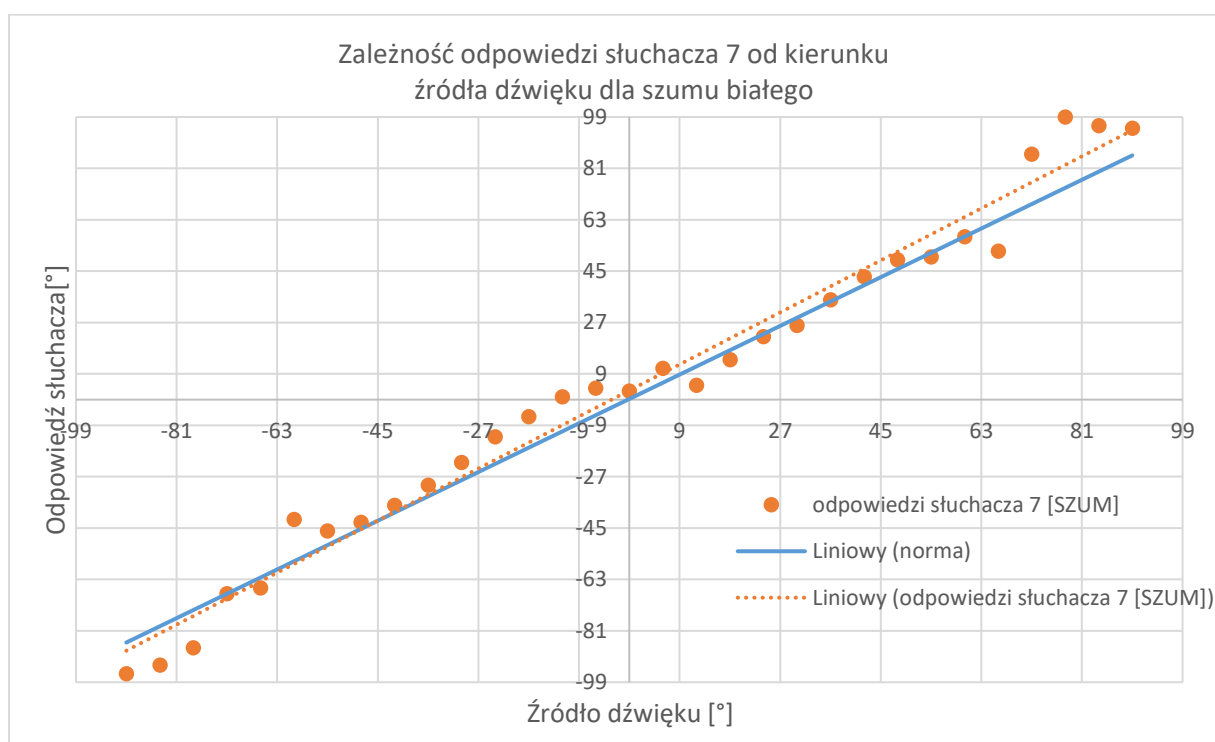
Rycina 55. Zależność odpowiedzi słuchacza nr 6 od kierunku źródła dźwięku dla sygnału ISTS



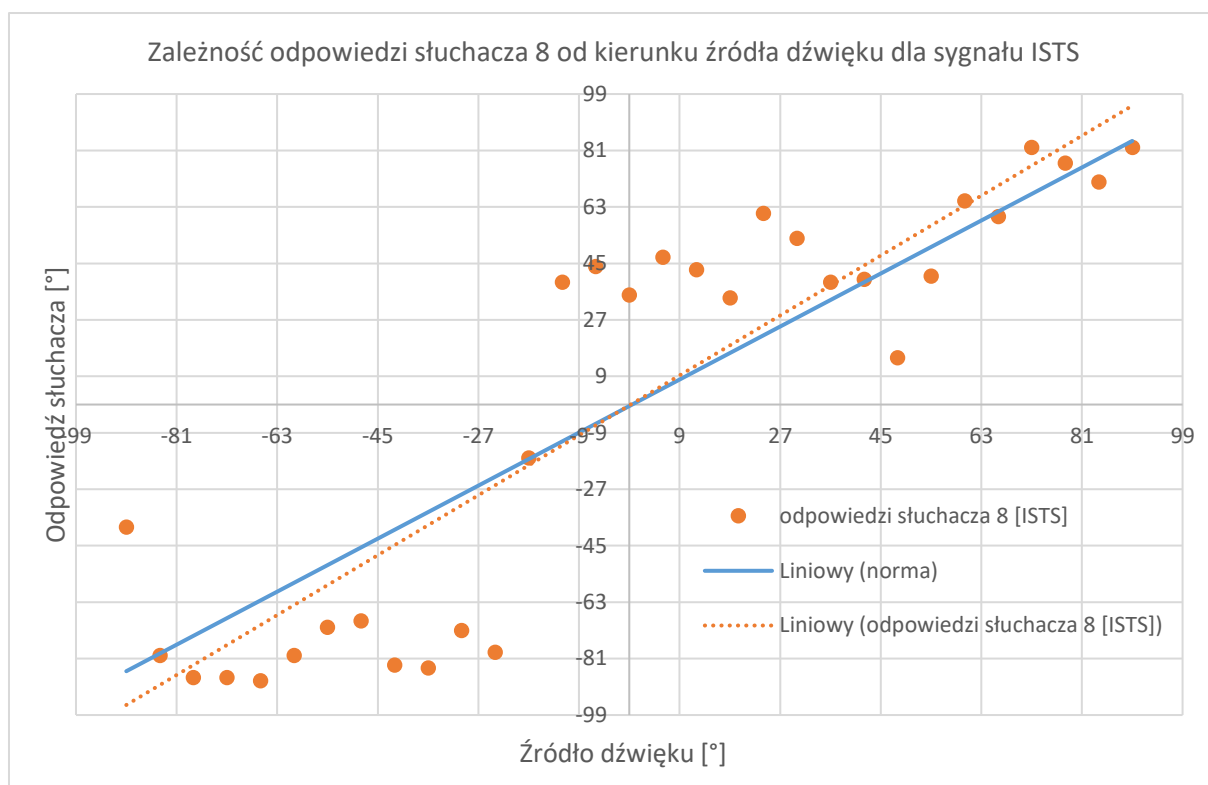
Rycina 56. Zależność odpowiedzi słuchacza nr 6 od kierunku źródła dźwięku dla szumu białego



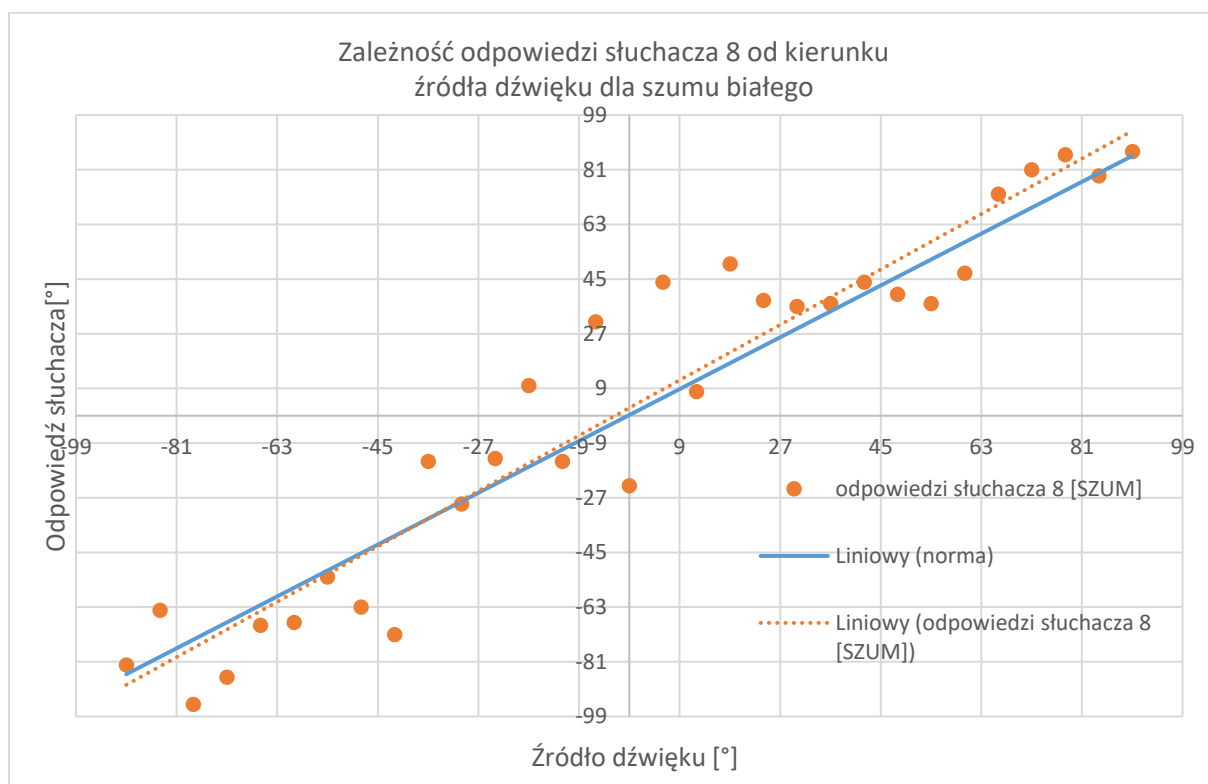
Rycina 57. Zależność odpowiedzi słuchacza nr 7 od kierunku źródła dźwięku dla sygnału ISTS



Rycina 58. Zależność odpowiedzi słuchacza nr 7 od kierunku źródła dźwięku dla szumu białego



Rycina 59. Zależność odpowiedzi słuchacza nr 8 od kierunku źródła dźwięku dla sygnału ISTS



Rycina 60. Zależność odpowiedzi słuchacza nr 8 od kierunku źródła dźwięku dla szumu białego

Poniższa tabela (Tabela 28) zbiera współczynniki kierunkowe wraz z współczynnikiem korelacji dla powyższych wykresów.

Tabela 28. Współczynniki kierunkowe prostej słuchaczy z niedosłuchem w zależności od zastosowanego sygnału

	Sygnał ISTS		Szum biały	
	Współczynnik kierunkowy prostej a	Współczynnik korelacji r	Współczynnik kierunkowy prostej a	Współczynnik korelacji r
Słuchacz 1	0,888	0,97	0,773	0,98
Słuchacz 2	1,432	0,86	1,340	0,86
Słuchacz 3	0,764	0,95	0,153	0,61
Słuchacz 4	0,922	0,99	0,979	0,99
Słuchacz 5	0,991	0,99	0,931	1,00
Słuchacz 6	0,792	0,99	0,852	1,00
Słuchacz 7	0,943	0,98	1,013	0,99
Słuchacz 8	1,060	0,89	1,010	0,96
Grupa prawidłowo słyszących	0,939	1,00	0,948	1,0

2.2.2. Ocena przy pomocy parametru RMS

Podobnie jak dla grupy prawidłowo słyszącej, dla grupy osób z niedosłuchem wyznaczone zostały parametry RMS, oceniające dokładność wskazań źródeł dźwięku w czasie badania. Wartości dla obu zastosowanych sygnałów przedstawione są w tabeli (Tabela 29).

Tabela 29. Wartości RMS dla grupy słuchaczy z niedosłuchem oraz prawidłowo słyszących w zależności od zastosowanego sygnału

	RMS dla sygnału ISTS [°]	RMS dla szumu białego [°]
Słuchacz 1	22,1	16,5
Słuchacz 2	59,1	54,9
Słuchacz 3	21,0	54,4
Słuchacz 4	10,3	9,8
Słuchacz 5	8,8	7,9
Słuchacz 6	15,6	10,2
Słuchacz 7	15,7	10,5
Słuchacz 8	38,4	29,5
Grupa prawidłowo słyszących	10,6	10,2

Oprócz wartości RMS dla całego badania, tak jak dla grupy normatywnej, wyznaczone zostały cząstkowe wartości RMS (Tabela 30).

Tabela 30. Cząstkowe wartości RMS grupy słuchaczy z niedosłuchem oraz prawidłowo słyszących w zależności od zastosowanego sygnału

Typ sygnału	Sygnał ISTS [°]			Szum biały [°]		
	Lewa	Środek	Prawa	Lewa	Środek	Prawa
Słuchacz 1	22,4	18,7	24,9	21,7	7,9	17,6
Słuchacz 2	38,7	87,2	30,9	31,4	82,7	29,0
Słuchacz 3	15,4	14,0	30,3	78,5	37,8	38,1
Słuchacz 4	9,7	9,6	11,4	7,6	8,2	12,9
Słuchacz 5	7,1	7,7	11,1	8,7	6,9	8,2
Słuchacz 6	6,5	6,7	25,7	7,5	6,4	14,9
Słuchacz 7	16,0	16,1	14,8	11,4	8,9	11,1
Słuchacz 8	38,6	49,5	19,9	24,5	42,4	11,2
Grupa prawidłowo słyszących	10,6	7,2	12,8	10,3	7,1	12,2

2.2.3. Wpływ asymetrii słyszenia na lokalizację dźwięku

Na podstawie wyników cząstkowych przeprowadzona została analiza wpływu asymetrii słyszenia na lokalizację dźwięku. Wyniki zostały zebrane w tabelach poniżej (Tabele 31-35).

Tabela 31. Podział grupy ze względu na różnice w średnich progach słyszenia między uszami

Lepsze ucho lewe	Brak różnic między uchem lewym a prawym	Lepsze ucho prawe
2 słuchaczy	4 słuchaczy	2 słuchaczy

Tabela 32. Podział grupy ze względu na różnice w cząstkowych parametrach RMS dla sygnału ISTS

Mniejszy błąd z lewej strony	Mniejszy błąd w środkowej części	Mniejszy błąd z prawej strony
2 słuchaczy	3 słuchaczy	3 słuchaczy

Na podstawie porównania danych z powyższych tabel (Tabele 31 i 32) spośród 5 słuchaczy z mniejszym błędem z lewej lub prawej, można zaobserwować dwóch pacjentów, którzy mają również lepszy średni próg słuchu z danej strony. Dla strony lewej jest to Słuchacz 5 a dla strony prawej jest to Słuchacz 8.

Tabela 33. Podział grupy ze względu na różnice w cząstkowych parametrach RMS z pominięciem środkowej części dla sygnału ISTS

Mniejszy błąd z lewej strony	Mniejszy błąd z prawej strony
5 słuchaczy	3 słuchaczy

Po pominięciu wartości środkowych wynik się nie zmienił (Tabela 33). Porównując dane z tabel (Tabele 31 i 33) korelacje obserwujemy tylko dla Słuchacza 5 i 8.

Tabela 34. Podział grupy ze względu na różnice w cząstkowych parametrach RMS dla szumu białego

Mniejszy błąd z lewej strony	Mniejszy błąd w środkowej części	Mniejszy błąd z prawej strony
1 słuchacz	5 słuchaczy	2 słuchaczy

Na podstawie porównania danych z powyższych tabel (Tabele 31 i 34) dla szumu białego jedyny słuchacz, którego mniejszy błąd z prawej strony pokrywa się z lepszym średnim progiem słyszenia to Słuchacz 8.

Tabela 35. Podział grupy ze względu na różnice w cząstkowych parametrach RMS z pominięciem środkowej części dla szumu białego

Mniejszy błąd z lewej strony	Mniejszy błąd z prawej strony
2 słuchaczy	6 słuchaczy

Pomijając środkowe wartości cząstkowe i porównując dane z tabel (Tabele 31 i 35), korelację można zauważyć dla dwóch słuchaczy z prawej strony: słuchacza 3 i 8.

V. Dyskusja

Średnie progi słyszenia w grupie osób prawidłowo słyszących nie przekroczyły 20 dB_{HL}, co jest zgodne z klasyfikacją WHO. Na Rycinie 25 możemy jednak zauważyć wyraźną tendencję wzrostu średniego progu słyszenia wraz z wiekiem. Analiza statystyczna wykazała różnice istotne statystycznie pomiędzy podgrupą wiekową 20-39 lat a 60-79 lat oraz pomiędzy 40-59 lat a 60-79 lat, zarówno dla średnich niedosłuchów w prawym uchu jak, i lewym. Nie stwierdzono różnicy pomiędzy podgrupami 1 i 2. Wpływ wieku na powiększający się niedosłuch wyraźnie pokazuje norma PN-EN ISO 7029: 2017-04 oraz praca Gierek [147, 148]. Można, więc stwierdzić, że uzyskane wyniki są zgodne z dotychczasowymi badaniami. Ponadto sprawdzona została różnica pomiędzy średnimi progami słuchu w uchu lewym a prawym. Test nie wykazał żadnych różnic istotnych statystycznie. Można, więc stwierdzić, że grupa osób prawidłowo słyszących miała słuch symetryczny.

Kolejnym etapem badań była analiza wykresów zależności odpowiedzi grupy prawidłowo słyszącej od kierunku źródła dźwięku. Poddano analizie przygotowane wykresy, (Rycina 27-Rycina 34). Można zauważyć, że dla całej grupy wiekowej 20-79 lat, współczynnik kierunkowy, współczynnik korelacji oraz kształt, który kreślą odpowiedzi jest bardzo zbliżony do parametrów wyznaczonych dla podgrup wiekowych. Współczynniki kierunkowe prostej mieszczą się w zakresie od 0,902 do 0,988, a współczynnik korelacji nie spada poniżej 0,96. Na podstawie tych wyników można więc wnioskować, że wiek nie wpływa na umiejętność lokalizacji dźwięków. Podobne wyniki zaobserwowali Otte et al. [74], którzy w swoich badaniach nie zauważyli różnic w kierunkowości słuchu pomiędzy grupami. Otte et al. przeprowadzili badania wśród trzech grup wiekowych: 18 dzieci, 10 młodych osób oraz 14 osób starszych. Podobnie jak w prezentowanych w tej pracy badaniach, sygnałem był szum biały. Z tymi spostrzeżeniami kontrastują wyniki Dobрева et al. [82], ponieważ w tych badaniach dla sygnału z maksimum w zakresie 1250-1575 Hz wykazano, że wiek wpływa na lokalizację, jednak tej zależności nie zaobserwowano dla pozostałych badanych pasm częstotliwości. W odróżnieniu od prezentowanych wyników badań Dobрева et al., do grupy najstarszych słuchaczy klasyfikowano osoby w wieku 70-80, których progi słuchowe dla wyższych częstotliwości sięgały nawet 80 dB_{HL} [82]. Do przeciwnych wniosków dotarł Abel et al. [81], którzy w badaniach na grupie 112 osób, zaobserwowali wyraźne pogorszenie się lokalizacji wraz z wiekiem. Jednak dokładność lokalizacji była oceniana w odmienny sposób: zliczany był procent poprawnych wskazań dla konkretnego źródła dźwięku. W pracy Abel et al. udział błędnych odpowiedzi był najmniejszy dla sygnałów szerokopasmowych. Należy

zaznaczyć, że analiza graficzna jest pomocna głównie do oceny indywidualnej pacjenta, ponieważ można na niej łatwo zauważyć charakterystyczne odstające punkty, co pozwala szybko stwierdzić, z której strony osoba badana ma problem z lokalizacją dźwięków. Do bardziej precyzyjnej analizy ilościowej badania bezwzględnej lokalizacji dźwięku wykorzystuje się czulszy parametr – średnią kwadratową błędów wskazań – RMS.

Parametr RMS oceniający wielkość błędów, z jakim słuchacz wskazywał źródło dźwięku wyznaczony został dla wszystkich przebadanych osób. Wyniki dla obu sygnałów zostały podzielone ze względu na podgrupy wiekowe oraz na wyniki cząstkowe RMS (zależne od kierunku źródła dźwięku). Analiza różnic pomiędzy podgrupami wykazała, że zarówno dla sygnału mowopodobnego (ISTS) oraz szumu białego, istnieje istotna statystycznie różnica pomiędzy podgrupą wiekową 1 (20-39 lat) a 3 (60-79 lat), co byłoby zgodne z teoriami Abel et al., Dobрева et al. oraz Freigang et al. [81, 82, 103]. Jednak kryteria włączenia osób do badań wg Freigang et al., oraz Dobрева et al., znacznie różniły się od przedstawianych w tej pracy. Freigang et al. Podobnie jak w niniejszej pracy, w swoich badaniach zastosowali wirtualne źródła dźwięku, skupiając się na różnicach wyników ostrości słyszenia oraz bezwzględnej lokalizacji dźwięku. Do niespodziewanych wniosków, na które wpływ mogła mieć mała liczba uczestników, doszli Dorman et al., ponieważ w ich badaniach grupa osób starszych uzyskała lepsze wyniki lokalizacji od młodszej grupy [119]. Wszyscy badacze zaznaczają, że parametr jest silnie zależny od charakterystyki częstotliwościowej sygnału.

Wpływ rodzaju sygnału na lokalizację dźwięku jest szeroko opisywany w literaturze. W badaniach mających na celu sprawdzenie wpływu obuusznego zaaparatowania na lokalizację dźwięku, Van den Bogaert et al., [97] przedstawili rozrzut wartości od $6,8^{\circ}$ dla szerokopasmowego sygnału dzwonka telefonu, $13,5^{\circ}$ dla niskoczęstotliwościowego sygnału (poniżej 500 Hz), po $21,3^{\circ}$ dla wysokoczęstotliwościowego sygnału (powyżej 5000 Hz). W badaniach wykorzystano 13 niezasłoniętych głośników odsuniętych od siebie o 15° . Best et al. [109], w badaniach lokalizacji sygnału mowy, dla grupy siedmiu prawidłowo słyszących osób wyznaczyli wartość RMS na poziomie $6,9^{\circ}$. Badacze w swoim układzie zastosowali 11 niezasłoniętych głośników znajdujących się na wprost słuchacza ($\pm 50^{\circ}$). Badania na temat wpływu kierunkowości mikrofonów w aparacie słuchowym na lokalizację dźwięku przeprowadzili Keidser et al. [110]. W tej pracy wartości RMS dla grupy prawidłowo słyszących przyjmują około 9° dla wąskopasmowych sygnałów i około 8° dla dźwięku szerokopasmowego. Dorman et al. [149], zbadali wpływ typu protezy słuchowej na zdolność lokalizacji dźwięków. Średnią RMS dla grupy prawidłowo słyszących dla sygnału

szerokopasmowego (125-6000 Hz) wyznaczyli na poziomie 11° . Tabela 21 przedstawia wyniki uzyskane dla obu sygnałów. W niniejszej pracy, dla sygnału mowopodobnego grupa uzyskała $10,6^\circ$, a dla szumu białego $10,2^\circ$. Zatem można zauważyć, że niektórzy badacze w swoich pracach uzyskali mniejszy błąd. Różnica błędu może wynikać z budowy układu (zakryte vs. odkryte głośniki) lub z liczby oraz rodzaju źródeł (fizyczne vs. wirtualne). Przy znanej liczbie głośników, słuchacz może łatwiej odgadnąć źródło dźwięku. Mimo różnic można zauważyć, że wyniki RMS dla wirtualnych źródeł zaprezentowane w niniejszej rozprawie nie odbiegają od uzyskanych przez inne placówki badawcze.

Tabela 21 przedstawia wyniki testów, porównujących wartości RMS dla dwóch zastosowanych w badaniach sygnałów. Dla testu sygnałem mowopodobnym (ISTS) wartość zmienia się pomiędzy $9,6^\circ$ a $11,6^\circ$ w zależności od podgrupy wiekowej. Dla całej grupy osób prawidłowo słyszących wynosi $10,6^\circ$. Dla szumu białego wartość jest mniejsza i wynosi $10,2^\circ$. W zależności od podgrupy wiekowej przyjmuje wartości między $9,1^\circ$ a $11,1^\circ$. Analiza statystyczna nie wykazała różnic istotnych statystycznie pomiędzy wynikami dla żadnej z podgrup wiekowych. Należy jednak zaznaczyć, że oba sygnały można uznać za sygnały szerokopasmowe. ISTS maksimum energii zawiera w zakresie 200 Hz do 2 kHz a szum biały w zakresie 20 Hz do 20 kHz. Wynik dla szumu białego jest nieznacznie niższy. Na podstawie uzyskanych wyników nie można stwierdzić, który sygnał zastosować do badań klinicznych. Jednak dalsze wyniki badań przeprowadzone na grupie osób z uszkodzonym słuchem wskazują, że nie można korzystać z nich zamiennie.

Analizując dane cząstkowych RMS-ów dla sygnału mowopodobnego (ISTS), można zauważyć różnice istotne statystycznie pomiędzy 1 a 3 podgrupą dla sygnałów z lewej strony i ze środka. Testy nie wykazały takiej różnicy dla strony prawej. Jednak przyglądając się Rycinie 41 przedstawiającej cząstkowe wartości z prawej strony, można doszukiwać się różnic pomiędzy tymi grupami. Potwierdzałoby to wyniki osiągnięte dla całosciowego parametru RMS wyliczonego dla sygnału mowopodobnego. Analiza cząstkowych wyników dla szumu białego pokazuje, że różnica jest istotna statystycznie jedynie dla środkowych azymutów pomiędzy najmłodszą a najstarszą podgrupą. Na podstawie uzyskanych danych, można zauważyć, że dla obu sygnałów błąd popełniany przez słuchaczy przy wskazaniach jest najmniejszy w środkowej części układu. To znaczy, że pacjenci najdokładniej wskazywali kierunki źródła słyszanego dźwięku na wprost twarzy. Badanie w podobnych warunkach przeprowadzili Best et al. [109] uzyskując dla osób prawidłowo słyszących wynik na poziomie $6,9^\circ$. W badaniach prezentowanych w niniejszej pracy wyniki na wprost pacjenta to $7,2$ dla

sygnału mowopodobnego i 7,1 dla szumu białego. Podobne wyniki prezentują w swoich badaniach Blauert [19] oraz Freigang [103], co potwierdza, że człowiek największą precyzję wskazań osiąga na wprost i traci ją wraz z wzrostem kąta padania.

Rycina 43 i Rycina 44 przedstawiają wyniki analizy korelacji parametru RMS z wiekiem. Można zauważyć tendencję wzrostową dla obu krzywych. Dla obu sygnałów otrzymano korelację przeciętną. Na podstawie tych wykresów nie da się stwierdzić, że te parametry są ze sobą skojarzone, jednak nie można jednoznacznie wykluczyć tej hipotezy. Do dokładniejszego zbadania tej korelacji konieczne jest kontynuowanie badań i sukcesywne zwiększanie grupy normatywnej.

Na koniec analizy danych uzyskanych dla grupy osób prawidłowo słyszących, badaniu poddano wpływ asymetrii słyszenia na lokalizację dźwięków. Wśród osób z tej grupy nie zarejestrowano przypadków różnic w średnich progach słyszenia większych niż 10 dB. Czyli według przyjętych kryteriów, takich różnic nie można traktować jako asymetrię. Analiza przeprowadzona została dwuetapowo. Pierwsza analiza uwzględniała wszystkie trzy częściowe wyniki RMS wyznaczone dla każdego słuchacza. Ze względu na dominującą liczbę słuchaczy lokalizujących z największą precyzją z przodu (Tabele 23 i 25). Druga analiza porównywała wyłącznie boczne wartości z lewej i prawej strony. Na podstawie uzyskanych danych nie można zauważyć wyraźnej korelacji. To znaczy, że minimalne różnice pomiędzy progami słyszenia (mieszczące się w niepewności pomiarowej audiometru) nie mają wpływu na kierunkowość słyszenia.

Grupa osób z niedosłuchem składała się z 8 osób. Głębokości niedosłuchów można zobaczyć w Tabeli 27. Średnie progi słyszenia mieszczą się w zakresie od 60 dB_{HL} do 25 dB_{HL}, wśród słuchaczy znalazła się jedna osoba z głuchotą jednostronną oraz jedna osoba nosząca obustronnie aparaty słuchowe. Dodatkowo u dwóch słuchaczy stwierdzono asymetrię słyszenia - różnica między średnimi progami słyszenia obu uszu była większa niż 10 dB.

Metoda graficzna, czyli analiza wykresów zależności odpowiedzi słuchacza od kierunku źródła dźwięku, nie wykazała nieprawidłowości w przebiegu odpowiedzi tylko dla słuchacza 5. W Tabeli 28 zebrane zostały współczynniki kierunkowe prostych. Na ich podstawie można stwierdzić, że wyniki zbliżone do prawidłowego przebiegu osiągnął również słuchacz 4. Jednak na Rycinie 52, która przedstawia wyniki odpowiedzi słuchacza 4 podczas badania szumem białym, można zauważyć punkty z prawej strony (zakres 45°-90°), które odbiegają od normy. Aby uzyskać pełen obraz zdolności do lokalizowania przez słuchacza, należy wziąć pod uwagę

również parametr RMS, który będzie rozstrzygał takie wątpliwości. Wątpliwości wzbudza wykres z odpowiedzi słuchacza 2, który niezależnie od azymutu lokalizował dźwięk skrajnie z lewej (około -90°) i skrajnie z prawej (około $+90^\circ$) (Rycina 47 i Rycina 48). Wykresy odpowiedzi słuchacza 3 wyraźnie różnią się w zależności od sygnału: znacznie gorsze wyniki osiągnął dla szumu białego (Rycina 49 i Rycina 50). Odwrotną sytuację możemy zauważyć u słuchacza 8, w wypadku którego współczynnik korelacji jest lepszy dla szumu białego niż dla sygnału ISTS.

Całościowe wartości RMS wyliczone dla słuchaczy z grupy z nieprawidłowym słuchem zbiera Tabela 29. Na jej podstawie można wydzielić dwie podgrupy: osoby lokalizujące prawidłowo, do których należą słuchacz 4 i 5; ich wynik jest nawet niższy niż średnia grupy prawidłowo słyszącej. Pozostali słuchacze kwalifikują się do grupy nieprawidłowo lokalizujących. Takie same wnioski zostały wysunięte na podstawie metody graficznej. Najwyższy wynik parametru RMS dla obu sygnałów osiągnął słuchacz 2. Przyczyna tak słabego wyniku nie jest do końca jasna, audiogram pacjenta jest symetryczny, a średnia dla obu uszu wyniosła $35 \text{ dB}_{\text{HL}}$. Pewne jest, że słuchacz otrzymał taki sam instruktaż i taki sam czas na oswojenie się z aparaturą badawczą jak pozostali uczestnicy badania, zatem wysokie wartości nie powinny być skojarzone z brakiem zrozumienia badania.

Drugi najwyższy wynik dla sygnału mowopodobnego zarejestrował słuchacz 8, osoba z jednostronną głuchotą, co jest zgodne z badaniami przeprowadzonymi przez Firszt et al., Rothpletz et al., Agtenberg et al. oraz Van Wanrooij et al., [90, 94, 150, 151]. Badacze zaznaczają, że lokalizacja u osób z głuchotą jednostronną jest utrudniona, jednak możliwa. Dla słuchacza 8 charakterystyczna jest dysproporcja pomiędzy wynikami dla sygnału mowopodobnego ($38,4^\circ$) i szumu białego ($29,5^\circ$). Najprawdopodobniej wynika to z większej ilości wysokich częstotliwości zawartych w szumie białym, z których może korzystać osoba z jednostronną głuchotą [151]. Jednak badania literaturowe nie wykazały istnienia badań porównujących dokładność w lokalizacji dźwięków osób z jednostronną głuchotą lub jednostronnym niedosłuchem w zależności od sygnału. W badaniach Rothpletz et al. wyniki dla szumu białego oscylują pomiędzy 16° a 68° [150].

Słuchacz 1, osoba korzystająca, na co dzień z aparatów słuchowych, osiągnął wyniki RMS na poziomie $22,1^\circ$ dla sygnału ISTS oraz $16,5^\circ$ dla szumu białego. Badanie zostało przeprowadzone z założonymi aparatami. Różnica na niekorzyść sygnału ISTS, może dziwić, ze względu na charakterystykę łatwiejszą dla obioru poprzez aparat słuchowy. Jest to aspekt, który należy rozwinąć w kolejnych etapach badań. Dorman et al. przedstawiają wyniki RMS

dla użytkowników aparatów słuchowych dla sygnału szerokopasmowego (125-6000 Hz) na poziomie 12°. Zatem zauważalne jest pogorszenie względem grupy osób prawidłowo słyszących [119]. Pogorszenie względem normy, raportują również Best et al., w ich badaniach jako sygnał testowy zastosowano mowę [100].

Jedynym słuchaczem, który nie zarejestrował niższego wyniku dla sygnału o szerszej charakterystyce częstotliwościowej - szumu białego jest słuchacz 3. Wśród pozostałych uczestników badania obserwujemy niższe wartości RMS dla szumu białego, co jest zgodne z wynikami Keidser et al., [110] oraz Abel et al., [81], którzy wykazali że szerokość sygnału ma wpływ na dokładność lokalizacji.

Podobnie jak dla grupy prawidłowo słyszącej na podstawie obliczonych cząstkowych wartości RMS, można zaobserwować największą dokładność wskazań z azymutów znajdujących się na wprost słuchaczy. Jest to zgodne z teorią, która mówi o pogarszaniu się precyzji wraz ze zwiększaniem kąta padania dźwięku.

Próba korelacji asymetrii słyszenia z kierunkowością słuchu wykazała, że słuchacz 5 z lepszym średnim progiem słuchu w uchu lewym uzyskał lepsze wyniki dla strony lewej, jednak tylko dla sygnału mowopodobnego (ISTS). Dla szumu białego pacjent 3 z lepszym średnim progiem słyszenia w prawym uchu uzyskał lepsze wyniki z prawej strony w czasie badania bezpośredniej lokalizacji dźwięku. Jedyną osobą, która wykazała taką tendencję dla obu sygnałów, jest słuchacz 8, który słysząc tylko prawym uchem lokalizował dokładnie ze swojej prawej strony. Można więc zauważyć, że asymetria słyszenia może mieć wpływ na wynik badania zdolności lokalizacji dźwięków. Zebrana grupa pacjentów jest zdecydowanie za mała na określenie stopnia tej zależności. Próby korelacji parametru RMS oraz progów słyszenia dokonali Vannson et al. [47]. W badaniach jakości życia i słuchu u osób z asymetrycznym niedosłuchem wykazał, że istnieje taka zależność. Badania były prowadzone na układzie pomiarowym składającym się tylko z trzech głośników.

Wkładem w lepsze rozumienie natury lokalizacji dźwięku przez człowieka jest stworzony układ do badań bezwzględnej lokalizacji dźwięku. Do aparatury opracowano metodykę pomiaru oraz wyznaczono dane normatywne. Normy zostały poszerzone o cząstkowe wartości RMS, które pomogą w ocenie osób z asymetrią słuchu. Na tle danych normatywnych zostały zaprezentowane wyniki grupy osób z różnymi niedosłuchami dzięki czemu udowodnione zostało, że aparatura jest gotowa do dalszych prac badawczych oraz klinicznych.

VI. Wnioski

Na podstawie uzyskanych wyników badań sformułowano następujące wnioski:

1. Wykazano, że wirtualne źródła dźwięku cechują się wystarczającą dokładnością, aby stosować je w badaniach bezwzględnej lokalizacji dźwięku.
2. Uzyskane wyniki dla grupy osób prawidłowo słyszących stanowią wstępne dane normatywne. Zasadne jest poszerzenie tej grupy i prowadzenie badań klinicznych u osób z różnym typem niedosłuchu.
3. Wykazano, że wiek nie wpływa na lokalizację wirtualnych źródeł dźwięku, jeśli progi słuchowe są w normie. W przypadku niedosłuchu, badania wpływu stosowanego sygnału na lokalizację wirtualnych źródeł dźwięku muszą być kontynuowane.
4. Osoby bez asymetrii słuchu nie mają problemu z lokalizacją dźwięków wirtualnych.
5. Częstkowe wyniki RMS pokazują, że osoby prawidłowo słyszące najlepiej lokalizują dźwięki dochodzące pod małym kątem. Częstkowe wyniki RMS są przydatne do oceny lokalizacji wirtualnego źródła dźwięku u osób z niedosłuchem.

VII. Streszczenie

Wstęp: Początki rozważań na temat zdolności człowieka do lokalizacji dźwięku sięgają połowy XIX wieku. Badanie kierunkowości może być przydatne na wielu etapach pracy klinicznej. Lokalizacja dźwięku pomaga nam „odnaleźć się” w różnych sytuacjach akustycznych, a w niektórych wypadkach jest krytyczna dla bezpieczeństwa. Ponadto, słuch ma wpływ na naszą jakość życia. Osoba z zaburzoną zdolnością do lokalizowania dźwięku może mieć problem z prowadzeniem rozmowy w większym gronie osób. Szybkie odnalezienie rozmówcy w grupie osób mówiących pomoże w zrozumieniu wskazówek wizualnych i odczytaniu mowy z ust. Efektem upośledzenia lokalizacji może być niechęć do spotkań. Można więc stwierdzić, że pogorszony słuch może wpłynąć na zdrowie psychiczne człowieka. W ramach pracy przygotowana została metoda do oceny asymetrii słyszenia przy pomocy wirtualnych źródeł dźwięku. W procesie tworzenia pracy powstała pierwsza w Polsce aparatura do badań bezwzględnej lokalizacji dźwięku przy pomocy wirtualnych źródeł dźwięku. Przy pomocy tego narzędzia powstały dane normatywne, które mogą zostać wykorzystane do dalszych prac badawczych. Uzyskane normy pozwalają nie tylko na ocenę popełnianego błędu w czasie całego badania, ale również na wyszczególnienie błędów z konkretnej strony (prawej lub lewej) słuchacza. Takie rozróżnienie dokładności w zależności od kierunku jest potrzebne do badań osób z asymetrią słyszenia.

Cel pracy: Celem pracy jest sprawdzenie czy wirtualne źródła dźwięku mogą być przydane w badaniach asymetrii słyszenia. Cele szczegółowe pracy to:

Wyznaczenie danych normatywnych dla badania bezwzględnej lokalizacji dźwięku na podstawie badań osób prawidłowo słyszających. Sprawdzenie czy wiek oraz rodzaj sygnału wpływają na wynik badania bezwzględnej lokalizacji dźwięku. Zbadanie czy częściowe wyniki badania bezwzględnej lokalizacji dźwięku mogą pomóc w ocenie asymetrii słyszenia. Ocena wpływu asymetrii słuchu na dokładność lokalizacji wirtualnych źródeł dźwięku przy pomocy częściowych parametrów RMS

Materiał i metody: W badaniach udział wzięły 62 osoby. Pierwsza grupa - osób normalnie słyszających składa się z: 54 osób 35 kobiet i 19 mężczyzn w wieku od 21 do 75 lat (średnia 47,5). Wśród kobiet przedział wieku to 21-73 lat oraz średnia wieku 44,9 lat. Wiek mężczyzn mieści się w zakresie od 24 do 75 lat, a średnia wyniosła 51,6 lat. Druga grupa złożona z osób z niedosłuchem składa się z: 8 osób 2 kobiet 6 mężczyzn. W drugiej grupie znalazły się osoby w wieku od 27 do 78 lat (średnia 63,3). Badanie było dwuetapowe, badanie

audiometrii tonalnej oraz badanie lokalizacji dźwięku. Badanie składało się z 6 serii po 3 dla każdego sygnału. Na jedną serię składało się 31 kierunków (0° i po 15 azymutów z lewej i prawej strony oddalonych od siebie o 6°). Sygnał prezentowany był na poziomie 65 dB SPL przez dwie sekundy.

Wyniki: Średnie progi słyszenia w grupie osób prawidłowo słyszących nie przekroczyły 20 dB_{HL}. Średnie progi słyszenia w grupie z niedosłuchem mieszczą się w zakresie od 60 dB HL do 25 dB_{HL}. W badaniach u osób w grupie prawidłowo słyszących dla testu sygnałem mowopodobnym (ISTS) wartość zmienia się pomiędzy $9,6^\circ$ a $11,6^\circ$ w zależności od podgrupy wiekowej. Dla całej grupy osób prawidłowo słyszących wynosi $10,6^\circ$. Dla szumu białego wartość jest mniejsza i wynosi $10,2^\circ$. W zależności od podgrupy wiekowej przyjmuje wartości między $9,1^\circ$ a $11,1^\circ$. Wartości RMS w grupie z niedosłuchem wynosiły od $8,8^\circ$ do $59,1^\circ$ dla sygnału ISTS oraz między $7,9^\circ$ do $54,9^\circ$ dla szumu białego.

Wnioski: Wykazano, że wirtualne źródła dźwięku cechują się wystarczającą dokładnością, aby stosować je w badaniach bezwzględnej lokalizacji dźwięku. Uzyskane wyniki nie różnią się od wyników przeprowadzonych tylko przy pomocy fizycznych źródeł. Wyniki dla grupy prawidłowo słyszającej wskazują na konieczność poszerzenia grupy w celu ustalenia norm oraz prowadzenia badań klinicznych u osób z niedosłuchem. Wykazano, że wiek nie ma wpływu na lokalizację wirtualnych źródeł dźwięku, jeśli progi słuchowe są w normie. Jednak badania wpływu stosowanego sygnału na wynik bezwzględnej lokalizacji wirtualnych źródeł dźwięku muszą być kontynuowane wśród osób z niedosłuchem. Zastosowana metoda graficzna jest wystarczająca do analizy wyników badania bezwzględnej lokalizacji, jednak w wątpliwych przypadkach lub w celu porównań z grupą, lepiej jest korzystać z parametru RMS. Częstkowe wyniki RMS pokazują, że człowiek prawidłowo słyszący najlepiej lokalizuje dźwięki dochodzące pod małym kątem. Osoba bez asymetrii słuchu nie ma problemu z lokalizacją dźwięków wirtualnych. Częstkowe wyniki RMS są pomocne do oceny wyników osób z niedosłuchem

VIII. Abstract

Introduction: The beginnings of the reflection on man's ability to locate sound date back to the mid-19th century. The study of directionality can be useful at many stages of clinical work. Sound localization helps us to "find ourselves" in various acoustic situations, and in some cases, is critical for safety. Moreover, a hearing has an impact on our quality of life. A person with impaired ability to locate sounds may have difficulty having a conversation with a larger

group of people. Quickly finding the interlocutor in a group of speakers will help to understand visual clues and read from lips. The result may be an aversion to meetings. Thus, it can be concluded that impaired hearing can affect the mental health of a person. As part of the work, a method was prepared to assess the asymmetry of hearing using virtual sound sources. In the process, the first in Poland equipment for studying absolute sound localization using virtual sound sources was created. Normative data was created, which can be used for further research work. Obtained norms allow not only to assess the error committed during the whole test but also to specify the errors from a particular side (right or left) of the listener. Such a distinction of accuracy depending on the direction is needed for studies of people with asymmetrical hearing.

Aim of the study: The aim of the study is to check if virtual sound sources can be useful in studies of hearing asymmetry. The specific objectives of the work are:

Determination of normative data to analyze absolute sound localization, based on studies of people with normal hearing. To check whether the age and type of signal influence the result of the absolute sound localization test. To examine whether partial results of the absolute sound localization test can help assess the asymmetry of hearing. To evaluate the impact of hearing asymmetry on the accuracy of virtual sound localization using partial RMS parameters

Material and methods: 62 people took part in the research. The first group - people with normal hearing consists of 54 people: 35 women, and 21 men aged 21 to 75 (average 47.5). Among women, the age range was 21-73 years, and the average age was 44.9 years. The age of men ranges from 24 to 75, with an average of 51.6 years. The second group of people with hearing loss consists of 8 people: two women and six men. The second group includes people between 27 and 78 years old (mean 63.3). The study had two-stages, first pure tone audiometry, and second sound localization. The study consisted of 6 series of 3 for each signal. One series consisted of 31 directions (0° and 15 azimuths on the left and right side, 6° apart). The signal was presented at 65 dB SPL for two seconds.

Results: The average hearing thresholds in the normal hearing group did not exceed 20 dB HL. The average hearing thresholds in the hearing-impaired group ranged from 60 dB_{HL} to 25 dB_{HL}. In a study with normal-hearing subjects, the speech-like signal test (ISTS) value varies between 9.6° and 11.6° depending on the age subgroup. For the overall normal-hearing group the value is 10.6° . For white noise, the value is lower - 10.2° . Depending on the age subgroup,

it takes values between 9.1° and 11.1° . The RMS values in the hearing-impaired group ranged from 8.8° to 59.1° for the ISTS signal and between 7.9° 54.9° for white noise.

Conclusions: Virtual sound sources have been shown to have sufficient accuracy to be used in absolute sound localisation studies. The results obtained do not differ from those obtained with physical sources alone. The results for the normal-hearing group indicate the need to expand the group in order to establish norms and to conduct clinical tests in people with hearing loss. Age has been shown to have no effect on the localisation of virtual sound sources if auditory thresholds are normal. However, study of the effect of the applied signal on the outcome of absolute virtual sound source localisation needs to be continued among people with hearing loss. The graphical method is sufficient to analyse the absolute localisation results, but in doubtful cases or for group comparisons, it is better to use the RMS parameter. The partial RMS results show that a person with normal hearing localizes sounds coming from a small angle best. A person without hearing asymmetry has no problem localizing virtual sounds. The partial RMS results are helpful to assess the performance of people with hearing loss.

IX. Bibliografia

- [1] World Health Organization [online] Deafness and hearing loss 2020. <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/deafness-and-hearing-loss>. [dostęp październik 24, 2020].
- [2] Laureyns M, Bisgaard N, Bobeldijk M, Zimmer S. Getting the numbers right on Hearing Loss Hearing Care and Hearing Aid Use in Europe. 2020.
- [3] Cox RM, Schwartz KS, Noe CM, Alexander GC. Preference for One or Two Hearing Aids Among Adult Patients. *Ear Hear* 2011;32:181–97. doi:10.1097/AUD.0b013e3181f8bf6c.
- [4] Yost WA. History of sound source localization: 1850-1950, 2017, p. 050002. doi:10.1121/2.0000529.
- [5] Stevens SS, Newman EB. The Localization of Actual Sources of Sound. *Am J Psychol* 1936;48:297. doi:10.2307/1415748.
- [6] Mills AW. Lateralization of High-Frequency Tones. *J Acoust Soc Am* 1960;32:132–4. doi:10.1121/1.1907864.
- [7] Makous JC, Middlebrooks JC. Two-dimensional sound localization by human listeners. *J Acoust Soc Am* 1990;87:2188–200. doi:10.1121/1.399186.
- [8] Abel SM, McLean JA. Sound localization: value in localizing lesions of the auditory pathway. *J Otolaryngol* 1978;7:132—140.
- [9] Celesia GG. Hearing disorders in brainstem lesions. *Handb Clin Neurol* 2015;129:509–36. doi:10.1016/B978-0-444-62630-1.00029-9.
- [10] Kühnle S, Ludwig AA, Meuret S, Küttner C, Witte C, Scholbach J, et al. Development of Auditory Localization Accuracy and Auditory Spatial Discrimination in Children and Adolescents. *Audiol Neurotol* 2013;18:48–62. doi:10.1159/000342904.
- [11] Shetty HN. A battery of tests for fitting hearing aid to single sided deafness client – a case report. *Acta Oto-Laryngologica Case Reports* 2017;2:89–95. doi:10.1080/23772484.2017.1321469.
- [12] Zirn S, Angermeier J, Arndt S, Aschendorff A, Wesarg T. Reducing the Device Delay Mismatch Can Improve Sound Localization in Bimodal Cochlear Implant/Hearing-Aid Users. *Trends Hear* 2019;23:233121651984387. doi:10.1177/2331216519843876.
- [13] Van Eeckhoutte M, Spirrov D, Wouters J, Francart T. Objective Binaural Loudness Balancing Based on 40-Hz Auditory Steady-State Responses. Part II: Asymmetric and Bimodal Hearing. *Trends Hear* 2018;22:233121651880536. doi:10.1177/2331216518805363.
- [14] Köbler S, Rosenhall U. Horizontal localization and speech intelligibility with bilateral and unilateral hearing aid amplification: Localización horizontal y discriminación del lenguaje con adaptación unilateral y bilateral de auxiliares auditivos. *Int J Audiol* 2002;41:395–400. doi:10.3109/14992020209090416.
- [15] Szmeja Z. Lokalizacja dźwięku. W: Pruszewicz A, Obrębowski A. *Audiol. Klin. zarys.*, Poznań: Wydawnictwo Naukowe Uniwersytetu Medycznego im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu; 2010.

- [16] Grothe B, Pecka M. The natural history of sound localization in mammals--a story of neuronal inhibition. *Front Neural Circuits* 2014;8:116. doi:10.3389/fncir.2014.00116.
- [17] Hartmann WM. How We Localize Sound. *Phys Today* 1999;52:24–9. doi:10.1063/1.882727.
- [18] Grothe B, Pecka M, McAlpine D. Mechanisms of Sound Localization in Mammals. *Physiol Rev* 2010;90:983–1012. doi:10.1152/physrev.00026.2009.
- [19] Blauert J. Spatial hearing: the psychophysics of human sound localization. MIT press; 1997.
- [20] Moore BCJ. An introduction to the psychology of hearing. 6. ed. Leiden: Brill; 2013.
- [21] Kohlrausch A, Braasch J, Kolossa D, Blauert J. An introduction to binaural processing. *Technol. binaural List.*, Springer; 2013, p. 1–32.
- [22] Litovsky RY, Colburn HS, Yost WA, Guzman SJ. The precedence effect. *J Acoust Soc Am* 1999;106:1633–54. doi:10.1121/1.427914.
- [23] Kolarik AJ, Cirstea S, Pardhan S, Moore BCJ. A summary of research investigating echolocation abilities of blind and sighted humans. *Hear Res* 2014;310:60–8. doi:10.1016/j.heares.2014.01.010.
- [24] Culling JF, Akeroyd MA. Spatial hearing. In: Plack C, editor. *Oxford Handb. Audit. Sci. Hear.*, Oxford University Press; 2010. doi:10.1093/oxfordhb/9780199233557.013.0006.
- [25] Asano F, Suzuki Y, Sone T. Role of spectral cues in median plane localization. *J Acoust Soc Am* 1990;88:159–68. doi:10.1121/1.399963.
- [26] Pruszeicz A. Wybrane zagadnienia z fizjologii słyszenia. W: Pruszeicz A, Obrębowski A. *Audiol. Klin. zarys.*, Poznań: Wydawnictwo Naukowe Uniwersytetu Medycznego im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu; 2010.
- [27] Obrębowski A. Podstawowe wiadomości z filo- i ontogenezy oraz anatomii. In: Pruszeicz A, Obrębowski A. *Audiol. Klin. zarys.*, Poznań: Wydawnictwo Naukowe Uniwersytetu Medycznego im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu; 2010.
- [28] La Jeffress. Detection and lateralization of binaural signals. *Audiology* 1971;10:77–84.
- [29] Przewoźny T. Anatomy and physiology of directional hearing. *Folia Morphol (Warsz)* 2015;74:9–15.
- [30] Zheng Y, Godar SP, Litovsky RY. Development of sound localization strategies in children with bilateral cochlear implants. *PLoS One* 2015;10:e0135790.
- [31] Tollin DJ. Interaural Level Difference Discrimination Thresholds and Virtual Acoustic Space Minimum Audible Angles for Single Neurons in the Lateral Superior Olive. *Hear. – From Sens. Process. to Percept.*, Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg; 2007, p. 425–33. doi:10.1007/978-3-540-73009-5_46.
- [32] Tollin DJ, Koka K, Tsai JJ. Interaural Level Difference Discrimination Thresholds for Single Neurons in the Lateral Superior Olive. *J Neurosci* 2008;28:4848–60. doi:10.1523/JNEUROSCI.5421-07.2008.
- [33] Wood KC, Town SM, Bizley JK. Neurons in primary auditory cortex represent sound source location in a cue-invariant manner. *Nat Commun* 2019;10:3019.

doi:10.1038/s41467-019-10868-9.

- [34] Zakrzewski A. Badania doświadczalne nad asymetrią czynnościową narządu słuchu. *Pol Przegląd Oto-Laryngologiczny* 1936;XII:211–35.
- [35] Kimura D. Cerebral dominance and the perception of verbal stimuli. *Can J Psychol Can Psychol* 1961;15:166–71. doi:10.1037/h0083219.
- [36] Marzoli D, Tommasi L. Side biases in humans (*Homo sapiens*): three ecological studies on hemispheric asymmetries. *Naturwissenschaften* 2009;96:1099–106. doi:10.1007/s00114-009-0571-4.
- [37] American Speech-Language-Hearing Association. [online] Audiology Information Series: Type, Degree, and Configuration of Hearing Loss n.d. <https://www.asha.org/public/hearing/Configuration-of-Hearing-Loss/> [dostęp sierpień 28, 2019].
- [38] Djalilian HR. Symptom: Asymmetric Hearing Loss. *Hear J* 2015;68:8. doi:10.1097/01.HJ.0000459744.79004.bf.
- [39] Noble W, Gatehouse S. Interaural asymmetry of hearing loss, Speech, Spatial and Qualities of Hearing Scale (SSQ) disabilities, and handicap. *Int J Audiol* 2004;43:100–14. doi:10.1080/14992020400050015.
- [40] Chung SM, Stephens SDG. Factors influencing binaural hearing aid use. *Br J Audiol* 1986;20:129–40. doi:10.3109/03005368609079006.
- [41] Pittman AL, Stelmachowicz PG. Hearing Loss in Children and Adults: Audiometric Configuration, Asymmetry, and Progression. *Ear Hear* 2003;24:198–205. doi:10.1097/01.AUD.0000069226.22983.80.
- [42] Margolis RH, Saly GL. Asymmetric Hearing Loss. *Otol Neurotol* 2008;29:422–31. doi:10.1097/MAO.0b013e31816c7c09.
- [43] Tufatulin GS, Boboshko MY, Artyushkin SA. Asymmetric sensorineural hearing impairment in the adult population. *Vestn Otorinolaringol* 2018;83:20. doi:10.17116/otorino201883320.
- [44] Beck D. [online] How Much Asymmetry is Considered Significant? <https://www.audiologyonline.com/ask-the-experts/much-asymmetry-considered-significant-115> (dostęp sierpień 28, 2019).
- [45] Firszt JB, Reeder R, Skinner M. Restoring hearing symmetry with two cochlear implants or one cochlear implant and a contralateral hearing aid. *J Rehabil Res Dev* 2008;45:749–68. doi:10.1682/JRRD.2007.08.0120.
- [46] Kumpik DP, King AJ. A review of the effects of unilateral hearing loss on spatial hearing. *Hear Res* 2019;372:17–28. doi:10.1016/j.heares.2018.08.003.
- [47] Vannson N, James C, Fraysse B, Strelnikov K, Barone P, Deguine O, et al. Quality of Life and Auditory Performance in Adults with Asymmetric Hearing Loss. *Audiol Neurotol* 2015;20:38–43. doi:10.1159/000380746.
- [48] Borton SA, Mauze E, Lieu JEC. Quality of Life in Children With Unilateral Hearing Loss: A Pilot Study. *Am J Audiol* 2010;19:61–72. doi:10.1044/1059-0889(2010/07-0043).

- [49] Lieu JEC, Karzon RK, Ead B, Tye-Murray N. Do Audiologic Characteristics Predict Outcomes in Children With Unilateral Hearing Loss? *Otol Neurotol* 2013;34:1703–10. doi:10.1097/MAO.0000000000000190.
- [50] Schmidt CM, Knief A, Lagosch AK, Deuster D, Am Zehnhoff-Dinnesen A. Left-right asymmetry in hearing loss following cisplatin therapy in children - The left ear is slightly but significantly more affected. *Ear Hear* 2008;29:830–7. doi:10.1097/AUD.0b013e31818005a4.
- [51] Polonenko MJ, Papsin BC, Gordon KA. Cortical plasticity with bimodal hearing in children with asymmetric hearing loss. *Hear Res* 2019;372:88–98. doi:10.1016/j.heares.2018.02.003.
- [52] Choi S-W, Peek-Asa C, Sprince NL, Rautiainen RH, Donham KJ, Flamme GA, et al. Hearing loss as a risk factor for agricultural injuries. *Am J Ind Med* 2005;48:293–301. doi:10.1002/ajim.20214.
- [53] Caldera SRM, Pearson CR. Risk management of asymmetrical hearing impairment in an armed forces population. *J Laryngol Otol* 2000;114:345–9. doi:10.1258/0022215001905751.
- [54] Nageris BI, Raveh E, Zilberberg M, Attias J. Asymmetry in noise-induced hearing loss: Relevance of acoustic reflex and left or right handedness. *Otol Neurotol* 2007;28:434–7. doi:10.1097/mao.0b013e3180430191.
- [55] Tolisano AM, Burgos RM, Lustik MB, Mitchell LA, Littlefield PD. Asymmetric Hearing Loss Prompting MRI Referral in a Military Population: Redefining Audiometric Criteria. *Otolaryngol Neck Surg* 2018;158:695–701. doi:10.1177/0194599818756300.
- [56] Cox HJ, Ford GR. Hearing loss associated with weapons noise exposure: when to investigate an asymmetrical loss. *J Laryngol Otol* 1995;109:291–5. doi:10.1017/S0022215100129950.
- [57] Risoud M, Hanson J-N, Gauthier F, Renard C, Lemesre P-E, Bonne N-X, et al. Sound source localization. *Eur Ann Otorhinolaryngol Head Neck Dis* 2018;135:259–64. doi:10.1016/j.anorl.2018.04.009.
- [58] Algazi VR, Avendano C, Duda RO. Elevation localization and head-related transfer function analysis at low frequencies. *J Acoust Soc Am* 2001;109:1110–22. doi:10.1121/1.1349185.
- [59] Rayleigh, Lord. XII. On our perception of sound direction. London, Edinburgh, Dublin *Philos Mag J Sci* 1907;13:214–32. doi:10.1080/14786440709463595.
- [60] Zwislacki J, Feldman RS. Just Noticeable Differences in Dichotic Phase. *J Acoust Soc Am* 1956;28:860–4. doi:10.1121/1.1908495.
- [61] Hartmann WM, Rakerd B, Crawford ZD, Zhang PX. Transaural experiments and a revised duplex theory for the localization of low-frequency tones. *J Acoust Soc Am* 2016;139:968–85. doi:10.1121/1.4941915.
- [62] Yost WA. *Fundamentals of Hearing: An Introduction*. 2007.
- [63] Yost WA. Sound source localization identification accuracy: Envelope dependencies. *J Acoust Soc Am* 2017;142:173–85. doi:10.1121/1.4990656.
- [64] Woodworth RS. *Experimental psychology*. New York, H. Holt and Company; 1938.

- [65] Long M. Acoustic Modeling, Ray Tracing, and Auralization. Archit. Acoust., Elsevier; 2014, p. 873–910. doi:10.1016/B978-0-12-398258-2.00022-2.
- [66] Middlebrooks JC. Sound localization, 2015, p. 99–116. doi:10.1016/B978-0-444-62630-1.00006-8.
- [67] Czajka J, Niewiarowicz M. Lokalizacja źródeł dźwięku. Podstawy teoretyczne oraz wyniki badań eksperymentalnych. Postępy w Chir Głowy i Szyi/Advances Head Neck Surg 2005;4:25–42.
- [68] HARTMANN WM, Macaulay EJ. Anatomical limits on interaural time differences: an ecological perspective. Front Neurosci 2014;8:34.
- [69] Feddersen WE, Sandel TT, Teas DC, Jeffress LA. Localization of High-Frequency Tones. J Acoust Soc Am 1957;29:988–91. doi:10.1121/1.1909356.
- [70] Brughera A, Dunai L, Hartmann WM. Human interaural time difference thresholds for sine tones: the high-frequency limit. J Acoust Soc Am 2013;133:2839–55. doi:10.1121/1.4795778.
- [71] Middlebrooks JC, Makous JC, Green DM. Directional sensitivity of sound-pressure levels in the human ear canal. J Acoust Soc Am 1989;86:89–108. doi:10.1121/1.398224.
- [72] Kapralos B, Jenkin MR, Milios E. Virtual Audio Systems. Presence Teleoperators Virtual Environ 2008;17:527–49. doi:10.1162/pres.17.6.527.
- [73] Clarke J, Lee H. The Effects of Decreasing the Magnitude of Elevationdependent notches in HRTFs on Median Plane Localisation. Interact. Audio Syst. Symp. 2016, 2016.
- [74] Otte RJ, Agterberg MJH, Van Wanrooij MM, Snik AFM, Van Opstal AJ. Age-related Hearing Loss and Ear Morphology Affect Vertical but not Horizontal Sound-Localization Performance. J Assoc Res Otolaryngol 2013;14:261–73. doi:10.1007/s10162-012-0367-7.
- [75] Hofman PM, Van Riswick JGA, Van Opstal AJ. Relearning sound localization with new ears. Nat Neurosci 1998;1:417–21. doi:10.1038/1633.
- [76] Wightman FL, Kistler DJ. Headphone simulation of free-field listening. I: Stimulus synthesis. J Acoust Soc Am 1989;85:858–67. doi:10.1121/1.397557.
- [77] Wightman FL, Kistler DJ. Headphone simulation of free-field listening. II: Psychophysical validation. J Acoust Soc Am 1989;85:868–78. doi:10.1121/1.397558.
- [78] Noble W, Byrne D, Lepage B. Effects on sound localization of configuration and type of hearing impairment. J Acoust Soc Am 1994;95:992–1005. doi:10.1121/1.408404.
- [79] Venskytis EJ, Clayton C, Montagne C, Zhou Y. Audiovisual Interactions in Stereo Sound Localization for Individuals With Unilateral Hearing Loss. Trends Hear 2019;23. doi:10.1177/2331216519846232.
- [80] Abel SM, Hay VH. Sound Localization the Interaction of Aging, Hearing Loss and Hearing Protection. Scand Audiol 1996;25:3–12. doi:10.3109/01050399609047549.
- [81] Abel SM, Giguère C, Consoli A, Papsin BC. The effect of aging on horizontal plane sound localization. J Acoust Soc Am 2000;108:743–52. doi:10.1121/1.429607.
- [82] Dobrev MS, O'Neill WE, Paige GD. Influence of aging on human sound localization.

- J Neurophysiol 2011;105:2471–86. doi:10.1152/jn.00951.2010.
- [83] Neher T, Laugesen S, Søgaaard Jensen N, Kragelund L. Can basic auditory and cognitive measures predict hearing-impaired listeners' localization and spatial speech recognition abilities? J Acoust Soc Am 2011;130:1542–58. doi:10.1121/1.3608122.
 - [84] Lorenzi C, Gatehouse S, Lever C. Sound localization in noise in normal-hearing listeners. J Acoust Soc Am 1999;105:1810–20. doi:10.1121/1.426719.
 - [85] Eggermont JJ. Acquired hearing loss and brain plasticity. Hear Res 2017;343:176–90. doi:10.1016/j.heares.2016.05.008.
 - [86] Glick H, Sharma A. Cross-modal plasticity in developmental and age-related hearing loss: Clinical implications. Hear Res 2017;343:191–201. doi:10.1016/j.heares.2016.08.012.
 - [87] King AJ, Dahmen JC, Keating P, Leach ND, Nodal FR, Bajo VM. Neural circuits underlying adaptation and learning in the perception of auditory space. Neurosci Biobehav Rev 2011;35:2129–39. doi:10.1016/j.neubiorev.2011.03.008.
 - [88] Keating P, King AJ. Developmental plasticity of spatial hearing following asymmetric hearing loss: context-dependent cue integration and its clinical implications. Front Syst Neurosci 2013;7. doi:10.3389/fnsys.2013.00123.
 - [89] Asp F, Jakobsson A-M, Berninger E. The effect of simulated unilateral hearing loss on horizontal sound localization accuracy and recognition of speech in spatially separate competing speech. Hear Res 2018;357:54–63. doi:10.1016/j.heares.2017.11.008.
 - [90] Firszt JB, Reeder RM, Holden LK. Unilateral Hearing Loss. Ear Hear 2017;38:159–73. doi:10.1097/AUD.0000000000000380.
 - [91] Akeroyd MA, Whitmer WM. Spatial Hearing and Hearing Aids. W: Popelka GR, Moore BCJ, Fay RR, Popper AN, editors. Hear. Aids, Springer International Publishing; 2016, p. 181–215. doi:10.1007/978-3-319-33036-5_7.
 - [92] Slattery WH, Middlebrooks JC. Monaural sound localization: Acute versus chronic unilateral impairment. Hear Res 1994;75:38–46. doi:10.1016/0378-5955(94)90053-1.
 - [93] Johnstone PM, Náblek AK, Robertson VS. Sound Localization Acuity in Children with Unilateral Hearing Loss Who Wear a Hearing Aid in the Impaired Ear. J Am Acad Audiol 2010;21:522–34. doi:10.3766/jaaa.21.8.4.
 - [94] Agterberg MJH, Hol MKS, Van Wanrooij MM, Van Opstal AJ, Snik AFM. Single-sided deafness and directional hearing: contribution of spectral cues and high-frequency hearing loss in the hearing ear. Front Neurosci 2014;8:188. doi:10.3389/fnins.2014.00188.
 - [95] Kamal SM, Robinson AD, Diaz RC. Cochlear implantation in single-sided deafness for enhancement of sound localization and speech perception. Curr Opin Otolaryngol Head Neck Surg 2012;20:393–7. doi:10.1097/MOO.0b013e328357a613.
 - [96] Pdraig Thomas K, Sandra Nelson S, Laura L. Hearing instruments for unilateral severe-to-profound sensorineural hearing loss in adults: A systematic review and meta-analysis. Ear Hear 2016;37:495–507.
 - [97] Van den Bogaert T, Klasen TJ, Moonen M, Van Deun L, Wouters J. Horizontal localization with bilateral hearing aids: Without is better than with. J Acoust Soc Am

- 2006;119:515–26. doi:10.1121/1.2139653.
- [98] Cubick J, Buchholz JM, Best V, Lavandier M, Dau T. Listening through hearing aids affects spatial perception and speech intelligibility in normal-hearing listeners. *J Acoust Soc Am* 2018;144:2896–905. doi:10.1121/1.5078582.
 - [99] Moore BCJ, Popelka GR. Introduction to Hearing Aids. W: Popelka GR, Moore BCJ, Fay RR, Popper AN, editors., Springer International Publishing; 2016, p. 1–19. doi:10.1007/978-3-319-33036-5_1.
 - [100] Best V, Kalluri S, McLachlan S, Valentine S, Edwards B, Carlile S. A comparison of CIC and BTE hearing aids for three-dimensional localization of speech. *Int J Audiol* 2010;49:723–32. doi:10.3109/14992027.2010.484827.
 - [101] Loba W. Optymalizacja badań kierunkowości słyszenia. Uniwersytet Medyczny im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu, 2016.
 - [102] Brimijoin WO, Akeroyd MA. The moving minimum audible angle is smaller during self motion than during source motion. *Front Neurosci* 2014;8. doi:10.3389/fnins.2014.00273.
 - [103] Freigang C, Schmiedchen K, Nitsche I, Rübsamen R. Free-field study on auditory localization and discrimination performance in older adults. *Exp Brain Res* 2014;232:1157–72. doi:10.1007/s00221-014-3825-0.
 - [104] Grieco-Calub TM, Litovsky RY. Sound Localization Skills in Children Who Use Bilateral Cochlear Implants and in Children with Normal Acoustic Hearing. *Ear Hear* 2010;1. doi:10.1097/AUD.0b013e3181e50a1d.
 - [105] Wakeham KJ. Sound Localisation in Children with Auditory Processing Disorder. University of Exeter, 2008.
 - [106] Clifton RK. The development of spatial hearing in human infants. *Dev. psychoacoustics.*, Washington: American Psychological Association; n.d., p. 135–57. doi:10.1037/10119-005.
 - [107] Zatorre RJ, Bouffard M, Ahad P, Belin P. Where is “where” in the human auditory cortex? *Nat Neurosci* 2002;5:905–9. doi:10.1038/nm904.
 - [108] Hartmann WM. Localization of sound in rooms. *J Acoust Soc Am* 1982;72:S93–S93. doi:10.1121/1.2020159.
 - [109] Best V, Carlile S, Kopčo N, van Schaik A. Localization in speech mixtures by listeners with hearing loss. *J Acoust Soc Am* 2011;129:EL210–5. doi:10.1121/1.3571534.
 - [110] Keidser G, O’Brien A, Hain J-U, McLelland M, Yeend I. The effect of frequency-dependent microphone directionality on horizontal localization performance in hearing-aid users. *Int J Audiol* 2009;48:789–803. doi:10.3109/14992020903036357.
 - [111] Deun L Van, van Wieringen A, Van den Bogaert T, Scherf F, Offeciers FE, Van de Heyning PH, et al. Sound Localization, Sound Lateralization, and Binaural Masking Level Differences in Young Children with Normal Hearing. *Ear Hear* 2009;30:178–90. doi:10.1097/AUD.0b013e318194256b.
 - [112] Dunn CC, Perreau A, Gantz B, Tyler RS. Benefits of localization and speech perception with multiple noise sources in listeners with a short-electrode cochlear implant. *J Am Acad Audiol* 2010;21:44–51. doi:10.3766/jaaa.21.1.6.

- [113] Cui QN, O'Neill WE, Paige GD. Advancing age alters the influence of eye position on sound localization. *Exp Brain Res* 2010;206:371–9. doi:10.1007/s00221-010-2413-1.
- [114] Cui QN, Razavi B, O'Neill WE, Paige GD. Perception of auditory, visual, and egocentric spatial alignment adapts differently to changes in eye position. *J Neurophysiol* 2010;103:1020–35. doi:10.1152/jn.00500.2009.
- [115] Niewiarowicz M, Kaczmarek T. Localization of Sound Sources in Normal Hearing and in Hearing Impaired People. *Arch Acoust* 2011;36:683–94. doi:10.2478/v10168-011-0046-4.
- [116] Schmiedchen K, Freigang C, Nitsche I, Rübsamen R. Crossmodal interactions and multisensory integration in the perception of audio-visual motion — A free-field study. *Brain Res* 2012;1466:99–111. doi:10.1016/j.brainres.2012.05.015.
- [117] Ibrahim I, Parsa V, Macpherson E, Cheesman M. Evaluation of speech intelligibility and sound localization abilities with hearing aids using binaural wireless technology. *Audiol Res* 2012;3:1. doi:10.4081/audiores.2013.e1.
- [118] Yost WA, Loisel L, Dorman M, Burns J, Brown CA. Sound source localization of filtered noises by listeners with normal hearing: A statistical analysis. *J Acoust Soc Am* 2013;133:2876–82. doi:10.1121/1.4799803.
- [119] Dorman MF, Loisel LH, Cook SJ, Yost WA, Gifford RH. Sound Source Localization by Normal-Hearing Listeners, Hearing-Impaired Listeners and Cochlear Implant Listeners. *Audiol Neurotol* 2016;21:127–31. doi:10.1159/000444740.
- [120] Whitmer WM, Seeber BU, Akeroyd MA. The perception of apparent auditory source width in hearing-impaired adults. *J Acoust Soc Am* 2014;135:3548–59. doi:10.1121/1.4875575.
- [121] Loisel LH, Dorman MF, Yost WA, Gifford RH. Sound Source Localization by Hearing Preservation Patients with and without Symmetrical Low-Frequency Acoustic Hearing. *Audiol Neurotol* 2015;20:166–71. doi:10.1159/000367883.
- [122] Asp F, Olofsson Å, Berninger E. Corneal-Reflection Eye-Tracking Technique for the Assessment of Horizontal Sound Localization Accuracy from 6 Months of Age. *Ear Hear* 2016;37:e104–18. doi:10.1097/AUD.0000000000000235.
- [123] Montagne C, Zhou Y. Visual capture of a stereo sound: Interactions between cue reliability, sound localization variability, and cross-modal bias. *J Acoust Soc Am* 2016;140:471–85. doi:10.1121/1.4955314.
- [124] Johnson JA, Xu J, Cox RM. Impact of hearing aid technology on outcomes in daily life III: Localization. *Ear Hear* 2017;38:746–59. doi:10.1097/AUD.0000000000000473.
- [125] Hassager HG, May T, Wiinberg A, Dau T. Preserving spatial perception in rooms using direct-sound driven dynamic range compression. *J Acoust Soc Am* 2017;141:4556–66. doi:10.1121/1.4984040.
- [126] Brungart DS, Cohen JJ, Zion D, Romigh G. The localization of non-individualized virtual sounds by hearing impaired listeners. *J Acoust Soc Am* 2017;141:2870–81. doi:10.1121/1.4979462.
- [127] Courtois G, Lissek H, Estoppey P, Oesch Y, Gigandet X. Effects of Binaural Spatialization in Wireless Microphone Systems for Hearing Aids on Normal-Hearing

- and Hearing-Impaired Listeners. *Trends Hear* 2018;22:233121651775354. doi:10.1177/2331216517753548.
- [128] Denk F, Ewert SD, Kollmeier B. On the limitations of sound localization with hearing devices. *J Acoust Soc Am* 2019;146:1732–44. doi:10.1121/1.5126521.
- [129] Furman A. Metody subiektywne badania słuchu. W: Hojan E. *Protet. Słuchu*, Wydawnictwo Naukowe UAM; 2017, p. 153–210.
- [130] Best V, Baumgartner R, Lavandier M, Majdak P, Kopčo N. Sound Externalization: A Review of Recent Research. *Trends Hear* 2020;24:233121652094839. doi:10.1177/2331216520948390.
- [131] Brimijoin WO, Boyd AW, Akeroyd MA. The Contribution of Head Movement to the Externalization and Internalization of Sounds. *PLoS One* 2013;8:e83068. doi:10.1371/journal.pone.0083068.
- [132] Bronkhorst AW. Localization of real and virtual sound sources. *J Acoust Soc Am* 1995;98:2542–53. doi:10.1121/1.413219.
- [133] Murphy D, Neff F. Spatial Sound for Computer Games and Virtual Reality. *Game Sound Technol. Play. Interact.*, IGI Global; n.d., p. 287–312. doi:10.4018/978-1-61692-828-5.ch014.
- [134] Honda A, Shibata H, Gyoba J, Saitou K, Iwaya Y, Suzuki Y. Transfer effects on sound localization performances from playing a virtual three-dimensional auditory game. *Appl Acoust* 2007;68:885–96. doi:10.1016/j.apacoust.2006.08.007.
- [135] Isabelle Viaud-Delmon, Feryel Znaïdi, Nicolas Bonneel, Clara Suied O, Warusfel, N’Guyen Khoa-Van GD. Auditory-visual virtual environments to treat dog phobia. *Seventh Int. Conf. Disabil. Virtual Real. Assoc. Technol. with ArtAbilitation 200*, Porto: 2008, p. 119–24.
- [136] Picinali L, Afonso A, Denis M, Katz BFG. Corrigendum to “Exploration of architectural spaces by blind people using auditory virtual reality for the construction of spatial knowledge” [*Int. J. Hum. Comput. Stud.* 72 (4) (2014) 393–407]. *Int J Hum Comput Stud* 2014;72:875. doi:10.1016/j.ijhcs.2014.08.006.
- [137] Pedersen JA, Jørgensen T. Localization Performance of Real and Virtual Sound Sources. *Symp. Res. Technol. Organ. Hum. Factors Med. Panel*, Amersfoort Netherlands: 2005, p. 29.
- [138] Minnaar P. Enhancing music with virtual sound sources. *Hear J* 2010;63:38–40. doi:10.1097/01.HJ.0000388539.35029.2c.
- [139] Andre C, Embrechts J-J, Jacques GV. Adding 3D sound to 3D cinema: Identification and evaluation of different reproduction techniques. *2010 Int. Conf. Audio, Lang. Image Process.*, IEEE; 2010, p. 130–7. doi:10.1109/ICALIP.2010.5684993.
- [140] Pulkki V. Virtual Sound Source Positioning Using Vector Base Amplitude Panning. *J Audio Eng Soc* 1997;45:456–66.
- [141] Olusanya BO, Davis AC, Hoffman HJ. Hearing loss grades and the international classification of functioning, disability and health. *Bull World Health Organ* 2019;97:725–8. doi:10.2471/BLT.19.230367.
- [142] Lücke D, Schmidt K, Plotz K, von Voigt G. Analysis of Sound Localization Data

Generated by the Extended Mainzer Kindertisch, 2017, p. 330–6. doi:10.1007/978-3-319-67190-1_28.

- [143] Meyer A, Pawlowski P, Dabrowski A, Loba W, Hojan-Jezierska D, Kubisz L. Interactive virtual sound source for auditory localization tests. URSI 2018 - Balt. URSI Symp., 2018. doi:10.23919/URSI.2018.8406741.
- [144] Holube I, Fredelake S, Vlaming M, Kollmeier B. Development and analysis of an International Speech Test Signal (ISTS). *Int J Audiol* 2010;49:891–903. doi:10.3109/14992027.2010.506889.
- [145] Carter B. *Op Amp Noise Theory and Applications*. Op Amps Everyone, Elsevier; 2009, p. 163–88. doi:10.1016/B978-1-85617-505-0.00012-0.
- [146] Guilford, J. P. *Fundamental Statistics in Psychology and Education*. New York (330 West 42nd Street): McGraw-Hill Book Company, 1956. 565 P. \$6.25. *Sci Educ* 1957;41:244–244. doi:10.1002/sce.3730410357.
- [147] Gierek T. Niedosłuch związany z wiekiem. W: Śliwińska-Kowalska M. *Audiol. Klin.*, Łódź: Mediton; 2005, p. 299–304.
- [148] Polski Komitet Normalizacyjny: PN-EN ISO 7029:2017-04 -Akustyka -Statystyczny rozkład progów słyszenia w funkcji wieku i płci, Katalog Polskich Norm. [dostęp 20 sierpnia 2020].
- [149] Dorman MF, Loisel LH, Cook SJ, Yost WA, Rene H. Impaired Listeners and Cochlear Implant Listeners 2017;21:127–31. doi:10.1159/000444740.Sound.
- [150] Rothpletz AM, Wightman FL, Kistler DJ. Informational Masking and Spatial Hearing in Listeners With and Without Unilateral Hearing Loss. *J Speech, Lang Hear Res* 2012;55:511–31. doi:10.1044/1092-4388(2011/10-0205).
- [151] Van Wanrooij MM. Contribution of Head Shadow and Pinna Cues to Chronic Monaural Sound Localization. *J Neurosci* 2004;24:4163–71. doi:10.1523/JNEUROSCI.0048-04.2004.

X. Spis rycin

Rycina 1. Symulacja przebiegu fal akustycznych w pomieszczeniu od głośnika do uszu słuchacza. Fala bezpośrednia – kolor zielony, fala odbita jednokrotnie – kolor niebieski, fala odbita dwukrotnie – kolor czerwony [24]	7
Rycina 2. Schemat drogi słuchowej. 1 - ślimak, 2 - zwój ślimakowy, 3 - nerw ślimakowy, 4 - jądro ślimakowe brzuszne, 5 - jądro ślimakowe grzbietowe, 6 - oliwka górna, 7 - wstęga boczna, 8 - jądro wzgórek dolnego, 9 - ciało kolankowate przyśrodkowe, 10 – pierwotny ośrodek korowy słuchu [9].....	8
Rycina 3. Znaczenie drogi słuchowej podczas słyszenia kierunkowego; 1 - nerw przedsionkowo-ślimakowy; 2 - jądro ślimakowe brzuszne; 3 - jądro ślimakowe grzbietowe; 4 - jądro oliwki górnej; 5 - ciało czworoboczne; 6 - wstęga boczna; 7 - wzgórek dolny; MRN – międzyuszną różnicę natężeń; MRC – międzyuszną różnicę czasu [29].....	9
Rycina 4. Model układu określający płaszczyzny rozchodzące się wokół głowy słuchacza [19]	13
Rycina 5. Uproszczony model przestrzeni słuchowej [57]	13
Rycina 6. Sferyczny model głowy oraz metoda obliczania różnicy czasu pokonania drogi fali akustycznej do obydwu uszu [20]	15
Rycina 7. Wartość międzyusznej różnicy czasu w zależności od kąta azymutalnego [67,69]	16
Rycina 8. Minimalna międzyuszną różnicę czasu w zależności od częstotliwości, zmierzona dla czterech słuchaczy [70]	16
Rycina 9. Wartości międzyusznych różnic natężeń dla bodźców sinusoidalnych w zależności od położenia źródła i częstotliwości [67, 69]	17
Rycina 10. Graficzne przedstawienie stożka niepewności [20]	17
Rycina 11. Charakterystyka sygnału dochodząca do ucha w zależności od kąta wzniesienia [18]	18
Rycina 12. Wpływ rozproszenia się dźwięku na ciele człowieka, rejestracja na lewym uchu manekina, 1 - gdy głośnik jest na wprost głowy; 2 - głośnik nad głową; 3 - głośnik z tyłu głowy [17]	19
Rycina 13. Porównanie dwóch badań lokalizacji dźwięku o zbliżonych wartościach RMS, ale innym rozkładzie odpowiedzi pacjenta [30]	23
Rycina 14. Graficzne przedstawienie działania wirtualnego źródła dźwięku [140]	30
Rycina 15. Pozycje głośników w układzie	34

Rycina 16. Stelaż w trakcie konstrukcji, bez naciągniętej tkaniny maskującej i głośnikiem znajdującym się w azymucie 0°	34
Rycina 17. Ostateczny układ pomiarowy	35
Rycina 18. Zrzut ekranu z aplikacji do obsługi układu. Czerwona kropka wskazuje źródło dźwięku, zielona linia to odpowiedź	35
Rycina 19. Schemat płyty kalibracyjnej, czarne punkty wskazują pozycje głośników	36
Rycina 20. Połączenie aparatury w układzie	36
Rycina 21. Kontroler do sterowania taśmą LED	37
Rycina 22. Widmo częstotliwościowe sygnału ISTS	38
Rycina 23. Widmo częstotliwościowe szumu białego	39
Rycina 24. Średnie progi słyszenia w badanych grupach	42
Rycina 25. Średnie progi słyszenia osób normalnie słyszących z podziałem na podgrupy	43
Rycina 26. Średnie progi słyszenia grupy osób z niedosłuchem	44
Rycina 27. Zależność odpowiedzi grupy prawidłowo słyszącej od kierunku źródła dźwięku dla sygnału ISTS	46
Rycina 28. Zależność odpowiedzi grupy prawidłowo słyszącej od kierunku źródła dźwięku dla szumu białego	46
Rycina 29. Zależność odpowiedzi podgrupy 1 od kierunku źródła dźwięku dla sygnału ISTS	47
Rycina 30. Zależność odpowiedzi podgrupy 1 od kierunku źródła dźwięku dla szumu białego	47
Rycina 31. Zależność odpowiedzi podgrupy 2 od kierunku źródła dźwięku dla sygnału ISTS	48
Rycina 32. Zależność odpowiedzi podgrupy 2 od kierunku źródła dźwięku dla szumu białego	48
Rycina 33. Zależność odpowiedzi podgrupy 3 od kierunku źródła dźwięku dla sygnału ISTS	49
Rycina 34. Zależność odpowiedzi podgrupy 3 od kierunku źródła dźwięku dla szumu białego	49
Rycina 35. Wartości RMS w zależności od podgrupy dla sygnału ISTS	53
Rycina 36. Wartości RMS w zależności od podgrupy dla szumu białego	54
Rycina 37. Częstkowe wartości RMS z lewej strony w zależności od podgrupy dla sygnału ISTS	55

Rycina 38. Częstkowe wartości RMS z lewej strony w zależności od podgrupy dla szumu białego	56
Rycina 39. Częstkowe wartości RMS ze środka w zależności od podgrupy dla sygnału ISTS	57
Rycina 40. Częstkowe wartości RMS ze środka w zależności od podgrupy dla szumu białego	58
Rycina 41. Częstkowe wartości RMS z prawej strony w zależności od podgrupy dla sygnału ISTS.....	59
Rycina 42. Częstkowe wartości RMS z prawej strony w zależności od podgrupy dla szumu białego	60
Rycina 43. Zależność wartości RMS od wieku dla sygnału ISTS	60
Rycina 44. Zależność wartości RMS od wieku dla szumu białego.....	61
Rycina 45. Zależność odpowiedzi słuchacza nr 1 od kierunku źródła dźwięku dla sygnału ISTS	65
Rycina 46. Zależność odpowiedzi słuchacza nr 1 od kierunku źródła dźwięku dla szumu białego	65
Rycina 47. Zależność odpowiedzi słuchacza nr 2 od kierunku źródła dźwięku dla sygnału ISTS	66
Rycina 48. Zależność odpowiedzi słuchacza nr 2 od kierunku źródła dźwięku dla szumu białego	66
Rycina 49. Zależność odpowiedzi słuchacza nr 3 od kierunku źródła dźwięku dla sygnału ISTS	67
Rycina 50. Zależność odpowiedzi słuchacza nr 3 od kierunku źródła dźwięku dla szumu białego	67
Rycina 51. Zależność odpowiedzi słuchacza nr 4 od kierunku źródła dźwięku dla sygnału ISTS	68
Rycina 52. Zależność odpowiedzi słuchacza nr 4 od kierunku źródła dźwięku dla szumu białego	68
Rycina 53. Zależność odpowiedzi słuchacza nr 5 od kierunku źródła dźwięku dla sygnału ISTS	69
Rycina 54. Zależność odpowiedzi słuchacza nr 5 od kierunku źródła dźwięku dla szumu białego	69
Rycina 55. Zależność odpowiedzi słuchacza nr 6 od kierunku źródła dźwięku dla sygnału ISTS	70

Rycina 56. Zależność odpowiedzi słuchacza nr 6 od kierunku źródła dźwięku dla szumu białego	70
Rycina 57. Zależność odpowiedzi słuchacza nr 7 od kierunku źródła dźwięku dla sygnału ISTS	71
Rycina 58. Zależność odpowiedzi słuchacza nr 7 od kierunku źródła dźwięku dla szumu białego	71
Rycina 59. Zależność odpowiedzi słuchacza nr 8 od kierunku źródła dźwięku dla sygnału ISTS	72
Rycina 60. Zależność odpowiedzi słuchacza nr 8 od kierunku źródła dźwięku dla szumu białego	72

XI. Spis tabel

Tabela 1. Metodyka badania kierunkowości słuchu z ostatnich 10 lat, część 1.....	24
Tabela 2. Metodyka badania kierunkowości słuchu z ostatnich 10 lat, część 2.....	25
Tabela 3. Metodyka badania kierunkowości słuchu z ostatnich 10 lat, część 3.....	26
Tabela 4. Metodyka badania kierunkowości słuchu z ostatnich 10 lat, część 4.....	27
Tabela 5. <i>Podział</i> grupy słuchaczy z prawidłowym słuchem ze względu na wiek.....	32
Tabela 6. Wyniki badania różnic istotnych statystycznie dla średnich progów słyszenia w uchu prawym, pomiędzy podgrupami wiekowymi, test post-hoc Dunna.....	43
Tabela 7. Wyniki badania różnic istotnych statystycznie dla średnich progów słyszenia w uchu lewym, pomiędzy podgrupami wiekowymi, test post-hoc Dunna	44
Tabela 8. Współczynnik kierunkowy prostej w zależności od rodzaju sygnału i podgrupy wiekowej	50
Tabela 9. Wyniki badania rozkładu parametru RMS w zależności od podgrupy wiekowej oraz generowanego sygnału	51
Tabela 10. Wyniki badania rozkładu cząstkowego parametru RMS w zależności od podgrupy wiekowej oraz generowanego sygnału.....	51
Tabela 11. Wyniki badania różnic istotnych statystycznie pomiędzy podgrupami wiekowymi, dla wyników RMS dla całego badania, dla sygnału ISTS, test post-hoc Dunna	52
Tabela 12. Badanie jednorodności wariancji, dla wyników RMS dla całego badania, dla szumu białego	53
Tabela 13. Wyniki analizy post-hoc różnic istotnych statystycznie pomiędzy podgrupami wiekowymi, dla wyników RMS dla całego badania, dla szumu białego	53
Tabela 14. Badanie różnic istotnych statystycznie pomiędzy podgrupami dla cząstkowych wyników RMS z lewej strony, dla sygnału ISTS, Test Kruskala-Wallisa.....	54
Tabela 15. Badanie jednorodności wariancji, dla cząstkowych wyników RMS z lewej strony, dla szumu białego.....	55
Tabela 16. Badanie różnic istotnych statystycznie pomiędzy podgrupami dla cząstkowych wyników RMS ze środka, dla sygnału ISTS, Test Kruskala-Wallisa.....	56
Tabela 17. Badanie jednorodności wariancji, dla cząstkowych wyników RMS ze środka, dla szumu białego.....	57
Tabela 18. Wyniki analizy post-hoc różnic istotnych statystycznie pomiędzy podgrupami wiekowymi, RMS ze środka, dla szumu białego	58

Tabela 19. Badanie jednorodności wariancji, dla cząstkowych wyników RMS z prawej strony, dla sygnału ISTS	58
Tabela 20. Badanie różnic istotnych statystycznie pomiędzy podgrupami dla cząstkowych wyników RMS z prawej strony, dla szumu białego, Test Kruskala-Wallisa.....	59
Tabela 21. Wyniki badania różnic pomiędzy parametrem RMS w zależności od rodzaju sygnału	61
Tabela 22. Podział grupy ze względu na różnice w średnich progach słyszenia między uszami	62
Tabela 23. Podział grupy ze względu na różnice w cząstkowych parametrach RMS, dla sygnału ISTS.....	62
Tabela 24. Podział grupy ze względu na różnice w cząstkowych parametrach RMS, z pominięciem środkowej części, dla sygnału ISTS	62
Tabela 25. Podział grupy ze względu na różnice w cząstkowych parametrach RMS, dla szumu białego	63
Tabela 26. Podział grupy ze względu na różnice w cząstkowych parametrach RMS, z pominięciem środkowej części, dla szumu białego	63
Tabela 27. Wiek oraz średnie progi słyszenia słuchaczy z grupy osób z niedosłuchem	64
Tabela 28. Współczynniki kierunkowe prostej słuchaczy z niedosłuchem w zależności od zastosowanego sygnału	73
Tabela 29. Wartości RMS dla grupy słuchaczy z niedosłuchem w zależności od zastosowanego sygnału	74
Tabela 30. Cząstkowe wartości RMS grupy słuchaczy z niedosłuchem w zależności od zastosowanego sygnału	74
Tabela 31. Podział grupy ze względu na różnice w średnich progach słyszenia między uszami	75
Tabela 32. Podział grupy ze względu na różnice w cząstkowych parametrach RMS, dla sygnału ISTS.....	75
Tabela 33. Podział grupy ze względu na różnice w cząstkowych parametrach RMS, z pominięciem środkowej części, dla sygnału ISTS	75
Tabela 34. Podział grupy ze względu na różnice w cząstkowych parametrach RMS, dla szumu białego	76
Tabela 35. Podział grupy ze względu na różnice w cząstkowych parametrach RMS, z pominięciem środkowej części, dla szumu białego	76

XII. Aneksy

Załącznik 1.

Otrzymałem/am i zapoznałem/am się z treścią informacji dla badanego o czasie trwania badań, sposobie ich przeprowadzenia oraz o oczekiwanych korzyściach,

Przeprowadzająca badanie udzieliła mi wyczerpujących odpowiedzi na moje pytania. Jestem wystarczająco poinformowany/a. Świadomie i dobrowolnie wyrażam zgodę na badanie audiometrii tonalnej oraz lokalizacji dźwięku.

Wiem, że mam prawo do odstąpienia od udziału w badaniu na każdym jego etapie, bez podania przyczyny.

Zgadzam się na przetwarzanie moich danych osobowych zgodnie z ustawą o ich ochronie.

.....

Imię i nazwisko pacjentki /pacjenta (drukowanymi literami)

.....

.....

Data

Podpis pacjenta/opiekuna



UNIwersytet Medyczny im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu

Komisja Bioetyczna przy Uniwersytecie Medycznym
im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu

Collegium Stomatologicum
ul. Bukowska 70
60-812 Poznań

tel. (+48 61) 854 73 36
www.bioetyka.ump.edu.pl

Uchwała nr 575/18

Na podstawie przepisów Ustawy z dnia 5 grudnia 1996 r. o zawodach lekarza i lekarza dentysty (t.j. Dz. U. z 2017, poz. 125 z późn. zm.); Rozporządzenia Ministra Zdrowia i Opieki Społecznej z dnia 11 maja 1999r. w sprawie szczegółowych zasad powoływania i finansowania oraz trybu działania komisji bioetycznych (Dz. U. Nr 47, poz. 480); Ustawy z dnia 6 września 2001r. Prawo farmaceutyczne (t.j. Dz. U. z 2016, poz. 2142 z późn. zm.); Rozporządzenia Ministra Finansów z dnia 30 kwietnia 2004r. w sprawie obowiązkowego ubezpieczenia odpowiedzialności cywilnej badacza i sponsora (Dz. U. 2004 nr 101, poz. 1034 z późn. zm.); Rozporządzenia Ministra Finansów z dnia 18 maja 2005r. zmieniające rozporządzenie w sprawie obowiązkowego ubezpieczenia odpowiedzialności cywilnej badacza i sponsora (Dz. U. Nr 101, poz. 843); Rozporządzenia Ministra Zdrowia z dnia 30 kwietnia 2004r. w sprawie sposobu prowadzenia badań klinicznych z udziałem małoletnich (Dz. U. 2004 Nr 104, poz. 1108); Rozporządzenia Ministra Zdrowia z dnia 30 kwietnia 2004r. w sprawie zgłaszania niespodziewanego ciężkiego niepożądanego działania produktu leczniczego (Dz. U. Nr 104, poz. 1107); Rozporządzenia Ministra Zdrowia z dnia 17 lutego 2016 r. I w sprawie wzorów wniosków związanych z badaniem klinicznym wyrobu medycznego lub aktywnego wyrobu medycznego do implantacji oraz wysokości opłat za złożenie tych wniosków (Dz. U. z 2016 r., poz. 208); Ustawy z dnia 20 maja 2010 r. o wyrobach medycznych (t.j. Dz. U. z 2017r. poz. 211, z późn. zm.); Rozporządzenie Ministra Finansów z dnia 6 października 2010 r. w sprawie obowiązkowego ubezpieczenia odpowiedzialności cywilnej sponsora i badacza klinicznego w związku z prowadzeniem badania klinicznego wyrobów (Dz. U. 2010, Nr 194 poz. 1290); Ustawy z dnia 18 marca 2011 r. o Urzędzie Rejestracji Produktów Leczniczych, Wyrobów Medycznych i Produktów Biobójczych (t.j. Dz. U. z 2016 r., poz. 1718); Rozporządzenia Ministra Zdrowia z dnia 2 maja 2012r. w sprawie Dobrej Praktyki Klinicznej (Dz. U. 2012, poz. 489); Rozporządzenia Ministra Zdrowia z dnia 2 maja 2012r. w sprawie wzorów dokumentów przedkładanych w związku z badaniem klinicznym produktu leczniczego oraz w sprawie wysokości i sposobu uiszczania opłat za złożenie wniosku o rozpoczęcie badania klinicznego (Dz. U. 2012, Nr 0 poz. 491); w oparciu o Deklarację Helsińską - Zasady Etycznego Postępowania w Eksperymentach Medycznych z Udziałem Ludzi oraz przepisy ICH GCP.

Komisja Bioetyczna, na posiedzeniu w dniu 16 maja 2018 r.

rozpatrzyła wniosek dotyczący prowadzenia badań naukowych.

Kierownik projektu: dr hab. n. med. Dorota Hojan- Jezierska

Miejsce prowadzenia badań:

Katedra i Zakład Biofizyki Uniwersytetu Medycznego w Poznaniu

Główny badacz: mgr Wawrzyniec Loba

Członkowie zespołu

badawczego: dr hab. n. med. Dorota Hojan- Jezierska

Temat badań:

„Wykorzystanie wirtualnych źródeł dźwięku w badaniach asymetrii słyszenia”.

Komisja podjęła Uchwałę o pozytywnym zaopiniowaniu poprawek wprowadzonych do protokołu powyższego badania, polegających na zmianie tematu badawczego z „Optymalizacja badań kierunkowości słyszenia” na powyższy, zmianie metodyki badania, zwiększeniu liczebności grupy badanej oraz wydłużeniu okresu prowadzenia badań do 2020 roku, zgodnie z Aneks nr 1 z dnia 16.05.2018 r. do Uchwały Komisji Bioetycznej nr 426/16 z dnia 06.04.2016r.

Przewodniczący Komisji


prof. zw. dr hab. med. Paweł Chęciński