

mgr Agata Peeckhaus

**Badanie korelacji pomiędzy rodzajem i wielkością
niedosłuchu a stabilnością posturalną człowieka**

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

Promotor: prof. zw. dr hab. Leszek Kubisz

Zakład Biofizyki Katedry Biofizyki



Kolegium Nauk Medycznych

Uniwersytet Medyczny im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu

Poznań, 2022

Pragnę złożyć serdeczne podziękowania

*Panu prof. dr hab. n. med. Leszkowi Kubiszowi
za wyrozumiałość podczas pisania pracy,
poświęcony czas oraz uwagi merytoryczne*

Całej mojej Rodzinie za cierpliwość i motywację

*Mojemu mężowi Martinowi
za wsparcie i pomoc techniczną*

Spis treści

Wykaz skrótów	4
1. Wstęp	7
1.1 Rodzaj i wielkość niedosłuchu u osób powyżej 60 roku życia.....	8
1.2 Zaburzenia równowagi towarzyszące niedosłuchowi	13
1.3 Wpływ protezowania drogi słuchowej na stabilność posturalną	18
1.3.1 Kompensacja niedosłuchu za pomocą aparatów słuchowych	18
1.3.2 Kompensacja niedosłuchu z użyciem implantów ślimakowych.....	21
2. Cel pracy.....	26
3. Materiał i metody.....	27
3.1 Opis grupy badanej	27
3.2 Metodyka badań	27
3.2.1 Ankieta.....	28
3.2.2 Badanie otoskopowe	29
3.2.3 Audiometria tonalna	29
3.2.4 Badanie progu dyskomfortu słuchowego (UCL).....	31
3.2.5 Dopasowanie aparatów słuchowych	31
3.2.6 Badanie posturograficzne	32
3.2.7 Analiza statystyczna	34
4. Wyniki i analiza badań	36
4.1 Wyniki uzyskane na podstawie przeprowadzonej ankiety.....	36
4.2 Wyniki badania otoskopowego	42
4.3 Wyniki audiometrii tonalnej i progu dyskomfortu słuchowego	42
4.4 Wyniki badań posturograficznych	44
5. Dyskusja.....	76
6. Wnioski.....	87
7. Streszczenie	88
8. Abstract.....	90
9. Bibliografia	92
10. Spis rycin	99
11. Spis tabel.....	100
12. Aneksy	102

Wykaz skrótów

ABR	słuchowe potencjały wywołane - Auditory Brainstem Responses (j.ang.)
ADD	zaburzenia deficytu uwagi - Attention Deficit Disorder (j.ang.)
ADT	softwarowy test adaptacyjny - Acceptance Detection Test (j.ang.)
AP	oś przednio-tylna - anteroposterior (j. ang.)
APD	zaburzenie percepcji słuchowej - Auditory Perception Distortion (j.ang)
ASSR	wywołane słuchowe potencjały stanu ustalonego- Auditory Steady-State Responses (j.ang)
BOTMP	test biegłości motorycznej Bruininka-Oseretsky'ego – Bruininks-Osteretsky motor proficiency test (j.ang)
BRU	jednostka Rehabilitacji Bilansu (BRU™) Balance Rehabilitation Unit (j.ang)
BTE	zauszny aparat słuchowy - Behind the ear (j.ang)
BVD	obustronna dysfunkcja przedsionka - bilateral vestibular dysfunction (j.ang.)
CBEC	zamknięta podstawa, oczy zamknięte - Closed base, eyes closed (j.ang.)
CBEO	zamknięta podstawa, oczy otwarte - closed base, eyes open (j.ang)
CDP	komputerowa posturografia dynamiczna - Computer dynamic posturography(j.ang)
CG	grupa kontrolna - Control Group (j.ang)
CI	implant ślimakowy - Cochlear implant (j.ang)
CIC	aparat słuchowy całkowicie kanałowy - Complet in the canal (j.ang)
COP	położenie środka nacisku stóp w obrębie pola podparcia - Center of feet pressure (j.ang)
CoPap	środek nacisku, przemieszczenie w kierunku przednio-tylnym - Center of pressure, the displacement in the anteroposterior direction (j.ang)
CoPml	środek nacisku, przemieszczenie w kierunku środkowo-bocznym - Center of pressure, the displacement in the mediolateral direction (j.ang)
CS	wynik złożony - composite score (j.ang)

dB	decybel
dB eHL	jednostka pomiarowa - The estimation of behavioral thresholds (j. ang.)
dB nHL	jednostka pomiarowa - Decibel Above Normal Adult Hearing Level (j.ang)
DHI	inwentarz zawrotów głowy - Dizziness Handicap Inventory (j.ang)
DI	indeks dyskryminacji mowy - Discrimination Index (j.ang)
DSL_{m[I/O]}	procedura krzywoliniowa dopasowania aparatów słuchowych - Desired Sensation Level Input/Output, curvilinear (j.ang)
DSL v.5.0	wersja procedury dopasowania aparatów słuchowych stosowana u dzieci – Desired Sensation Level Input/Output, multi-stage-algorithm (j.ang)
EC	test z oczami zamkniętymi.- Eyes closed (j.ang.)
ENG	elektronystagmografia - Electronystagmography (j.ang.)
ENV	obszar środowiska - Environmental area (j.ang.)
EO	test z oczami otwartymi – Eyes open (j.ang.)
FT	pierwszy test – First test (j.ang.)
G+	dobra wydajność słyszenia - Good hearing performance (j.ang.)
G-	słaba wydajność słyszenia - Poor hearing performance (j.ang.)
HIT	test impulsu głowy - Head impulse test (j.ang.)
HL	próg słyszenia - Hearing Level (j.ang.)
HTL	próg słyszalności - Hearing Treshold Level (j.ang.)
ITC	aparat słuchowy wewnątrzkanałowy - In the canal (j.ang.)
ITE	aparat słuchowy wewnątrzuszny - In the ear (j.ang.)
LFS	stymulacja dźwiękiem niskiej częstotliwości - Low Frequency Stimulation (j.ang.)
LNG	długość kołysania - Sway locus length (j.ang.)
MD	choroba Ménière’a - Ménière disease (j.ang.)
ME	ucho środkowe - Middle ear (j.ang.)
ML	oś środkowo – boczna - median-lateral axis (j.ang)

NAL-NL2	procedura krzywoliniowa dopasowania aparatów słuchowych - The second generation of prescription procedures from The National Acoustic Laboratories (j.ang.)
OBEC	otwarta podstawa, oczy zamknięte - Open base, eyes closed (j.ang.)
OBEO	otwarta podstawa, oczy otwarte - Open base, eyes open (j.ang.)
OM	ucho zewnętrzne - Outer ear (j.ang.)
OME	zapalenia ucha środkowego z wysiękiem - Otitis media with effusion (j.ang.)
PLF	przetoka limfatyczna - Perilymph Fistula (j.ang.)
PTA	Audiometria tonalna – Pure Tone Audiometry (j.ang.)
RECD	różnica między uchem rzeczywistym a sprzęgaczem - Real-Ear to Coupler Difference (j.ang.)
RT	test powtórny – Reappearing, (j.ang.)
RTE	słuchawka w uchu - Receiver-In-The-Ear (j.ang.)
SOT	test organizacji sensorycznej - Sensory Organization Test (j.ang.)
SPL	poziom ciśnienia akustycznego - Sound Pressure Level (j.ang.)
SV	prędkość kołysania - Sway velocity (j.ang.)
UCL	próg dyskomfortu - Uncomfortable Level (j.ang.)
WDRC	kompresja szerokodynamiczna - Wide Dynamic Range Compression (j.ang.)
ZDRPS	zakres dynamiczny resztkowego pola słuchowego
V	prędkość kołysania ciała - the body sway velocity (j.ang)
VAC+	nazwa metody dopasowania aparatów słuchowych - Vacuum Fittings (j.ang.)
VEMP	przedsionkowy wywołany potencjał miogenny- Vestibular evoked myogenic potential (j.ang.)

1. Wstęp

Na układ równowagi składa się jednocześnie kilka narządów zmysłu: narząd wzroku; narząd czucia głębokiego i narząd przedsionkowy, zwany inaczej błędnikowym, który zlokalizowany jest w uchu wewnętrznym (labiryncie); w części przedniej labiryntu znajduje się narząd słuchu.

Z powyższych receptorów przekazywane są informacje do ośrodków w centralnym układzie nerwowym, gdzie są one analizowane. Następnie generowane są w postaci bodźców dla efektorów, w głównej mierze mięśni okoruchowych i mięśni szkieletowych, wpływając na ich czynność w taki sposób, aby w różnych położeniach głowy i/lub ciała umożliwić stabilizację spojrzenia i zachowanie równowagi.

W publikacjach naukowych można napotkać informacje, iż zaburzeniom równowagi mogą towarzyszyć inne dolegliwości takie jak: wymioty, bóle i zawroty głowy, nudności czy zaburzenia słuchu [1-5]. Zawroty głowy mogą być symptomem zaburzeń zarówno laryngologicznych jak i neurologicznych. Dlatego bardzo ważna jest wieloprofilowa diagnostyka pacjentów z ww. zaburzeniami w kontekście szybkiego określenia przyczyn i charakteru zawrotów głowy [6].

Przyczyny zaburzeń równowagi mają różne podłoża występowania w związku z ich różnorodnością, naturą i lokalizacją; są trudne, albo niemożliwe do rozpoznania z odpowiednią pewnością.

Już przy hałasie o poziomie 65 dB_{SPL} odpowiadającemu poziomowi normalnej rozmowy może dojść do zakłócenia koncentracji, zaburzenia zdolności percepcji czy spowolnienia reakcji ruchowych.

W nielicznych pracach pojawiają się wzmianki o tym, że zakłócenia akustyczne mogą mieć wpływ na wyniki badań związanych z oceną równowagi pacjentów [7-12], lub też wpływ ten może być uzależniony od wielkości ubytku słuchu pacjenta [13-20].

W ramach pracy magisterskiej [7] zrealizowano wstępną ocenę wpływu zakłóceń akustycznych na wyniki badań posturograficznych u 30 osób o słuchu normalnym.

Na podstawie przeprowadzonych pomiarów, możliwe stało się stworzenie danych referencyjnych wartości wskaźników posturograficznych dla osób o słuchu normalnym, w warunkach zdefiniowanych zakłóceń akustycznych. Mogą one stanowić odniesienie do wyników badań dla osób o określonej patologii słuch.

Pierwszym krokiem w tym kierunku są badania podjęte w prezentowanej pracy doktorskiej pt. Badanie korelacji pomiędzy rodzajem i wielkością niedosłuchu, a stabilnością posturalną człowieka.

Dysponując wynikami pracy magisterskiej możliwe stało się podjęcie badań w grupie osób w wieku senioralnym (60+), dla której zaburzenia równowagi stanowią poważny problem w życiu codziennym. Niedosłuch w tej grupie osób jest zjawiskiem fizjologicznym. Często towarzyszą mu jednak dodatkowe procesy patologiczne. Najprostszą i najszybszą metodą kompensacji niedosłuchu jest wykorzystanie zaawansowanych rozwiązań technologicznych, np. aparatów słuchowych.

W prezentowanej pracy podjęto próbę określenia relacji pomiędzy rodzajem i wielkością niedosłuchu, a stabilnością posturalną dla grupy osób w wieku powyżej 60 lat, poddając również ocenie wpływ doboru i dopasowania aparatów słuchowych w grupie badanej.

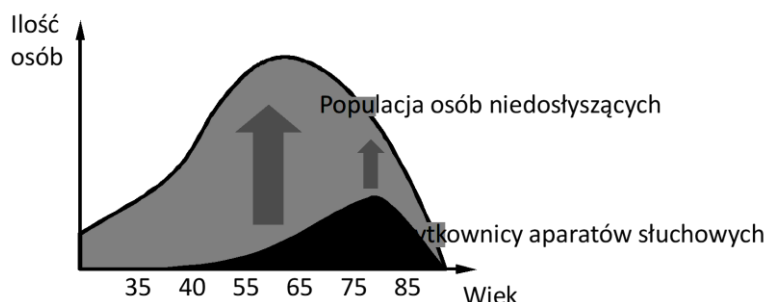
1.1 Rodzaj i wielkość niedosłuchu u osób powyżej 60 roku życia

Według raportu GUS z 2015 roku problem niedosłuchu, który ma wpływ na normalne funkcjonowanie dotyczy około 10 do 15% mieszkańców Polski, a więc ok 4 - 6 milionów osób.

Szacuje się, że wśród młodzieży około 30% z nich codziennie narażona jest na hałas (gry komputerowe odsłuchiwanie za pomocą słuchawek, iPody, dyskoteki), które wywołują uszkodzenia słuchu.

Na ryc. 1. przedstawiono populację osób niedosłyszających w funkcji wieku (pole szare), z jednoczesnym wskazaniem na liczbę użytkowników aparatów słuchowych w poszczególnych grupach wiekowych (pole czarne).

Gr. wiekowa	18-34	35-44	45-54	55-64	65-74	75-84	85+
Populacja osób niedosłyszących	11%	7%	10%	17%	31%	44%	61%



Ryc.1. Ubytki słuchu w poszczególnych grupach wiekowych (Phonak)

W grupie wiekowej do 50 lat można zauważyć niewielki wzrost liczby osób z niedosłuchem, które korzystają z aparatów słuchowych, natomiast w grupie wiekowej 50+ wzrost użytkowników aparatów słuchowych jest bardzo wyraźny. Niestety nadal rzadko stosowane są ochronniki słuchu [21], których wykorzystanie pozwoliłoby na znaczną ochronę narządu słuchu i w konsekwencji zahamowanie ww. trendu.

Analizując wyniki badań Cartige Report można stwierdzić, że osoby z niewielkim ubytkiem słuchu, stanowiące 40 % osób niedosłyszących tylko w 10 % korzystają z aparatów słuchowych. Osoby z niedosłuchem średnim stanowią 30 % populacji niedosłyszących i używają aparatów słuchowych w 30 %. Można stwierdzić, że w populacji osób niedosłyszących ok 70 % stanowią osoby z niedosłuchem małym i średnim, które mają problemy ze zrozumieniem mowy, szczególnie w hałaśliwym otoczeniu. Z przeprowadzonych badań wynika, że 66% z nich oczekuje poprawy zrozumiałości mowy - szczególnie podczas konwersacji w grupie, 38% chciało by poprawić jakość rozumienia mowy podczas rozmów telefonicznych, a 52% zależy na lepszym rozumieniu mowy podczas oglądania telewizji.

Niedosłuch umiarkowany towarzyszy 15% osób z ubytkiem słuchu; i z pomocy słuchowych korzysta w tej grupie 50%, niedosłuch duży dotyka 10% osób niedosłyszących i w tej grupie już 70% osób kompensuje niedosłuchu za pomocą aparatów słuchowych. Osoby z niedosłuchem głębokim stanowią najmniej liczną grupę wśród niedosłyszących (5%) i jednocześnie najczęściej korzystają z aparatów słuchowych.

Chcąc optymalnie skompensować niedosłuch z wykorzystaniem aparatów słuchowych należy uwzględnić kilka czynników [21,22], należą do nich:

wielkość ubytku słuchu

0 - 25 dB_{HL} - (na lepszym uchu) na ogół nie protezuje się

26 - 40 dB_{HL} - zaleca się protezowanie w określonych sytuacjach akustycznych

41 - 55 dB_{HL} - protezowanie jest konieczne w każdej sytuacji

55 - 80 dB_{HL} - protezowanie jest konieczne w każdej sytuacji; największe korzyści z protezowania

> 80 dB_{HL} - protezowanie jest konieczne w każdej sytuacji, pomoc w usłyszeniu sygnału ale nie w zrozumieniu mowy (ewentualnie implant) [23]

typ oraz lokalizacja wzdłuż drogi słuchowej (ryc. 2.)



Ryc. 2. Typ i lokalizacja ubytków słuchu

liczbową wielkość dyskryminacji mowy (*j.ang.- Discrimination Index, DI*)

DI > 70%; (bez aparatu słuchowego) rokuje (przy jego użyciu) znaczną poprawę zrozumiałości mowy,

70% < DI < 50%, tylko nieznaczna poprawa zrozumienia mowy,

50% < DI, pacjent (z aparatem słuchowym) nie może liczyć na możliwość śledzenia rozmowy

zakres dynamiczny resztkowego pola słuchowego (ZDRPS)

ZDRPS > 40,50 dB, wzmocnienie liniowe, dobre rokowania

ZDRPS < 30 dB, konieczna kompresja, gorsze rokowania.

Prawidłowo dobrany i dopasowany aparat słuchowy, pozwoli na skompensowanie ubytku słuchu pacjenta. Odpowiednio dopasowana dynamika sygnału na wejściu aparatu słuchowego do resztkowego pola słuchowego pacjenta i jego charakterystyki elektroakustycznej stanowi podstawę optymalnego dopasowania [24,21]. W zależności od rodzaju używanych aparatów słuchowych można zastosować dopasowanie liniowe lub nieliniowe.

W latach 90-tych ubiegłego wieku pojawiły się aparaty nieliniowe i aparaty z automatycznym dopasowaniem parametrów elektroakustycznych do środowiska akustycznego. Był to początek metod dopasowania, które brały pod uwagę między innymi różne poziomy sygnału wejściowego oraz bardziej szczegółowe dane o ubytku słuchu (np. efekt wyrównania głośności, *hyperacusis*, obszary martwe, zaburzenie percepcji słuchowej (*j.ang. Auditory Perception Distortion, APD*)). W nowoczesnych aparatach słuchowych wprowadzono cyfrowe techniki (np. adaptacyjna redukcja szumów zakłócających jak i efektów sprzężenia akustycznego, adaptacyjna technologia wielomikrofonowa), które pozwoliły na uwzględnienie procesów adaptacyjnych w układzie słuchowym.

Obecnie najbardziej popularnymi metodami dopasowania aparatów słuchowych pracujących w zakresie nieliniowym są: metoda $DSL_{m[I/O]}$ (*j.ang. Desired Sound Level Input/Output*) oraz procedura krzywoliniowa dopasowania aparatów słuchowych (*j.ang. The second generation of prescription procedures from The National Acoustic Laboratories NAL-NL2*) [24,21].

Ich algorytmy składają się z kombinacji reguł i warunków brzegowych zależnych od wyników indywidualnego skalowania głośności, progu słyszalności (*j.ang. Hearing Threshold Level, HTL*) oraz przebiegu progu dyskomfortu (*j.ang. Uncomfortable Level, UCL*) osoby niedosłyszącej.

Metoda *DSL v.5* (*j.ang. Desired Sensation Level Input/Output, multi-stage-algorithm*) stosowana u dzieci wykorzystuje indywidualne dane audiometryczne dziecka; wartości różnicy pomiaru między uchem rzeczywistym a sprzęgaczem (*j.ang. Real Ear Coupler Differnce, RECD*) dostępne z krokiem co 1 miesiąc wieku dziecka, do 6 roku życia.

Pozwala wykorzystać znormalizowane dane progu słyszenia (*j.ang. Hearing Level, HL*) z pomiarów słuchowych potencjałów wywołanych (*j.ang. Auditory Brainstem Responses ABR*) i wywołanych słuchowych potencjałów stanu ustalonego (*j.ang. Auditory Steady- State Responses, ASSR*) w dB_{nHL} (*j.ang. Decibel Above Normal Adult*

Hearing Level) do estymacji progów behawioralnych eHL w jednostkach poziomu ciśnienia akustycznego (j.ang. Sound Pressure Level, dB_{SPL}); ((dB_{eHL} (j.ang. *The estimation of behavioral thresholds*) = dB_{nHL} + korekta behawioralna)). Wartości tej korekty podaje procedura DSL v.5, gdy wprowadza się wartości progowe otrzymane z badań ABR w dB_{nHL}). Określa się wartość docelową parametrów dla percepcji mowy w ciszy oraz w środowisku hałaśliwym akustycznie, biorąc pod uwagę fakt, iż osoby dorosłe osiągają optymalną głośność i zrozumienie mowy przy poziomie percepcji o 9 dB_{SPL} mniejszej niż dzieci.

W celu zweryfikowania docelowych danych, generowane są dla wielu poziomów wejściowych sygnałów mowy o różnych obwiedniach; jednocześnie dane te są modyfikowane na podstawie informacji o wielkości wentylacji w indywidualnej wkładce usznej, [21] rodzaju dopasowania – mono- czy binauralnym oraz rodzaju sygnału wejściowego – szeroko lub wąskopasmowy.

Obliczając parametry akustyczne aparatu słuchowego w oparciu o metodę DSL_[i/o] v.5 należy również uwzględnić wzmocnienie liniowe lub wartość kompresji szerokodynamicznej (j.ang. *Wide Dynamic Range Compression, WDRC*), wzmocnienie jedno-lub wielokanałowe, typ aparatu słuchowego ((zauszny, z słuchawką w uchu, (j.ang. *Behind the ear, BTE; Receiver-In-The-Ear, RTE; In the ear, ITE; In the canal, ITC; Complet in the canal, CIC*), pomiar różnicy między uchem rzeczywistym a sprzęgaczem (j.ang. *Real-Ear to Coupler Difference, RECD*)).

Metoda dopasowania aparatu słuchowego (NAL-NL2) uwzględnia m.in. takie czynniki jak [21]: (1) wymagane wzmocnienie sygnału dla mężczyzn - większe niż dla kobiet dla takiego samego stopnia niedosłuchu – szczególnie przy małych i średnich ubytkach słuchu; wymagane wzmocnienie dla doświadczonych użytkowników aparatów słuchowych - większe (0–10 dB) niż dla nowych – różnica zwiększa się wraz z wielkością niedosłuchu; wzmocnienie aparatu słuchowego - przy głębokich ubytkach słuchu współczynniki kompresji nie są zbyt wysokie (3: 1 dla dużych lub 2: 1 dla małych częstotliwości); (2) wzmocnienie aparatu słuchowego dla dzieci - o około 5 dB większe niż dla osób dorosłych, szczególnie dla średnich poziomów sygnału na wejściu aparatu słuchowego; (3) w przypadku dopasowania binauralnego wymagane wzmocnienie jest mniejsze niż dla monouralnego – różnica we wzmocnieniu rośnie ze wzrostem poziomu na wejściu aparatu słuchowego oraz wielkością niedosłuchu; rodzaj języka jakim posługuje się osoba protezowana - wymagane wzmocnienie dla tak zwanych języków tonalnych jest inne niż dla języków nietonalnych (j. polski); widmo mowy dla języków

tonalnych zawiera więcej informacji w zakresie niższych częstotliwości, metoda ta dla tego zakresu częstotliwości określa relatywnie większe wzmocnienie niż dla częstotliwości wysokich, uwzględniając zjawisko palatelizacji należy zastosować większe wzmocnienie w przedziale 3000-3500 Hz, trzy typy umiejscowienia aparatu słuchowego wewnątrzusznego (płytko, standardowo, głęboko).

1.2 Zaburzenia równowagi towarzyszące niedosłuchowi

Ubytek słuchu jest jednym z najczęstszych zaburzeń sensorycznych, dotyka ponad 5% światowej populacji. W Europie, 52 miliony osób w wieku powyżej 65 lat (10% całości populacji) zgłasza problemy ze słuchem [25], przy czym problem ten dotyczy około 90% osób powyżej 80 roku życia [26]. Wykazano, że ubytek słuchu wiąże się z wieloma chorobami współistniejącymi [27].

Co więcej, ubytek słuchu jest często związany z zaburzeniami równowagi, związanej z wiekiem utratę funkcji labiryntu, w której ubytek słuchu jest zastępczym markerem hipofunkcji przedsionkowej prowadzącej do zaburzeń równowagi. Stabilność posturalna wówczas może być utrzymana dzięki informacjom sensorycznym pochodzącym z wejść wzrokowych, przedsionkowych i somatosensorycznych, zatem utrata informacji słuchowych u pacjentów z ubytkiem słuchu ma bezpośredni wpływ na równowagę [28,29].

Garcia Sevilla i wsp. w pracy z 2009 roku podjęli badania nad określeniem zdolności pacjentów z jednostronną chorobą Ménière'a (MD) do osiągnięcia odpowiednich granic stabilności i zdefiniowania istnienia ograniczeń kierunkowych. Skomputeryzowany dynamiczny system posturograficzny został użyty do przetestowania 112 pacjentów, rejestracji położenia środka nacisku stóp (*Center of feet pressure, COP*) w odpowiednich granicach stabilności. Osiem użytych celów zostało rozdzielonych o 45 stopni, aby utworzyć okrąg wokół obiektu, który musiał przesunąć swój COP do celu. Analizowano czas reakcji, prędkość, dokładność oraz ogólną ocenę zamierzonego ruchu w kierunku do i od celu. Stwierdzono niewielką, ale istotną korelację między deficytem słuchowym i przedsionkowym, a różnymi zmiennymi badanymi w ramach testu stabilności [30]. Stwierdzono, że u pacjentów z chorobą MD równowaga dynamiczna jest umiarkowanie zaburzona. Ocena kontroli postawy z posturografią (*Balance Rehabilitation Unit, BRU*) umożliwia identyfikację prędkości kołysania

i nieprawidłowości w obszarze elipsy u pacjentów z chorobą MD [31]. Porównanie wyników badań pacjentów z chorobą MD i grupą kontrolną, pozwoliło stwierdzić istotne różnice między wartościami prędkości kołysania w płycie siły statycznej, stymulacji optokinetycznej w dół i poziomej wizualnej interakcji przedsionkowej, obszaru elipsy w płycie siły statycznej (oczy zamknięte), lewej stymulacji optokinetycznej, obniżoną stymulację optokinetyczną, poziomą wizualną interakcję przedsionkową i pionowe wizualne oddziaływanie przedsionkowe.

Badania przeprowadzone przez Berge i wsp. pozwoliły na ocenę związku między słyszeniem a równowagą, badaniem wzajemnych relacji między progiem słyszalności pacjentów, a stabilnością postawy [32]. Przeprowadzono pomiary dla 1075 pacjentów z podejrzeniem zaburzeń przedsionkowych. Zmienną wynikową było kołysanie się mierzone statyczną posturografią podczas spokojnego stania z oczami zamkniętymi. Zmiennym predyktorem był średni próg słyszalności czystego tonu dla ucha lepszego przy częstotliwości 0,5, 1, 2 i 3 kHz. Zmiennymi towarzyszącymi były: wiek, płeć i choroba przedsionkowa lub asymetria przedsionkowa oceniana przez bitermalne nawadnianie kaloryczne. Podwyższony próg słyszenia był silnym predyktorem zwiększonego kołysania się (długości ścieżki) po skorygowaniu o wiek i płeć. Wzrost ubytku słuchu o 10 dB_{HL} w uchu lepiej słyszającym przewidywał średni wzrost długości ścieżki o 6,0% (przedział ufności, 2,9% -9,3%, $p < 0,001$). Spośród zmiennych towarzyszących rosnący wiek ($p < 0,001$) i płeć męska ($p = 0,009$) były istotnymi predyktorami zwiększonego kołysania się. Wpływ podwyższonego progu słyszenia był również znaczący po skorygowaniu o chorobę przedsionkową. Stwierdzono, że podwyższony próg słyszenia był niezależnym predyktorem zwiększonej niestabilności postawy, a efekt ten był najsilniejszy dla ucha lepiej słyszacego. Jednostronna choroba przedsionkowa nie tłumaczy związku między ubytkiem słuchu a równowagą postawy. Występowanie niedosłuchu wiąże się z zaburzeniami równowagi i należy rozważyć interwencje w celu zapobiegania upadkom u pacjentów narażonych na ich wystąpienie [32].

Zamysłowska-Szmytke i Śliwińska-Kowalska w pracy z 2013 roku zaprezentowały aktualny stan wiedzy na temat ototoksycznego wpływu rozpuszczalników organicznych na narząd słuchu i układ równowagi [33]. W artykule przedstawiono również zalecenia dla celów profilaktyki medycznej opracowane w oparciu o dane literaturowe i badania własne. Wyniki badań wykazały, że głębokość

uszkodzenia słuchu przypisywana narażeniom na ototoksyczne substancje chemiczne może wynosić kilka, a nawet kilkanaście dB_{HL}.

Uszkodzenia słuchu obserwowano głównie w zakresie wysokich częstotliwości, choć mogą dotyczyć również częstotliwości średnich (0,5–4 kHz). Przy łącznym działaniu rozpuszczalników i hałasu dominuje efekt hałasu. Udokumentowano również wpływ rozpuszczalników organicznych na ośrodkową część układu równowagi oraz niewykluczono na część obwodową (błędnik). Wynikiem uszkodzenia jest zmniejszenie pobudliwości układu przedsionkowego czy asymetria pobudliwości. Mimo, że nie jest znana zależność typu dawka–odpowiedź, wyniki dotychczasowych badań wskazują na konieczność objęcia osób narażonych na działanie rozpuszczalników organicznych, badaniami profilaktycznymi pod kątem wykrywania zaburzeń narządu słuchu i równowagi. Podstawowymi badaniami w tym zakresie powinny być, oprócz konsultacji laryngologa/audiologa, badania audiometrii mowy w szumie.

Testy przedsionkowe w badaniach ubytków słuchu obejmują elektronystagmografię (sakkada, spojrzenie, pozycja, testy kaloryczne i oczopląs samoistny). Opisano je wraz z testami obrotowymi i posturografią dynamiczną. Nacisk położono na interpretację, względne korzyści i ograniczenia w diagnozie [34-37]. Podjęto próbę określenia, które pomiary i warunki testowe w posturografii są najbardziej przydatne do identyfikacji problemów z równowagą u osób starszych [38]. Przebadano dwie grupy, każda po 70 osób w wieku powyżej 75 lat. Jedna grupa (kontrolna) uznała swoją równowagę za normalną, a druga (pacjenci) skarżyła się na brak równowagi. Pomiary objęły: prędkość kołysania w ramach statycznej (na stabilnym i niestabilnym podłożu) i dynamicznej posturografii, chód Tinetti, pomiar równowagi, zgłaszany strach przed upadkiem oraz liczba i okoliczności upadków. Średnia prędkość kołysania była znacznie większa w grupie pacjentów w porównaniu z grupą kontrolną. Największa różnica między pacjentami, a grupą kontrolną wystąpiła przy pomiarach prędkości kołysania przednio-tylnego podczas kątownego przechyłu platformy. Prędkość kołysania nie była znacząco większa u pacjentów, którzy zgłaszali upadki, w porównaniu z tymi, którzy ich nie zgłaszali. Nie było również znaczących różnic pomiędzy wartościami prędkości kołysania zmierzonymi u pacjentów, którzy upadli w wyniku utraty równowagi, a tymi którzy upadli z powodu potknięć lub poślizgnięć. Stwierdzono jednak znaczne zwiększenie prędkości kołysania u pacjentów, którzy zgłaszali strach przed upadkiem (pacjenci i z grupy kontrolnej) w porównaniu z tymi, którzy go nie zgłaszali. Tak więc średnia prędkość kołysania (szczególnie w kierunku przednio-tylnym) była

wyższa u starszych pacjentów, którzy skarżyli się na brak równowagi w porównaniu z pacjentami z grupy kontrolnej, przy czym różnica ta jest większa w posturografii dynamicznej niż w posturografii statycznej. Dane z pomiarów posturograficznych dostarczyły niewiele informacji na temat przyczyn braku równowagi i nie korelowały z częstotliwością zgłaszanych upadków.

Ishizaki i wsp. badali czy stymulacja dźwiękiem o niskiej częstotliwości podczas badań posturograficznych może pomóc w diagnozowaniu przetoki limfatycznej u pacjentów z utratą słuchu i / lub zawrotami głowy [39]. Przetokę limfatyczną (*J. ang. Perilymph Fistula, PLF*) często trudno jest zdiagnozować z powodu podobnej symptomatologii, takiej jak zawroty głowy, szum w uszach i utrata słuchu, które występują w wielu chorobach ucha wewnętrznego. Próbowano skorelować pozytywny wynik testów stymulacji dźwiękiem niskiej częstotliwości (*J. ang. Low Frequency Stimulation, LFS*) w posturografii, z obecnością lub nieobecnością PLF potwierdzonej przez endoskopię przezpochwową u 209 pacjentów z różnymi chorobami ucha wewnętrznego (MD (n = 128), przedsionkowość (n = 41), wada ślimaka (n = 28) i nagła głuchota (n = 12)). LFS wywołał niestabilność w posturografii bez PLF u 24 pacjentów z MD, u 5 pacjentów z przedsionkową niewydolnością serca, u 3 pacjentów z wadą w obrębie ślimaka i u 2 pacjentów z nagłą głuchotą. U jednego pacjenta tympanoskopia ujawniła przetokę w błonie okienka owalnego, która była pokryta warstwą włóknistą, w czterech przypadkach wystąpiło nienormalne odbicie światła w okienku owalnym, ale bez PLF. W ośmiu przypadkach znak Henneberta był obecny z oczopląsem, bez PLF. Odpowiedzi patologiczne na test LFS w posturografii można również spotkać w innych chorobach ucha wewnętrznego bez PLF. W uchu wewnętrznym znajduje się związany z ślimakiem obwodowy błędny przedsionkowy. Biorąc pod uwagę podobną fizjologię między tymi dwoma narządami, można oczekiwać jednoczesnego wystąpienia utraty słuchu i dysfunkcji przedsionkowej u osób, u których występuje segregacja mutacji w genach ucha wewnętrznego. Odkryto 22 różne geny, które po zmutowaniu prowadzą do niesynchronicznego autosomalnego dominującego ubytku słuchu [40]. Ocena formalna ujawniła dysfunkcję przedsionkową w osobnikach z mutacjami w dziesięciu z 13 genów na 22. Co ciekawe, tylko osobniki z mutacjami w genach COCH i MYO7A zgłaszają poważne problemy przedsionkowe. Osoby, u których następowała mutacja w pozostałych ośmiu genach nie zgłaszały znaczących problemów z równowagą. W pracy opisano przykład rodziny (zwanej rodziną HL1) z postępującą utratą słuchu i klinicznie stwierdzoną niedoczynnością przedsionkową, która nie zgłaszała objawów

przedsionkowych. Jeden członek rodziny HL1 z klinicznie wykrytą niedoczynnością przedsionkową dotarł nawet na szczyt góry Kilimandżaro. Obustronna dysfunkcja przedsionkowa (*j.ang. bilateral vestibular dysfunction, BVD*) jest ważną przyczyną źle zdiagnozowanego braku równowagi [41]. Postępowanie kliniczne u pacjentów z obustronną dysfunkcją przedsionka pozostaje trudne, ponieważ nie ma wyraźnych dowodów na jej skuteczne leczenie. Analizie poddano wpływ przewlekłej elektrycznej stymulacji i adaptacji do elektrycznej stymulacji układu przedsionkowego u ludzi podczas stymulacji narządu otolitu stałym ciągiem impulsów w celu złagodzenia nierównowagi spowodowanej BVD. Wskaźniki postawy i chodu ujawniły istotną poprawę w porównaniu z sytuacją przedoperacyjną. Oscylopsja, niestałość, niezależność i jakość życia poprawiły się do prawie normalnej sytuacji. Wszczepienie protezy narządu otolitu u ludzi jest technicznie wykonalne. Stymulacja elektryczna może mieć potencjalny wpływ na równowagę i jest stabilna po 1 roku obserwacji [41]. Badania te dają nowe możliwości opracowania implantów przedsionkowych w celu poprawy odczuwania przyspieszenia grawitacyjno-bezwładnościowego, w tym przypadku poprzez stymulację otolitów. Równowaga jest złożonym procesem obejmującym skoordynowane działania wielu elementów sensorycznych, motorycznych i biomechanicznych. Funkcja równowagi może być zaburzona u osób cierpiących na ubytek słuchu, ale upośledzenie to przypisano patologii leżącej u podstaw utraty słuchu.

Horowitz i wsp. zbadali możliwe interferencje symulowanego przewodzeniowego ubytku słuchu ze zdolnością do utrzymania równowagi posturalnej. Dwadzieścia osób (18 kobiet i 2 mężczyzn) o normalnym słuchu, w wieku 20-30 lat, przeszło skomputeryzowaną dynamiczną próbę posturograficzną przed i po zatkaniu ich zewnętrznych kanałów słuchowych zatyczkami, symulując w ten sposób przewodzeniowy ubytek słuchu o wartości 40 dB_{HL}. Złożony wynik równowagi został znacznie zmniejszony po zatkaniu uszu ze średnim wynikiem kołysania wynoszącym 73,5% ($p_{32} < 0,05$, $T = 2,27$). Stwierdzono, że przewodzeniowy ubytek słuchu ma negatywny wpływ na równowagę. Można to teoretycznie wytłumaczyć związkiem między ubytkiem słuchu a dysfunkcją woreczka, istotną częścią ucha wewnętrznego będącą fragmentem systemu służącego do utrzymania równowagi ciała [42].

1.3 Wpływ protezowania drogi słuchowej na stabilność posturalną

Na podstawie przeglądu piśmiennictwa [43-46] zauważono, że u osób starszych z niedosłuchem uczestniczących w badaniach, pojawiały się częstsze upadki. Istotne znaczenie miała również wielkość niedosłuchu (1,4 razy większa szansa na upadek przy wzroście niedosłuchu o 10 dB_{HL}). Badania przeprowadzono na posturografie dynamicznym i statycznym, jednak ze względu na metodykę badania i możliwość ukierunkowanej oceny parametrów równowagi oraz częstość stosowania w badaniach klinicznych, szerszej ocenie poddano wyniki posturografii statycznej. Czynniki metodologiczne, jakie brano pod uwagę podczas tego eksperymentu to między innymi czas pomiaru. Zbyt długie pomiary trwające ponad 100 sekund czy pomiary krótsze niż 20 sekund nie można było uznać za wiarygodne. Zwrócono również uwagę na postawę osoby badanej w trakcie próby, powinna ona być stała (taka sama) w czasie całego badania.

Ponieważ na utrzymanie równowagi wpływ ma wiele zmysłów, zwrócono uwagę, że pozbawienie osoby badanej nawet jednego bodźca sensorycznego (np. zamknięcie oczu) u osób zdrowych i młodych zwykle prowadzi do niewielkich zmian w amplitudzie i częstotliwości wychyleń i nie ma wpływu na stabilność posturalną. Jednak u osób starszych, może mieć to już istotne znaczenie.

1.3.1 Kompensacja niedosłuchu za pomocą aparatów słuchowych

Ninomiya i wsp. przeprowadzili ocenę wpływu aparatów słuchowych na funkcję równowagi ciała w kontrolowanym środowisku akustycznym [47]. Poddano ocenie stabilność posturalną 10 użytkowników aparatów słuchowych w bezdechowym, dźwiękoszczelnym pomieszczeniu za pomocą posturografii, w celu zbadania efektywności kompensacji słuchowej. Zbadano 10 osób zaaparatowanych obustronnie (5 mężczyzn, 5 kobiet, w wieku 62-79 lat: średnia wieku 63,4 lata). Uczestnicy byli zaprotezowani aparatami słuchowymi ponad 1 rok (1-8 lat, średnio 3,7 lat). W grupie kontrolnej znajdowało się 10 osób normalnie słyszących (10 kobiet; w wieku od 62 do 75 lat; średnia 71,2 lata) bez chorób neurologicznych. Pomiary posturograficzne zostały przeprowadzone w ośmiu wariantach: (1) oczy otwarte na podłożu niestabilnym z aparatem słuchowym i bez, (2) oczy zamknięte na podłożu niestabilnym z aparatem słuchowym i bez, (3) oczy otwarte na podłożu stabilnym z aparatem słuchowym i bez

aparatu słuchowego oraz (4) oczy zamknięte na podłożu stabilnym z aparatem słuchowym i bez aparatu słuchowego. Osoby normalnie słyszące przeszły podobny zestaw badań pomiar z dźwiękiem i bez, zamiast z i bez aparatu słuchowego. W badaniu z bodźcem dźwiękowym, podawano szum biały (70 dBA) z głośnika umieszczonego w odległości 1m przed badanym na wysokości jego głowy.

Całkowitą powierzchnię ścieżki i średnią prędkość kołysania zbadano za pomocą trójczynnikowych powtarzanych pomiarów i mieszanych czynnikowych analiz wariancji (ANOVA) z wewnątrzgrupowym czynnikiem warunków oczu (oczy otwarte/oczy zamknięte), warunków dźwiękowych (z dźwiękiem/bez dźwięku) oraz rodzaju podłoża i współczynnika między grupami (użytkownicy aparatów słuchowych/osoby normalnie słyszące). Dalszej analizie zostały poddane obszar ścieżki i uśrednione prędkości w osiach środkowo-bocznej (*j.ang. median-lateral axis, ML*) i przednio-tylnej (*j. ang. anteroposterior, AP*) przy użyciu maksymalnego przemieszczenia COP i średniej prędkości w osiach ML i AP.

Porównanie parami post hoc z korektą Bonferroniego przeprowadzono, gdy interakcja między warunkami była istotna. Istotność statystyczną ustalono na $p < 0,05$. ANOVA wykazała istotną interakcję między stanem dźwięku, a rodzajem podłoża; pomiędzy stanem dźwięku (jest/nie ma) a stanem oczu (otwarte/zamknięte). Analiza post-hoc parami wykazała, że dźwięk istotnie zmniejszył całkowitą powierzchnię w stanie na podłożu niestabilnym oraz w stanie z oczami zamkniętymi. Nie wykryto znaczących różnic między użytkownikami aparatów słuchowych, a uczestnikami normalnie słyszącymi. Analiza u osób zaprotezowanych wykazała, że aparaty słuchowe zmniejszyły całkowitą powierzchnię ścieżki. U użytkowników aparatów słuchowych maksymalne przemieszczenie COP w osi ML nie było istotne. Analiza wykazała, że aparat słuchowy nie zmienił maksymalnego przemieszczenia COP w osi ML. Nie zmieniło się również maksymalne przemieszczenie środka nacisku w warunkach dźwiękowych i bez dźwięku.

Podczas analizy wyników badań u użytkowników aparatów słuchowych wykazano, że aparat słuchowy zmniejszył maksymalne przemieszczenie COP w osi AP. Badano także średnią prędkość kołysania i stwierdzono, że zmniejszała się ona podczas użytkowania aparatów słuchowych. Kolejnym parametrem analizy była średnia prędkość kołysania w osi ML, jej wartość również zmniejszała się u pacjentów zaprotezowanych. U pacjentów z aparatami słuchowymi podczas badania z dźwiękiem, w analizie wykazano istotną statystycznie zmianę, zmniejszała się ona w zakresie średniej prędkości kołysania w kierunku przyśrodkowym. Stwierdzono również zmniejszenie średniej

prędkości kołysania w osi AP u użytkowników aparatów słuchowych. Wykazano, że sygnały dźwiękowe poprawiają całkowity obszar ścieżki w trudnych warunkach zarówno u użytkowników aparatów słuchowych, jak i u osób normalnie słyszących. U osób zaprotezoawnych zauważono poprawę tylko w osi AP. U użytkowników aparatów słuchowych na maksymalne przemieszczenie COP w osi ML nie miała wpływu stymulacja dźwiękiem, natomiast prędkość kołysania w osi ML uległa poprawie po stymulacji dźwiękiem [47].

Mc Daniel i wsp. zbadali wpływ binarualnego używania aparatów słuchowych na równowagę u doświadczonych użytkowników dorosłych aparatów słuchowych [60]. Celem tego badania była ocena równowagi doświadczonych dorosłych użytkowników aparatów słuchowych z aparatami słuchowymi i bez nich za pomocą skomputeryzowanej posturografii. Skomputeryzowana posturografia została przeprowadzona przy użyciu testu organizacji sensorycznej (*j.ang. Sensory Organization Test, SOT*) na NeuroCom Balance Master (Natus Medical Incorporated). SOT ocenił równowagę każdego uczestnika i zastosowaną strategię utrzymania równowagi w 6 stopniowo trudnych warunkach. W badaniu wzięły udział 22 osoby dorosłe korzystające obustronnie z aparatów słuchowych, zausznych. Wszyscy uczestnicy wypełnili protokoły SOT z aparatami słuchowymi i bez nich. Nie stwierdzono istotnych statystycznie różnic w równowadze uczestników bez względu na obecność lub brak aparatów słuchowych podczas SOT. Wyniki te nie potwierdziły wcześniejszych badań, które wskazały, że wzmocnienie sygnału wejściowego może poprawić równowagę u osób z zaburzeniami słuchu i równowagi. Konieczne są dalsze badania z wykorzystaniem randomizowanych badań kontrolowanych, aby zweryfikować różnicę między obecnymi wynikami a wynikami poprzednich badań [48].

1.3.2 Kompensacja niedosłuchu z użyciem implantów ślimakowych

Celem badań Gao i wsp. była ocena nagłego początku zaburzeń równowagi statycznej spowodowana wszczepieniem implantu ślimakowego (*j.ang. Cochlear implant, CI*), u 9-ciu pacjentów z jednostronnym wrodzonym ubytkiem słuchu [49]. Posturografię statyczną wykonano 1–3 dni przed i 3–5 dni po wszczepieniu CI. Każdy pacjent przeszedł test z otwartymi oczami (*j.ang. Eyes open, EO*) i zamkniętymi oczami (*j.ang. Eyes closed, EC*), czas trwania pomiaru - 30 sekund. Grupę kontrolną stanowili pacjenci dobrani pod względem wieku i płci, u których w przeszłości nie występowały zaburzenia słuchu, zbadano ich tymi samymi testami. W trzeciej grupie (również grupa kontrolna) zebrano pacjentów poddanych operacji ucha środkowego po zapaleniu ucha środkowego, OME. Mierzono i rejestrowano parametry kołysania się postawy, w tym prędkość kołysania (*j.ang. sway velocity, SV*) na osi X, SV na osi Y, długość miejsca kołysania (*j.ang. sway locus length, LNG*) oraz obszar środowiska (*j.ang. environmental area, ENV*). Porównanie parametrów posturograficznych przedoperacyjnych między pacjentami z CI, a grupami kontrolnymi nie wykazało istotnych różnic. Istotne różnice stwierdzono w większości parametrów w porównaniach przed i po operacji w grupie CI. Średnie wartości SV w osi X przed i po operacji wynosiły odpowiednio 8,48 i 11,52 mm/s, w stanie EO ($p < 0,05$) oraz odpowiednio 14,94 i 20,16 mm/s, w stanie EC ($p < 0,05$). W osi Y średnie wartości SV wyniosły odpowiednio 15,36 i 20,24 mm/s przed i po operacji, w stanie EC ($p < 0,05$). Wartości LNG w grupie CI przed i po operacji wyniosły 319,60 i 469,88 mm w stanie EO ($p < 0,05$) oraz 571,40 i 764,12 mm w stanie EC ($p < 0,05$). Nie zaobserwowano znaczącej zmiany równowagi funkcjonalnej w grupie kontrolnej między, przed i po operacji ($p > 0,05$), z wyjątkiem SV na osi X i LNG w stanie EO ($p < 0,05$). Wszczepienie CI wydaje się wpływać na funkcję równowagi statycznej w ciągu 1 tygodnia po operacji. Ten wpływ był większy, gdy oczy były zamknięte.

Greeters i wsp. w swoich badaniach szukali odpowiedzi na pytanie, czy zdolność słyszenia jest predyktorem kontroli postawy u użytkowników implantów ślimakowych (CI) co najmniej sześć miesięcy po zabiegu [50].

Badanie przekrojowe obejmowało użytkowników (CI) z głuchotą postępową i grupę kontrolną. Badani zostali podzieleni na następujące grupy: dziewięciu użytkowników CI o dobrej wydajności słyszenia (*j.ang. good hearing performance, G +*), pięciu użytkowników CI o słabej wydajności słyszenia (*j.ang. poor hearing performance, G-*) oraz siedmiu użytkowników z grupy kontrolnej (*j.ang. control group*,

CG). Dla każdego pacjenta zastosowano komputerowe testy posturografii dynamicznej (*j.ang. computerized dynamic posturography, CDP*), test organizacji sensorycznej (SOT) i test adaptacyjny (*j.ang. Acceptance Detection Test, ADT*) jako wykonanie dwóch zadań, przy czym pierwszy test (*j.ang. first test, FT*) i ponowny test (*j.ang. reappearing, RT*) były takie same w danym dniu, przy 40-60 minutowym odstępie między nimi.

Porównując wydajność podwójnego zadania na CDP i średnią ważoną między wszystkimi warunkami testu, grupa G + wykazała lepszą wydajność na RT w SOT4, SOT5, SOT6 i CS, czego nie zaobserwowano dla G- i CG. Grupa G- miała znacznie niższy poziom zdolności uczenia się krótkoterminowego niż pozostałe dwie grupy w SOT5 ($p = 0,021$), SOT6 ($p = 0,025$) i CS ($p = 0,031$). Można więc wnioskować, że użytkownicy CI z dobrą sprawnością słuchu mieli wyższy wskaźnik odzysku postawy w porównaniu do użytkowników CI z niską wydajnością słuchu.

Zaburzenia przedsionkowe zgłaszano także po zabiegu implantacji ślimaka (CI), ale piśmiennictwo wykazuje dużą rozbieżność w zgłaszanym wpływie klinicznym. Przeprowadzona meta-analiza [51], miała na celu ilościowe określenie wpływu CI przed i po operacji na wyniki badań przedsionkowych, stabilność postawy i subiektywnego odczuwania zawrotów głowy.

Ocena wpływu zabiegu wszczepienia CI na czynność przedsionkową u dorosłych pacjentów (≥ 18 lat) z niedosłuchem zmysłowo-nerwowym, którzy przeszli jednostronną lub obustronną implantację, została przeprowadzona na bazie przeglądu publikacji w MEDLINE, PubMed, Web of Science i Cochrane Library od 1 stycznia 1995 r. do 12 lipca 2016 r. Opublikowane badania dotyczyły dorosłych pacjentów, którym wszczepiono jednostronnie lub obustronnie CI i których czynność przedsionkową lub stabilność postawy oceniono przed i po zabiegu [51]. Z każdego badania porównano wyniki testu przed i po operacji, dla następujących pięciu testów: 1) kliniczny test impulsu głowy (*j.ang. Head impulse test, HIT*); 2) biotermiczne nawadnianie kaloryczne poziomego kanału półkolistego; 3) przedsionkowy wywołany potencjał miogeny (*j.ang. Vestibular evoked myogenic potential, VEMP*); 4) inwentarz zawrotów głowy (*j.ang. Dizziness Handicap Inventory, DHI*); oraz 5) skomputeryzowana dynamiczna posturografia (CDP). Zabieg wszczepu CI znacząco wpłynął na wyniki badań kalorycznych i VEMP. Jednak wyniki HIT, posturografia i DHI, nie uległy znaczącym zmianom po operacji CI. Operacja CI ma znaczący negatywny wpływ na wyniki testów kalorycznych oraz VEMP. Nie stwierdzono istotnego wpływu operacji CI w wynikach HIT, posturografii lub DHI. Ogólnie kliniczny wpływ operacji CI na funkcję

przedsionkową okazał się nieistotny. Niemniej jednak potencjalny wpływ operacji na układ przedsionkowy należy omówić z kandydatami CI przed operacją.

Rzadko badano związek między dobrze kontrolowaną stymulacją słuchową poprzez implant ślimakowy (CI), a równowagą ciała [52]. Celem takiego badania była ocena funkcji równowagi ciała u pacjentów z CI z i bez dźwięku, w bezechowym dźwiękoszczelnym pomieszczeniu. Badaniom poddano 8 doświadczonych użytkowników CI i 8 młodych ochotników z prawidłowym słuchem. Wszystkich badanych oceniono za pomocą posturografii w 4 warunkach: (1) oczy otwarte z dźwiękiem, (2) oczy zamknięte z dźwiękiem, (3) oczy otwarte bez dźwięku i (4) oczy zamknięte bez dźwięku. Wartości całkowitej długości ścieżki i całkowitej powierzchni były znacznie większe w próbie oczu zamknięte niż w próbie oczu otwarte. U osób z prawidłowym słuchem średnie przesunięcie środka nacisku (COP) w kierunku przyśrodkowo-bocznym, w warunkach z dźwiękiem nie różniło się od tego w warunkach bez dźwięku. U użytkowników implantów CI, COP znacząco przesunął się na stronę po której był wszczepiony CI, przy braku stymulacji wizualnej (oczy zamknięte) - bez dźwięku. To przesunięcie zostało wyeliminowane w warunkach z dźwiękiem (znacząca interakcja między obecnością dźwięku, rodzajem próby(oczy otwarte/oczy zamknięte) i współczynnikiem między grupami)). U osób z CI stymulacja dźwiękowa poprawia nieprawidłowe przesunięcie COP w kierunku środkowo-bocznym. Badanie posturograficzne w warunkach bezechowych wykazało, że stymulacja dźwiękowa poprawia funkcję równowagi ciała u osób z CI.

Przedmiotem badań Kelly i wsp. oraz badań Satish i wsp. była identyfikacja dysfunkcji przedsionkowej u dzieci po operacji implantacji ślimaka (CI) i analiza przydatności statycznej posturografii w ocenie funkcji przedsionkowej u dzieci [53,54]. Badanie prospektywne przeprowadzono w grupie 25 dzieci w wieku od 2 do 7 lat z niedosłuchem zmysłowo-nerwowym bez jawnej dysfunkcji przedsionkowej. Wszystkie dzieci przebadano statyczną posturografią przy użyciu platformy statycznej z pianką. Przesunięcie środka nacisku (COP) zarejestrowano w statokinezyogramie i uzyskano średnie wyniki przedsionkowe, wzrokowe i somatosensoryczne. Operacja implantacji ślimaka (CI) została wykonana poprzez założenie standardowego implantu ślimakowego Med-El Pulsar w układzie 12 podwójnych elektrod. Dzieci przebadano ponownie po 4 tygodniach od operacji CI (2 tygodnie po włączeniu implantu) za pomocą statycznej posturografii. Uzyskane wyniki porównano z wartościami przedoperacyjnymi i danymi analizowanymi statystycznie. Średni wiek wynosił 4,6 roku, w zakresie 2-7 lat. Wszystkie

dzieci biorące udział w badaniu były w stanie bez problemu ukończyć test, a średni czas wymagany dla dziecka wynosił 10,2 min. Korelacja i analiza statystyczna wartości przed i po każdym badaniu wykazała statystycznie istotne zmniejszenie wartości wyników dla badań przedsionkowych po wszczepie CI. Układ przedsionkowy jest obciążony wysokim ryzykiem urazu prowadzącego do zaburzeń czynności przedsionkowej u dzieci podczas zabiegu wszczepu CI. Badanie wykazało, że statyczna posturografia jest prostym, szybkim i skutecznym narzędziem do badania przesiewowego dzieci pod kątem zaburzeń czynności przedsionkowej po CI. Wczesne rozpoznanie dysfunkcji może pomóc w rozpoczęciu wczesnej rehabilitacji.

Ocenę funkcji przedsionkowej dzieci, które miały jednostronne i dwustronne implanty ślimakowe w porównaniu z grupą kontrolną dzieci zdrowych, przeprowadził również Olchowik, poprzez badania posturograficzne, w postaci zmodyfikowanego testu klinicznego interakcji sensorycznej na wadze za pomocą tablicy Wii Balance i aplikacji Vestio na iPodzie Touch [55]. Przebadano ogółem 30 dzieci, po 10 dzieci w każdej grupie. Wyniki w postaci obliczeń średniej kwadratowej były dostępne dla każdego dziecka. Wykazały one istotną różnicę w funkcji przedsionkowej dla dzieci z wszczepionym implantem i dzieci z nieimplantowanej grupy kontrolnej ($p < 0,05$). Zgodnie z oczekiwaniami, dzieci we wszystkich grupach miały większe trudności z utrzymaniem równowagi z zamkniętymi oczami ($p < 0,05$). Trzydzieści procent dzieci z dwustronnymi i 10% z jednostronnymi implantami ślimakowymi nie było w stanie ukończyć badania. Wykazano, że posturografia jest niedrogą, łatwą w obsłudze techniką, którą można wykorzystać do oceny czynności przedsionkowej u dzieci. Wykazano znaczącą różnicę między wynikami dla grupy kontrolnej, a grupami z wszczepionymi CI. Dalsze prace zainicjowane przez to badanie będą obejmować interwałowe badania pooperacyjne w celu dokładniejszej oceny wpływu implantacji na funkcję przedsionkową. Wszczepienie implantu ślimakowego może spowodować pooperacyjne zaburzenie czynności przedsionkowej o nieznanym znaczeniu klinicznym.

Z kolei celem badań Yong i wsp. było scharakteryzowanie obecności, wielkości i znaczenia klinicznego dysfunkcji przedsionkowej, która występuje po wszczepieniu ślimaka pediatrycznego [56]. Wykorzystano bazy danych Embase, Medline (OvidSP) i PubMed. Uwzględniono tylko artykuły opublikowane w języku angielskim. Wykorzystano artykuły opublikowane od 1980 r. do chwili obecnej, które

dokumentowały przedoperacyjne i pooperacyjne testy przedsionkowe u dzieci w wieku poniżej 18 lat. Ocenione parametry obejmowały liczbę pacjentów, miogenne potencjały wywołane przedsionkowe i pooperacyjne (VEMP), badanie impulsu głowy (HIT), kaloryczność i posturografię, harmonogram badań przed i pooperacyjnych, symptomatologię oraz inne dane demograficzne, takie jak etiologia ubytku słuchu. Względne wartości ryzyka oceniające wpływ implantacji ślimaka na funkcję przedsionkową zostały obliczone dla VEMP i testów kalorycznych ze względu na dostępność opublikowanych danych. Dla każdego badania przeprowadzono osobne analizy i przeprowadzono analizę zbiorczą w celu uzyskania ogólnego ryzyka względnego. Ocenę ryzyka błędu systematycznego przeprowadzono w poszczególnych badaniach i ogólnie. Stwierdzono, że dziecięca implantacja ślimaka wiąże się ze statystycznie istotnym spadkiem odpowiedzi VEMP po operacji (RR 1,8, $p < 0,001$, I² 91,86, 95% CI 1,57-2,02). Podobnych wyników nie stwierdzono w testach kalorycznych, brak również wystarczających danych do analizy HIT i posturografii. Konieczne są dalsze badania w celu ustalenia wpływu implantacji ślimaka na obiektywne pomiary przedsionkowe po operacji oraz to, czy zaobserwowane zmiany są klinicznie istotne w tej populacji [56].

2. Cel pracy

Celem pracy było zbadanie korelacji między średnim niedosłuchem odbiorczym, a stabilnością posturalną u osób w wieku powyżej 60 lat.

Cele szczegółowe pracy :

1. Wskazanie jak protezowanie słuchu wpływa na stabilność posturalną
2. Ocena wpływu wybranych bodźców akustycznych o poziomie natężenie 65 dB_{HL} i 80 dB_{HL} na stabilność posturalną osób z niedosłuchem przed protezowaniem i po zastosowaniu aparatów słuchowych

3. Materiał i metody

3.1 Opis grupy badanej

W badaniu wzięło udział 30 osób powyżej 60 roku życia, 17 kobiet i 13 mężczyzn. Wszystkie osoby badane miały średni niedosłuch odbiorczy powyżej 40 dB_{HL}. Pacjenci biorący udział w badaniu byli ochotnikami. Przed rozpoczęciem badania otrzymali szczegółowe informacje dotyczące przeprowadzanych badań i w każdej chwili mogli zrezygnować z badań. Każdy z ochotników podpisał zgodę na udział w badaniu (wzór-załącznik 1).

Badania wykonano po uzyskaniu zgody Komisji Bioetycznej Uniwersytetu Medycznego im. K. Marcinkowskiego w Poznaniu, Uchwała nr 858/18 z dnia 06 września 2018 roku.

3.2 Metodyka badań

W niniejszej pracy wykorzystano następujące narzędzia badawcze:

- Ankieta autorska
- Badanie otoskopowe (Piccolight firmy KaWe)
- Badanie audiometrii tonalnej (Madsen Itera II firmy Otometrics)
- Badanie progu dyskomfortowego słyszenia UCL (Uncomfortable Level) (Madsen Itera II firmy Otometrics)
- Dopasowanie aparatów słuchowych
- Badanie na platformie posturograficznej na stabilnym podłożu, przy braku i w obecności dźwięków zakłócających o częstotliwości 1000 Hz na poziomie 65 dB_{HL} i 80 dB_{HL} (MediBalance Pro firmy Medi TECH)
- Analiza statystyczna (Statistica version 13.3)

3.2.1 Ankieta

Każdy ochotnik przed rozpoczęciem badań wypełniał autorską ankietę. Została ona stworzona, aby zebrać niezbędne informacje o pacjencie, które zostały szczegółowo przeanalizowane. W ankiecie znajdowały się następujące pytania:

- Płeć
- Wiek
- Wzrost
- Masa ciała
- Czy wystąpiły u pacjenta, któreś z wymienionych dolegliwości: uraz głowy, zapalenie ucha, objawy choroby Ménière'a, zapalenie neuronu przedsionkowego, operacja otochirurgiczna, objawy otosklerozy, zdiagnozowano guz kąta mostowo-mózdkowego, cukrzyca, zaburzenia lidowe, nadciśnienie tętnicze, choroby gruczołu tarczowego, miażdżyca.
- Czy występują szумы uszne?
- Jeśli szумы uszne występują to w jakim charakterze są odczuwalne? (ciągły, impulsowy, niskoczęstotliwościowy, wysokoczęstotliwościowy)?
- Czy cierpi Pani/Pan na zawroty głowy?
 - Jeśli zawroty głowy występują to czy towarzyszą im inne objawy? (zaburzenia równowagi, wymioty i nudności)
 - Jak często występują zawroty głowy i inne dolegliwości z nimi związane?
 - Jak długo trwa taki atak?
 - Jaki jest charakter zawrotów głowy? (samoistny, po zmianie pozycji, towarzyszą mu objawy słuchowe)
- Czy była zalecona rehabilitacja ruchowa?
- Czy przyjmowane są na stałe leki? Jeśli tak to jakie?
- Czy pracuje/ował/a Pan/Pani w hałasie?
- Która ręka jest dominująca?
- Czy ma Pani/Pan schorzenia kręgosłupa?
 - Jeśli tak to w jakiej jego części? (odcinek szyjny, lędźwiowy, piersiowy, itp.)
- Czy wykonuje Pan/i ćwiczenia fizyczne?

3.2.2 Badanie otoskopowe

Po uzupełnieniu ankiety, każdy z pacjentów został poddany badaniu otoskopowemu, w celu sprawdzenia drożności przewodu słuchowego zewnętrznego, oceniana była również błona bębenkowa, pod kątem jej stanu i braku ubytków. Dzięki badaniu otoskopowemu, można było sprawdzić czy występują schorzenia ucha zewnętrznego i środkowego. Do wykonania badania użyto otoskopu Piccolight firmy KaWe.



Ryc. 3. Otoskop Piccolight firmy KaWe

3.2.3 Audiometria tonalna

Kolejnym badaniem wykonanym na grupie ochotników była audiometria tonalna. Badania przeprowadzono w specjalistycznej pracowni przeznaczonej do badań układu słuchowego, na Uniwersytecie Medycznym im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu, w Katedrze Biofizyki, w Zakładzie Protetyki Słuchu przy ul. Grunwaldzkiej 6. Przed rozpoczęciem badań w pomieszczeniu wykonano badanie poziomu ciśnienia akustycznego za pomocą przenośnego jednokanałowego analizatora poziomu dźwięku klasy 1 firmy Brüel&Kjær Type 2250. Przed użyciem został on skalibrowany zgodnie

z normą IEC 61672. Poziom tła ciśnienia akustycznego wyniósł 26,5 dBA. Przed rozpoczęciem badań audiometr wraz z przetwornikami elektroakustycznymi został również skalibrowany zgodnie z normą ANSI S33.

Do wyznaczenia wartości progowych wykorzystano audiometr diagnostyczny Madsen Itera II firmy Otometrics wyposażony w słuchawki powietrzne TDH39 i słuchawkę na przewodnictwo kostne B71.



Ryc. 4. Audiometr diagnostyczny Madsen Itera II firmy Otometrics

Badanie zostało wykonane za pomocą słuchawek na przewodnictwo powietrzne dla zakresu częstotliwości od 125 Hz do 8000 Hz za pomocą metody wstępującej 2/3 dla obojga uszu.

Metoda polega na wyznaczeniu progu słyszenia zaczynając od podawania bodźca akustycznego o wartości podprogowej skokami co 5 dB_{HL} zwiększając poziomu sygnału, aż do chwili gdy pacjent zasygnalizuje, że słyszy dźwięk. Jeśli pacjent zasygnalizuje dwukrotnie, że usłyszał dźwięk, uznajemy tą wartość za progową. Badanie rozpoczynano od ucha lepszego, wskazanego przez pacjenta, jeśli pacjent nie wskazał ucha lepiej słyszącego badanie wykonano zgodnie ze standardem rozpoczynając od ucha prawego. Następnie wykonano badanie za pomocą słuchawki na przewodnictwo kostne dla zakresu częstotliwości od 250 Hz do 4000 Hz, również za pomocą metody wstępującej 2/3 dla

obojga uszu. Wyznaczono próg słyszenia na przewodnictwo powietrzne i przewodnictwo kostne.

3.2.4 Badanie progu dyskomfortu słuchowego (UCL)

Przeprowadzono również badanie pozwalające na wyznaczenie progu dyskomfortu słyszenia dla obojga uszu. Badanie wykonano dla 4 częstotliwości: 500 Hz, 1000 Hz, 2000 Hz i 4000 Hz. Zadaniem ochotnika było zasygnalizowanie, kiedy bodziec akustyczny jest według niego zbyt głośny, zdecydowanie nieprzyjemny. Do próby użyto audiometru akustycznego Madsen Itera II firmy Orometrics z słuchawkami na przewodnictwo powietrzne TDH39. Bodziec akustyczny podawano skokowo co 5 dB_{HL}. Uzyskane wyniki wraz z wynikami audiometrii tonalnej pozwoliły na określenie obszaru słyszalności osób badanych.

3.2.5 Dopasowanie aparatów słuchowych

Po wykonaniu diagnostyki narządu słuchu, pacjentom były dobierane i dopasowywane aparaty słuchowe zgodnie z ich ubytkiem słuchu. Wszyscy ochotnicy mieli niedosłuch odbiorczy powyżej 40 dB_{HL}. Dopasowanie aparatu odbywało się za pomocą układu Noahlink Wireless – bezprzewodowe przesyłanie informacji między komputerem wyposażonym w profesjonalne oprogramowanie do dopasowywania, a aparatami słuchowymi.

Do protezowania wykorzystano zaawansowane technologicznie aparaty słuchowe o bardzo szerokim zakresie dopasowania, pozwalające na kompensację niedosłuchów wszystkich pacjentów, którzy brali udział w badaniu. Stosowane aparaty słuchowe cechowała: szeroka dynamika, przestrzenne zarządzanie hałasem, bieżąca analiza środowiska akustycznego i dopasowanie do oczekiwań pacjenta, 48 kanałów przetwarzania, 12 pasm dopasowania, tarcza antysprężeniowa, menadżer adaptacji, otwarta kierunkowość, możliwość przetwarzania sygnału w 64 pasmach częstotliwości oraz komunikacja między aparatami.

Każdemu pacjentowi indywidualnie dopasowywano aparaty, w celu kompensacji niedosłuchu i optymalnego odbioru mowy i dźwięków środowiska.

Aparaty słuchowe dopasowywano za pomocą metody VAC+ (*j.ang. Vacuum Fittings*). Procedura dopasowania VAC+ działa w oparciu o algorytm uwzględniający czynniki determinujące ubytek słuchu osoby protezowanej. W procesie dopasowania uwzględniane są indywidualne potrzeby pacjenta, jego profil słuchowy. Bieżąca komunikacja z środowiskiem akustycznym w którym znajduje się pacjent pozwala na automatyczne dopasowanie parametrów poprawiających komfort słyszenia i zrozumiałość mowy.

3.2.6 Badanie posturograficzne

Do wykonania badań posturograficznych użyto platformy na podłożu statycznym, która miała na celu ocenić narząd równowagi. Badania były przeprowadzane tego samego dnia co badanie słuchu i dopasowanie aparatów słuchowych. Pacjenci wykazywali chęć i pełne skupienie. Żaden z pacjentów nie skarżył się na zmęczenie.

Posturografia jest specjalistycznym, obiektywnym badaniem, które rejestruje u pacjentów ruchy wyrównawcze w celu oceny kontroli postawy ciała oraz wykrywa zaburzenia balansu i ryzyko upadku. Podczas stania mierzona jest siła nacisku na podłoże w chwili utrzymania równowagi. Dzięki komputerowemu obliczeniu położenia środka nacisku stóp, odzwierciedlony jest rzut środka ciężkości na płaszczyznę podparcia w warunkach statycznych.

Do badań został wykorzystany system MediBalance Pro firmy Medi TECH, w skład którego wchodziła platforma stabilometryczna wraz z programem komputerowym do oceny stanu czynnościowego narządu równowagi.

Pacjenci zostali poinstruowani, by przyjęli swobodną postawę ciała, ręce miały znajdować się wzdłuż ciała. Zostali również poproszeni, by w trakcie badania nie rozmawiać i nie wykonywać świadomych ruchów. Pomiary wykonywane były dla oczu otwartych i zamkniętych na platformie stabilnej, bez bodźca zakłócającego i bez aparatów. Dodatkowo wykonano sekwencję badań z bodźcami zakłócającymi o częstotliwości 1000 Hz o poziomie natężenia dźwięku 65 dB_{HL} i 80 dB_{HL}, dla oczu otwartych i oczu zamkniętych. Dźwięk generowany był przy pomocy audiometru Madsen Itera II firmy Otometrics i podawany przez głośnik, oddalony od pacjenta o 1m, wiszący na wysokości 1m naprzeciwko osoby badanej (ryc.5). Wykonano ten sam zestaw pomiarów przed i po zaprotezowaniu aparatami słuchowymi pacjenta.

Procedura badania składała się z 6 serii pomiarowych, w każdej były dwa pojedyncze pomiary trwające 30 sekund.

Całkowity czas badania wynosił ok 45 minut, ale nie dłużej niż 60 minut.



Ryc. 5. Zdjęcia ochotników podczas badania posturograficznego

W tabeli 1 przedstawiono wszystkie etapy badania posturograficznego.

Tabela 1. Procedura badania posturograficznego osób niedosłyszących

Algorytm badania posturograficznego u osób z wadą słuchu	
Brak bodźca zakłócającego bez aparatów słuchowych	Oczy otwarte na platformie stabilnej
	Oczy zamknięte na platformie stabilnej
Z udziałem bodźca zakłócającego o częstotliwości 1000 Hz i poziomie natężenia dźwięku 65 dB _{HL} bez aparatów słuchowych	Oczy otwarte na platformie stabilnej
	Oczy zamknięte na platformie stabilnej
Z udziałem bodźca zakłócającego o częstotliwości 1000 Hz i poziomie	Oczy otwarte na platformie stabilnej
	Oczy zamknięte na platformie stabilnej

natężenia dźwięku 80 dB _{HL} bez aparatów słuchowych	
Brak bodźca zakłócającego z aparatami słuchowymi	Oczy otwarte na platformie stabilnej
	Oczy zamknięte na platformie stabilnej
Z udziałem bodźca zakłócającego o częstotliwości 1000 Hz i poziomie natężenia dźwięku 65 dB _{HL} z aparatami słuchowymi	Oczy otwarte na platformie stabilnej
	Oczy zamknięte na platformie stabilnej
Z udziałem bodźca zakłócającego o częstotliwości 1000 Hz i poziomie natężenia dźwięku 80 dB _{HL} z aparatami słuchowymi	Oczy otwarte na platformie stabilnej
	Oczy zamknięte na platformie stabilnej

3.2.7 Analiza statystyczna

Analizowane parametry sprawdzano pod względem zgodności z rozkładem normalny za pomocą testu Shapiro-Wilka. Ponieważ dane nie były zgodne z rozkładem normalnym, porównanie poszczególnych parametrów w układzie oczy zamknięte kontra oczy otwarte wykonano za pomocą testu nieparametrycznego Wilcozona. Natomiast porównania parametrów pomiędzy poszczególnymi badaniami na które składało się 6 układów:

- brak bodźca zakłócającego bez aparatów słuchowych na platformie stabilnej oczy otwarte i zamknięte
- z udziałem bodźca zakłócającego o częstotliwości 1000 Hz o poziomie natężenia dźwięku 65 dB_{HL} bez aparatów słuchowych na platformie stabilnej oczy otwarte i zamknięte
- z udziałem bodźca zakłócającego o częstotliwości 1000 Hz o poziomie natężenia dźwięku 80 dB_{HL} bez aparatów słuchowych na platformie stabilnej oczy otwarte i zamknięte
- brak bodźca zakłócającego z aparatami słuchowymi na platformie stabilnej oczy otwarte i zamknięte
- z udziałem bodźca zakłócającego o częstotliwości 1000 Hz o poziomie natężenia dźwięku 65 dB_{HL} z aparatami słuchowymi na platformie stabilnej

oczy otwarte i zamknięte

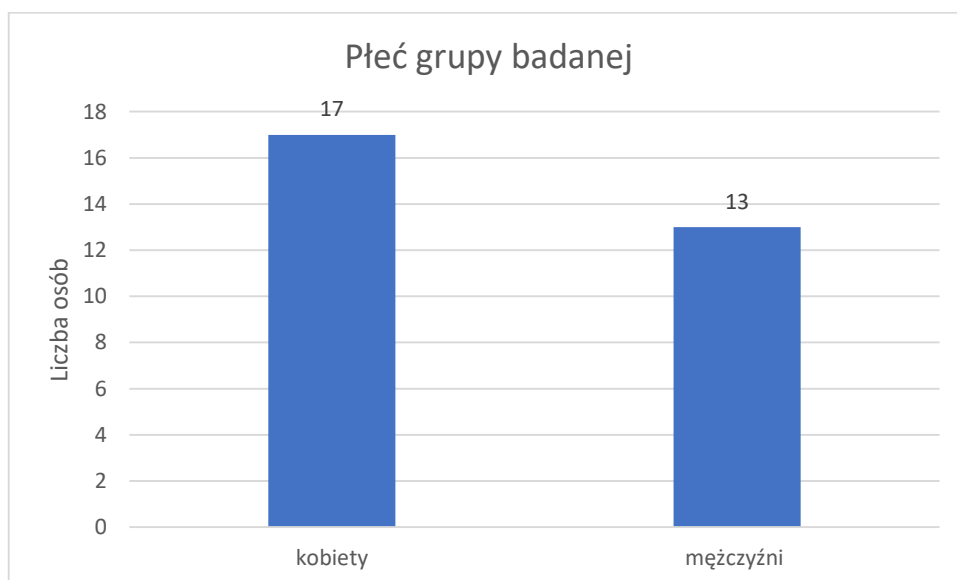
- z udziałem bodźca zakłócającego o częstotliwości 1000 Hz o poziomie natężenia dźwięku 80 dB_{HL} z aparatami słuchowymi na platformie stabilnej
oczy otwarte i zamknięte wykonano za pomocą testu Skilling-Mack.

Test Skilling –Mack jest odpowiednikiem testu Friedmana obecnym w innych popularnych pakietach statystycznych. W przypadku wystąpienia istotnych różnic w dalszym etapie zastosowano testy post-hoc Dunna w celu wyznaczenia, pomiędzy którymi układami obserwujemy statystycznie istotne różnice. Wyniki wykonanych analiz przedstawiano jako mediany oraz rozstępy kwartyłowe Me [Q₁-Q₃]. Kolejnym krokiem była analiza regresji wielorakiej w celu oceny wpływu takich parametrów jak: wiek badanego, płeć oraz BMI na uzyskane wyniki podczas analizowanych badań. Ocenę jakości modelu dokonywano na podstawie współczynnika determinacji R². Analizę statystyczną wykonano przy użyciu pakietu statystycznego STATA 16 StataCorp. 2019. *Stata Statistical Software: Release 16*. College Station, TX: StataCorp LLC. Wszystkie testy analizowano na poziomie istotności $\alpha=0,05$.

4. Wyniki i analiza badań

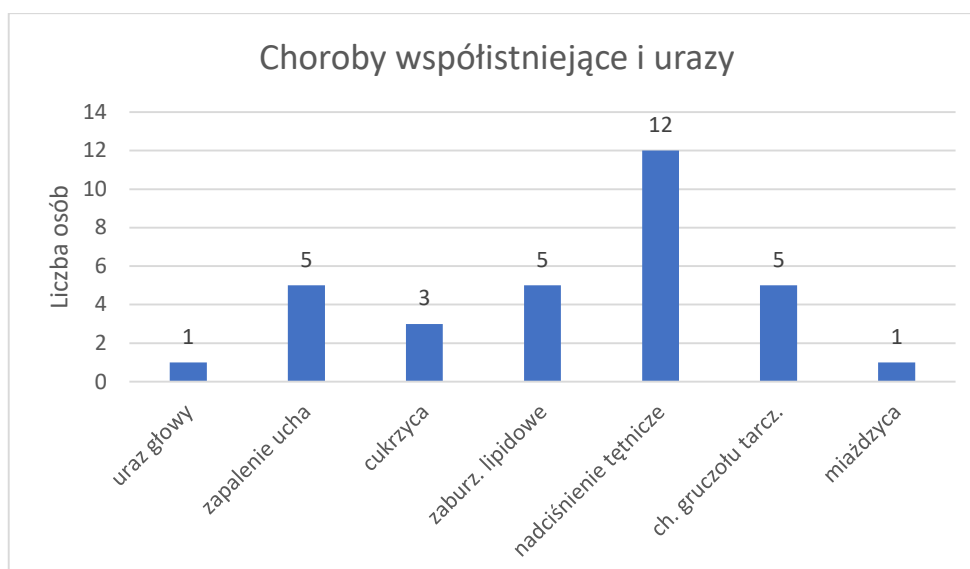
4.1 Wyniki uzyskane na podstawie przeprowadzonej ankiety

Grupę badaną stanowiło 30 osób, w tym 17 kobiet i 13 mężczyzn (ryc. 6.). Kobiety stanowiły 56,7% grupy badanej a mężczyźni 43,3 %.



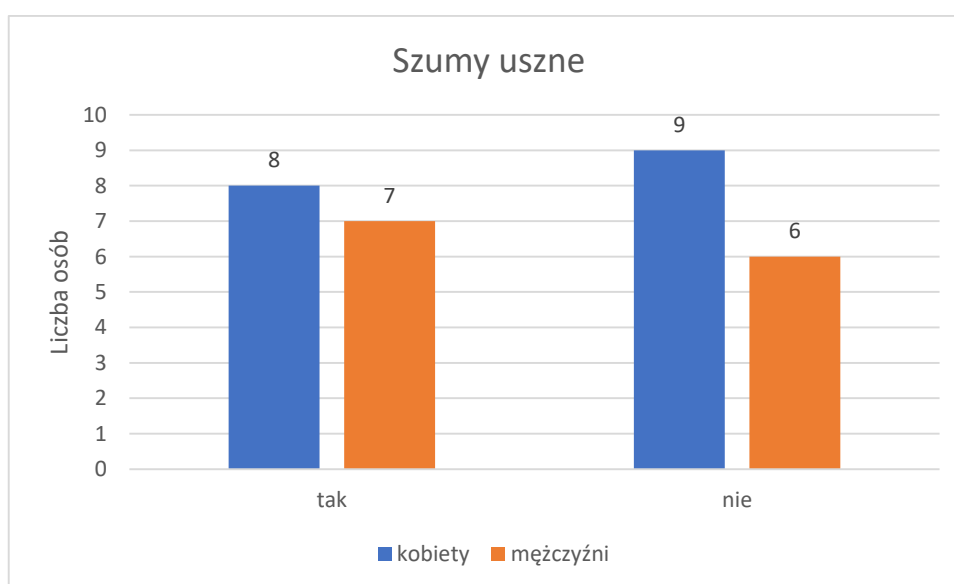
Ryc. 6. Podział grupy badanej ze względu na płeć – wyniki ankiety

W badanej grupie 66,7% ankietowanych miało choroby współistniejące. Niektórzy zaznaczyli więcej niż 1 odpowiedź, a 33,3% osób badanych w ankiecie nie zaznaczyło żadnej odpowiedzi. Na rycinie 7 przedstawiono z jakimi problemami zdrowotnymi zmagала się grupa badana.



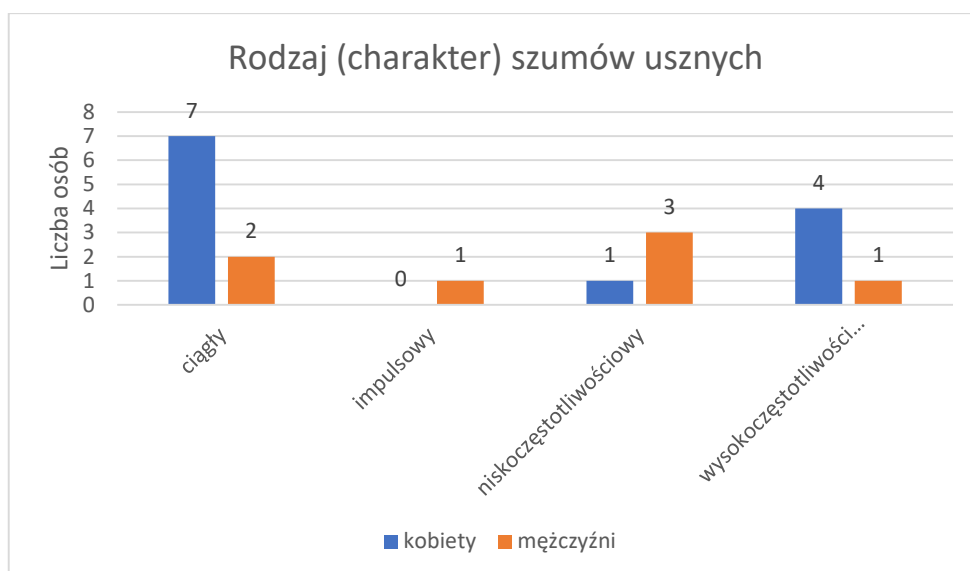
Ryc. 7. Choroby współistniejące i urazy w grupie badanej – wyniki ankiety

Z przeprowadzonej ankiety wynika również, że połowa osób z grupy badanej cierpi na szumy uszne. Dotyczyło to 8 kobiet i 7 mężczyzn (ryc. 8.)



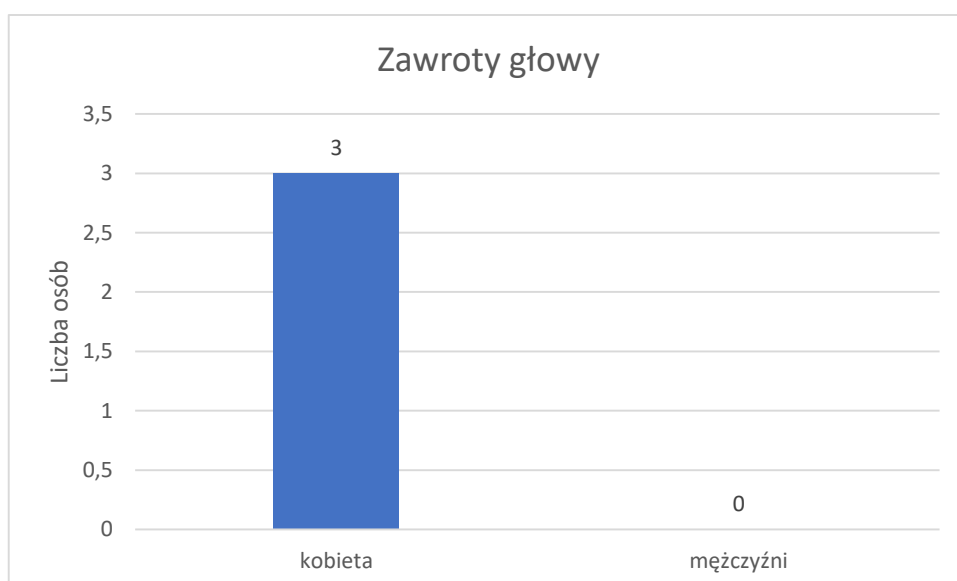
Ryc. 8. Występowanie szumów usznych w grupie badanej – wyniki ankiety

Osoby u których występowały szumy uszne, poproszone zostały o określenie ich charakteru. Okazało się, że wśród mężczyzn dominował szum ciągły wysokoczęstotliwościowy a wśród kobiet, szum ciągły niskoczęstotliwościowy (ryc. 9.)



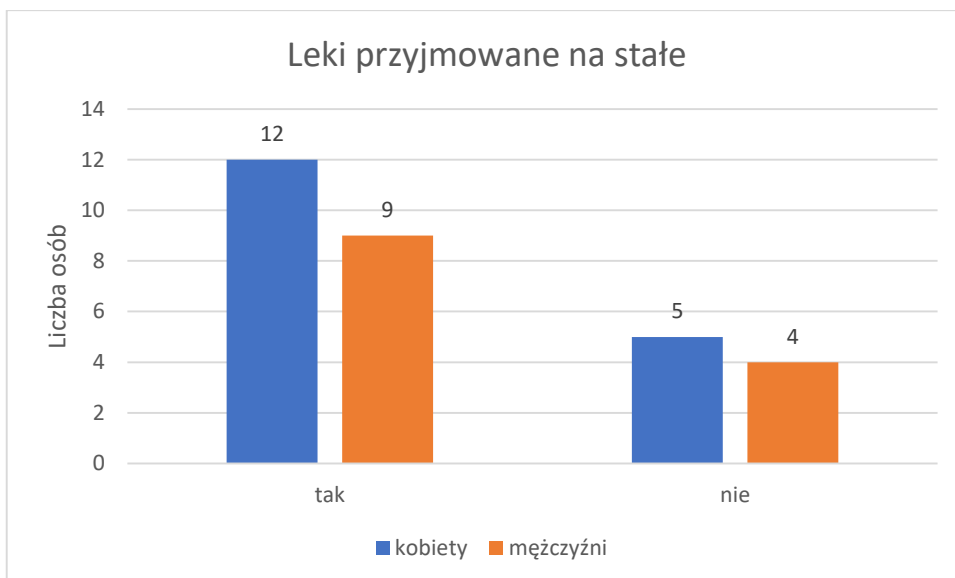
Ryc. 9. Charakterystyka szumów usznych w grupie badanej – wyniki ankiety

W grupie badanej problemy z zawrotami głowy występującymi w przeszłości zgłosiły 3 kobiety, u mężczyzn biorących udział w badaniu ten problem nie występował (ryc. 10.)



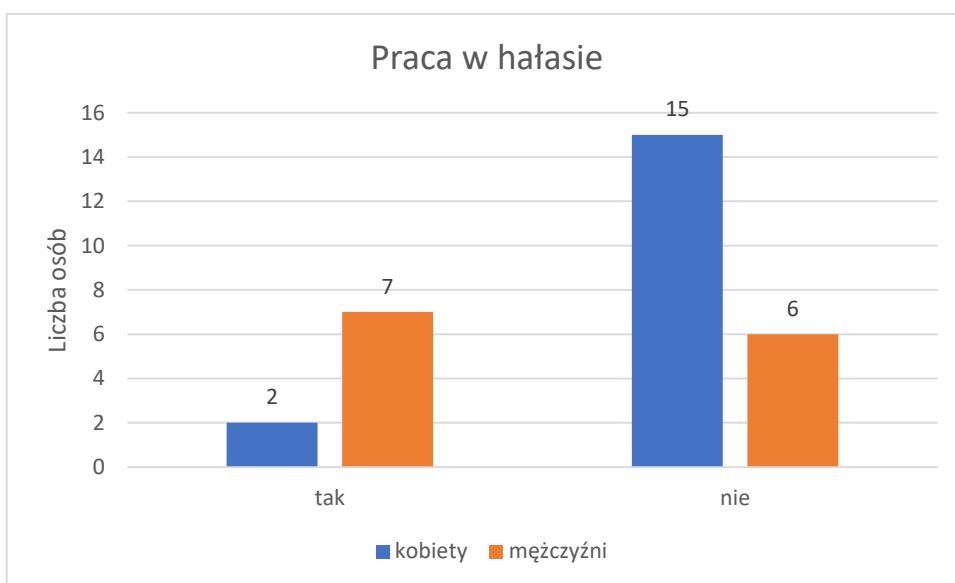
Ryc. 10. Występowanie zawrotów głowy w grupie badanej – wyniki ankiety

Analizując wyniki badań ankietowych na temat przyjmowanych leków, można stwierdzić, że 12 kobiet i 9 mężczyzn przyjmuje leki na stałe, stosowane w chorobach kardiologicznych, endokrynologicznych i cukrzycy (ryc.11.)



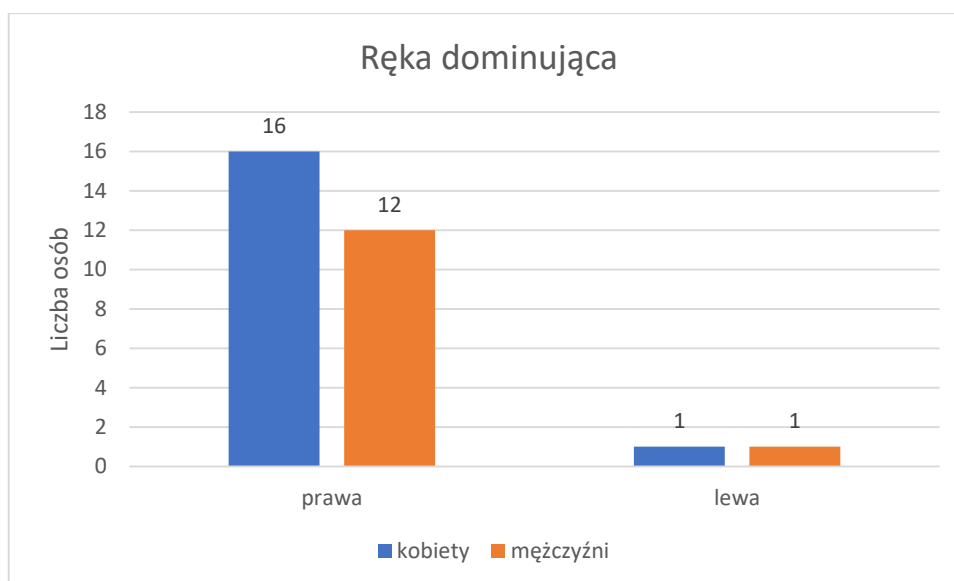
Ryc. 11. Przyjmowanie leków na stałe w grupie badanej – wyniki ankiety

Większość osób (70%) biorących udział w badaniach, nie pracowała nigdy w hałasie. Jednak 9 osób ankietowanych odpowiedziało, że w okresie czynności zawodowej pracowali w hałasie. W grupie tej było 7 mężczyzn i 2 kobiety (ryc.12.)



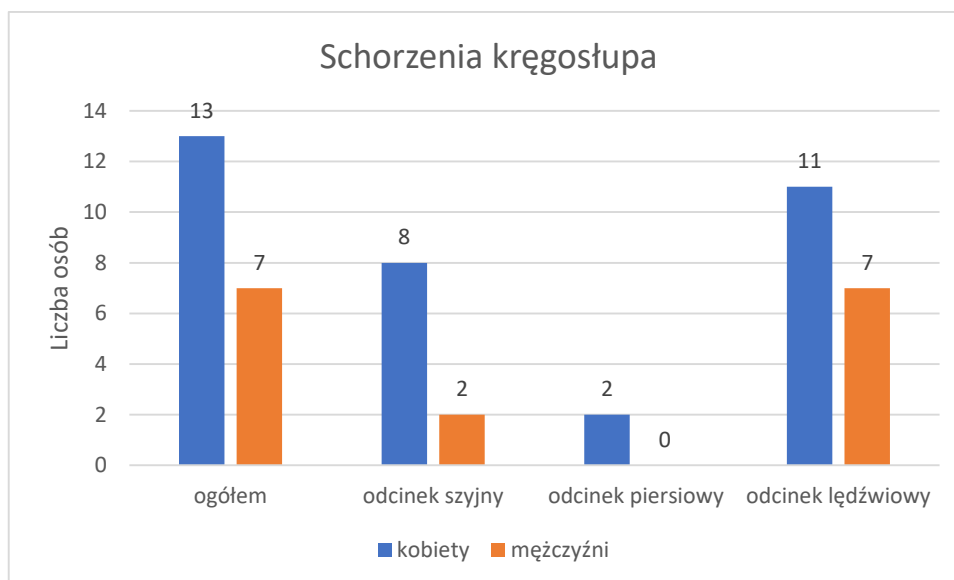
Ryc. 12. Ekspozycja na hałas w grupie badanej – wyniki ankiety

Ponadto 28 osób poddanych ankiecie zadeklarowało, że są osobami praworęcznymi, a 2 leworęcznymi. Wśród kobiet było 16 praworęcznych i 1 leworęczna, a wśród mężczyzn 12 praworęcznych i 1 leworęczny (ryc.13.)



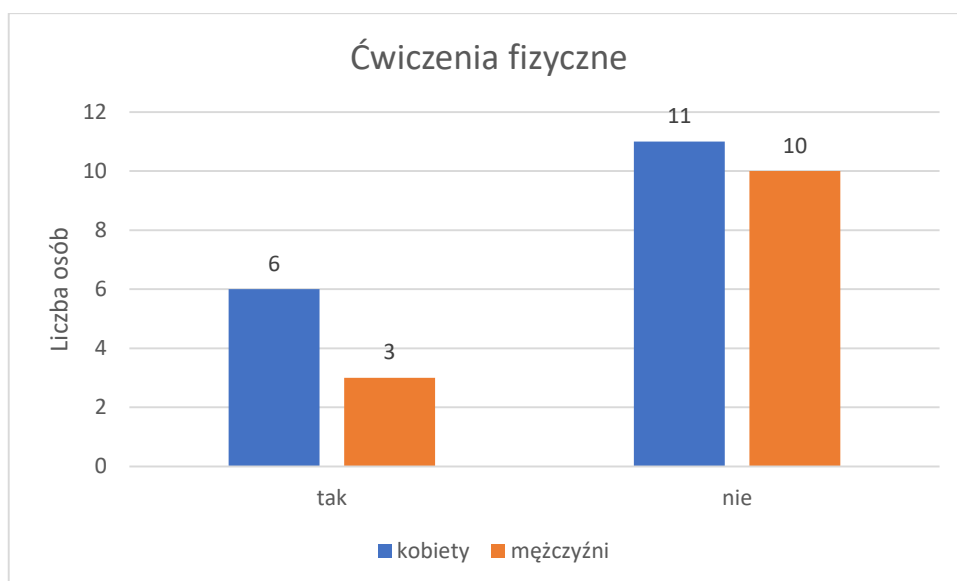
Ryc. 13. Praworęczność i leworęczność w grupie badanej – wyniki ankiety

Analizując odpowiedzi z ankiety dotyczące schorzeń kręgosłupa ustalono, że 20 osób ma problemy z kręgosłupem, w tym 13 kobiet i 7 mężczyzn. Najczęściej występowały dokuczliwe schorzenia w odcinku lędźwiowym i szyjnym. Na schorzenia w odcinku piersiowym uskarżały się tylko 2 kobiety (ryc. 14.)



Ryc. 14 .Występowanie schorzeń kręgosłupa w grupie badanej – wyniki ankiety

Osoby badane udzieliły również odpowiedzi na pytanie dotyczące aktywności fizycznej. Deklarację regularnych ćwiczeń fizycznych zgłosiło tylko 9 osób, w czym 6 kobiet i 3 mężczyzn (ryc.15.)

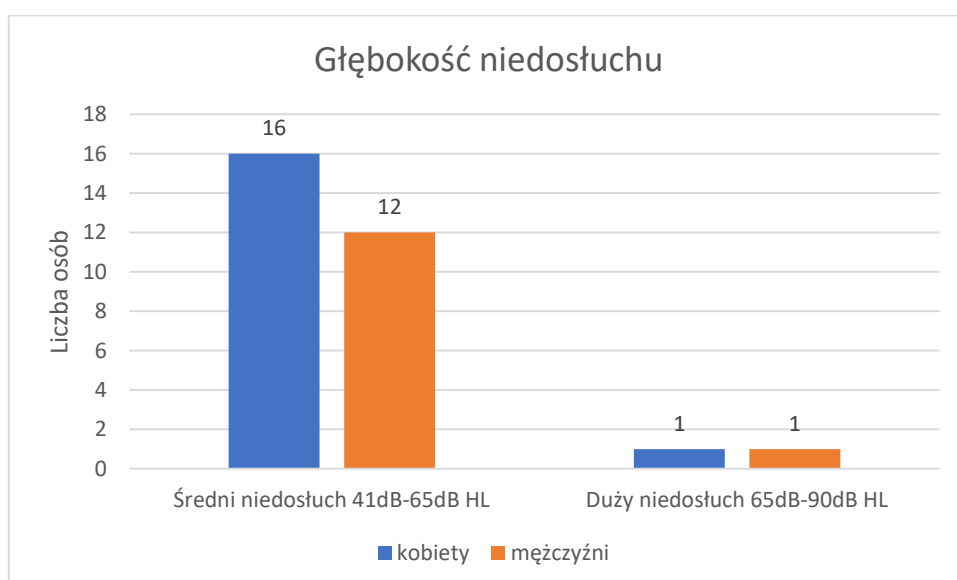


Ryc. 15. Aktywność fizyczna w grupie badanej – wyniki ankiety

Wszystkie osoby w grupie badanej miały niedosłuch odbiorczy.

Na rycinie 16 przedstawiono występujące w grupie badanej zakresy głębokości niedosłuchu. W badanej grupie zarówno u kobiet jak i u mężczyzn nie występował niedosłuch lekki (20 - 40 dB_{HL}) i niedosłuch głęboki (powyżej 91 dB_{HL}).

Osoby biorące udział w badaniu miały symetryczny obuustronny niedosłuch, w związku z powyższym były zaprotezowane obuusznie.



Ryc. 16. Głębokość niedosłuchu w grupie badanej – wyniki ankiety

4.2 Wyniki badania otoskopowego

Wyniki badania otoskopowego w całej grupie badanej były prawidłowe. U wszystkich pacjentów przewody słuchowe zewnętrzne były drożne, bez zmian i zaczerwienień. Błony bębenkowe miały kolor jasno-perłowy z prawidłowym refleksem świetlnym i bez widocznych perforacji.

4.3 Wyniki audiometrii tonalnej i progu dyskomfortu słuchowego

Średnie progi słyszenia dla przewodnictwa powietrznego zostały obliczone dla każdego z uszu osobno. Zostały one policzone za pomocą średniej arytmetycznej z czterech częstotliwości: 500 Hz, 1000 Hz, 2000 Hz i 4000 Hz. (Tabela 2).

Tabela 2. Średnie progi słyszenia dla przewodnictwa powietrznego grupy badanej

Pacjent	Średni próg słyszenia dla UP dB _{HL}	Średni próg słyszenia dla UL dB _{HL}
M.L.	60	55
J.K.	53	52
J.K.	46	44
J.P.	43	49
M.T.	44	41
E.B.	50	52
A.D.	45	49
A.L.	43	41
E.B.	43	49
E.P.	46	48
D.H.	42	41
E.P.	42	49
P.P.	43	50
A.B.	44	52
G.N.	45	41
L.K.	49	46
S.F.	58	51
J.B.	54	47
Z.Ł.	63	69
H.M.	65	74
A.H.	59	48
K.B.	46	51
E.T.	51	41

M.L.	45	46
I.N.	46	44
A.P.	51	51
D.Ł.	47	44
J.C.	43	43
M.B.	47	42
E.H.	46	53

W tabeli 3 zostały przedstawione wyniki wartości UCL dla czterech częstotliwości 500 Hz, 100 Hz, 200 Hz i 400 Hz.

Tabela 3. Zestawienie wartości UCL dla ucha prawego (UP) i lewego (UL)

Pacjent	UCL dla częstotliwości 500 Hz [dB _{HL}]		UCL dla częstotliwości 1000 Hz [dB _{HL}]		UCL dla częstotliwości 2000 Hz [dB _{HL}]		UCL dla częstotliwości 4000 Hz [dB _{HL}]	
	UP	UL	UP	UL	UP	UL	UP	UL
M.L.	90	95	80	100	100	100	100	110
J.K.	100	105	80	95	90	105	95	105
J.K.	65	65	70	60	70	60	70	60
J.P.	110	110	110	110	110	110	110	110
M.T.	90	95	95	100	95	100	90	95
E.B.	100	100	100	95	100	100	100	100
A.D.	110	110	110	105	110	110	110	110
A.L.	100	95	105	95	110	100	110	100
E.B.	110	105	105	105	105	105	110	110
E.P.	100	95	105	100	105	100	100	105
D.H.	90	85	85	85	90	90	95	90
E.P.	100	105	100	105	105	110	100	110
P.P.	100	105	100	100	100	105	100	105
A.B.	110	110	110	110	110	100	110	110
G.N.	100	105	105	110	100	110	105	105
L.K.	100	100	105	105	100	100	105	105
S.F.	100	105	100	105	100	105	100	100
J.B.	95	110	100	110	110	110	110	110
Z.Ł.	95	100	105	100	110	110	110	110
H.M.	90	95	95	100	90	95	100	105
A.H.	110	110	110	110	110	110	110	110
K.B.	105	105	110	90	100	90	100	95
E.T.	90	95	100	100	90	90	100	110
M.L.	90	95	95	100	100	105	100	105

I.N.	75	90	75	85	75	90	80	95
A.P.	100	90	105	95	95	95	90	90
D.Ł.	110	110	110	110	110	110	110	110
J.C.	90	100	100	105	100	105	95	100
M.B.	110	110	110	110	110	110	110	110
E.H.	110	100	105	100	95	100	110	110

Wyznaczenie UCL pozwoliło na określenie obszaru pola słuchowego. W badanej grupie osób niedosłyszających pola słuchowe uległy zmniejszeniu i przesunięciu. W oparciu o wyniki progów słyszenia i progów dyskomfortu optymalnie dobrano i dopasowano aparaty słuchowe, kompensując niedosłuch.

4.4 Wyniki badań posturograficznych

Analizowane parametry posturograficzne sprawdzano pod względem zgodności z rozkładem normalnym za pomocą testu Shapiro-Wilka. Ponieważ stwierdzono, że rozkład nie jest normalny, przedstawione zostały wyniki mediany, kwartyła dolnego i górnego dla wartości mierzonych parametrów posturograficznych u pacjentów bez aparatów słuchowych (Tabela 4) i pacjentów po dopasowaniu aparatów słuchowych (Tabela 5).

Tabela 4. Wartości mierzonych parametrów posturograficznych, pacjent bez aparatów słuchowych

Nazwa parametru posturograficznego	Bez aparatu, bez bodźca		
	mediana	Q1*	Q3*
dystans łączny oczy otwarte, mm	1511,97	1145,85	2228,52
dystans łączny oczy zamknięte, mm	2141,39	1356,15	3739,19
dystans prawo-lewo oczy otwarte, mm	698,34	496,10	875,69
dystans prawo-lewo oczy zamknięte, mm	846,85	540,09	1472,80
dystans przód-tył oczy otwarte, mm	1202,25	911,60	1748,60
dystans przód-tył oczy zamknięte, mm	1792,70	1063,30	3257,60
średni dystans łączny oczy otwarte, mm	0,40	0,30	0,59
średni dystans łączny oczy zamknięte, mm	0,57	0,36	0,99
średni dystans prawo-lewo oczy otwarte, mm	0,18	0,13	0,23
średni dystans prawo-lewo oczy zamknięte, mm	0,22	0,14	0,39
odcinek drogi przód-tył oczy otwarte, mm	0,32	0,24	0,46
odcinek drogi przód-tył oczy zamknięte, mm	0,47	0,28	0,87
średnia prędkość oczy otwarte, cm/s	5,04	3,82	7,42
średnia prędkość oczy zamknięte, cm/s	7,13	4,52	12,46
punkt ciężkości X oczy otwarte, mm	0,24	-7,15	6,22
punkt ciężkości X oczy zamknięte, mm	-2,02	-7,69	5,17
punkt ciężkości Y oczy otwarte, mm	6,56	-3,21	19,43
punkt ciężkości Y oczy zamknięte, mm	7,63	-3,90	25,63
średni promień wychylenia oczy otwarte, mm	3,61	2,29	5,15
średni promień wychylenia oczy zamknięte, mm	5,28	3,13	8,34
średnie wychylenie prawo-lewo oczy otwarte, mm	1,87	1,26	2,44
średnie wychylenie prawo-lewo oczy zamknięte, mm	1,83	1,26	3,27
średnie wychylenie przód-tył oczy otwarte, mm	2,64	1,61	3,93
średnie wychylenie przód-tył oczy zamknięte, mm	4,43	2,67	6,67
maksymalny promień wychylenia oczy otwarte, mm	11,63	7,15	15,95
maksymalny promień wychylenia oczy zamknięte, mm	16,32	11,27	30,84
maksymalne wychylenie prawo-lewo oczy otwarte, mm	6,57	4,43	8,40
maksymalne wychylenia prawo-lewo oczy zamknięte, mm	7,63	4,74	14,61
maksymalne wychylenie przód-tył oczy otwarte, mm	10,79	7,15	15,39
maksymalne wychylenie przód-tył oczy zamknięte, mm	16,05	11,10	26,19
powierzchnia oczy otwarte, cm ²	1,20	0,51	1,88
powierzchnia oczy zamknięte, cm ²	2,07	1,07	5,85

Nazwa parametru posturograficznego	Bez aparatu z bodźcem 65 dB _{HL}		
	mediana	Q1*	Q3*
dystans łączny oczy otwarte, mm	1587,98	1165,72	2085,61
dystans łączny oczy zamknięte, mm	2243,24	1443,28	3503,08
dystans prawo-lewo oczy otwarte, mm	698,06	538,50	948,80
dystans prawo-lewo oczy zamknięte, mm	872,10	644,10	1258,69
dystans przód-tył oczy otwarte, mm	1258,44	934,99	1754,00
dystans przód-tył oczy zamknięte, mm	1777,00	1171,29	3172,20
średni dystans łączny oczy otwarte, mm	0,42	0,31	0,55
średni dystans łączny oczy zamknięte, mm	0,60	0,38	0,93
średni dystans prawo-lewo oczy otwarte, mm	0,18	0,14	0,25
średni dystans prawo-lewo oczy zamknięte, mm	0,23	0,17	0,33
odcinek drogi przód-tył oczy otwarte, mm	0,33	0,25	0,46
odcinek drogi przód-tył oczy zamknięte, mm	0,47	0,31	0,84
średnia prędkość oczy otwarte, cm/s	5,29	3,88	6,95
średnia prędkość oczy zamknięte, cm/s	7,47	4,81	11,67
punkt ciężkości X oczy otwarte, mm	0,49	-6,91	5,52
punkt ciężkości X oczy zamknięte, mm	2,01	-5,11	7,82
punkt ciężkości Y oczy otwarte, mm	7,37	-12,92	21,50
punkt ciężkości Y oczy zamknięte, mm	8,24	-8,67	22,41
średni promień wychylenia oczy otwarte, mm	3,37	2,28	4,36
średni promień wychylenia oczy zamknięte, mm	5,16	3,99	8,28
średnie wychylenie prawo-lewo oczy otwarte, mm	1,61	0,98	2,33
średnie wychylenie prawo-lewo oczy zamknięte, mm	2,17	1,66	3,80
średnie wychylenie przód-tył oczy otwarte, mm	2,50	1,90	3,08
średnie wychylenie przód-tył oczy zamknięte, mm	4,48	3,17	6,86
maksymalny promień wychylenia oczy otwarte, mm	10,70	8,34	13,22
maksymalny promień wychylenia oczy zamknięte, mm	15,50	11,94	29,97
maksymalne wychylenie prawo-lewo oczy otwarte, mm	7,12	4,17	9,79
maksymalne wychylenia prawo-lewo oczy zamknięte, mm	8,12	6,18	12,10
maksymalne wychylenie przód-tył oczy otwarte, mm	10,49	7,37	13,18
maksymalne wychylenie przód-tył oczy zamknięte, mm	14,00	11,36	29,51
powierzchnia oczy otwarte, cm ²	1,15	0,60	1,70
powierzchnia oczy zamknięte, cm ²	2,20	1,16	5,42

Nazwa parametru posturograficznego	Bez aparatu z bodźcem 80 dB _{HL}		
	mediana	Q1*	Q3*
dystans łączny oczy otwarte, mm	1555,76	1168,83	2222,49
dystans łączny oczy zamknięte, mm	2316,79	1516,70	3554,10
dystans prawo-lewo oczy otwarte, mm	739,00	519,90	925,80
dystans prawo-lewo oczy zamknięte, mm	880,55	652,00	1187,79
dystans przód-tył oczy otwarte, mm	1176,69	943,80	1838,59
dystans przód-tył oczy zamknięte, mm	1929,59	1191,00	3077,39
średni dystans łączny oczy otwarte, mm	0,41	0,31	0,59
średni dystans łączny oczy zamknięte, mm	0,61	0,40	0,94
średni dystans prawo-lewo oczy otwarte, mm	0,19	0,13	0,24
średni dystans prawo-lewo oczy zamknięte, mm	0,23	0,17	0,31
odcinek drogi przód-tył oczy otwarte, mm	0,31	0,25	0,49
odcinek drogi przód-tył oczy zamknięte, mm	0,51	0,31	0,82
średnia prędkość oczy otwarte, cm/s	5,18	3,89	7,40
średnia prędkość oczy zamknięte, cm/s	7,72	5,05	11,84
punkt ciężkości X oczy otwarte, mm	0,74	-7,60	6,87
punkt ciężkości X oczy zamknięte, mm	-0,69	-9,09	-0,69
punkt ciężkości Y oczy otwarte, mm	10,54	-10,62	25,74
punkt ciężkości Y oczy zamknięte, mm	12,66	-10,06	21,95
średni promień wychylenia oczy otwarte, mm	3,61	2,47	4,76
średni promień wychylenia oczy zamknięte, mm	5,46	3,36	7,35
średnie wychylenie prawo-lewo oczy otwarte, mm	1,51	1,13	2,58
średnie wychylenie prawo-lewo oczy zamknięte, mm	1,92	1,45	3,08
średnie wychylenie przód-tył oczy otwarte, mm	2,59	1,93	3,63
średnie wychylenie przód-tył oczy zamknięte, mm	4,59	2,76	5,84
maksymalny promień wychylenia oczy otwarte, mm	10,85	7,61	14,06
maksymalny promień wychylenia oczy zamknięte, mm	17,13	11,71	24,51
maksymalne wychylenie prawo-lewo oczy otwarte, mm	6,40	4,66	9,04
maksymalne wychylenia prawo-lewo oczy zamknięte, mm	8,52	5,47	11,12
maksymalne wychylenie przód-tył oczy otwarte, mm	9,49	7,29	13,61
maksymalne wychylenie przód-tył oczy zamknięte, mm	17,04	10,12	21,93
powierzchnia oczy otwarte, cm ²	1,02	0,50	1,68
powierzchnia oczy zamknięte, cm ²	2,04	1,32	4,41

*Q1 – kwartył dolny

*Q3 – kwartył górny

Tabela 5. Wartości mierzonych parametrów posturograficznych, pacjent po dopasowaniu

Nazwa parametru posturograficznego	Z aparatem bez bodźca		
	mediana	Q1*	Q3*
dystans łączny oczy otwarte, mm	1690,62	1177,72	252,46
dystans łączny oczy zamknięte, mm	2104,49	1371,59	4067,78
dystans prawo-lewo oczy otwarte, mm	747,30	510,28	956,30
dystans prawo-lewo oczy zamknięte, mm	882,04	570,99	1239,69
dystans przód-tył oczy otwarte, mm	1297,30	929,90	2154,40
dystans przód-tył oczy zamknięte, mm	1709,80	1120,70	3358,39
średni dystans łączny oczy otwarte, mm	0,45	0,31	0,67
średni dystans łączny oczy zamknięte, mm	0,56	0,36	1,08
średni dystans prawo-lewo oczy otwarte, mm	0,20	0,13	0,25
średni dystans prawo-lewo oczy zamknięte, mm	0,23	0,15	0,33
odcinek drogi przód-tył oczy otwarte, mm	0,34	0,24	0,57
odcinek drogi przód-tył oczy zamknięte, mm	0,45	0,29	0,89
średnia prędkość oczy otwarte, cm/s	5,63	3,92	8,44
średnia prędkość oczy zamknięte, cm/s	7,01	4,57	13,55
punkt ciężkości X oczy otwarte, mm	-0,10	-6,60	4,95
punkt ciężkości X oczy zamknięte, mm	-1,21	-7,06	4,95
punkt ciężkości Y oczy otwarte, mm	9,69	-12,86	22,41
punkt ciężkości Y oczy zamknięte, mm	13,94	-6,67	28,25
średni promień wychylenia oczy otwarte, mm	4,21	2,54	5,52
średni promień wychylenia oczy zamknięte, mm	4,89	3,62	7,69
średnie wychylenie prawo-lewo oczy otwarte, mm	1,90	1,25	2,41
średnie wychylenie prawo-lewo oczy zamknięte, mm	2,01	1,52	3,01
średnie wychylenie przód-tył oczy otwarte, mm	3,20	1,84	4,62
średnie wychylenie przód-tył oczy zamknięte, mm	4,04	2,79	6,28
maksymalny promień wychylenia oczy otwarte, mm	12,35	8,49	19,16
maksymalny promień wychylenia oczy zamknięte, mm	16,20	12,40	27,85
maksymalne wychylenie prawo-lewo oczy otwarte, mm	7,06	4,83	9,66
maksymalne wychylenia prawo-lewo oczy zamknięte, mm	8,10	5,96	12,11
maksymalne wychylenie przód-tył oczy otwarte, mm	12,05	7,44	18,34
maksymalne wychylenie przód-tył oczy zamknięte, mm	16,18	12,3	27,83
powierzchnia oczy otwarte, cm ²	1,40	0,66	3,29
powierzchnia oczy zamknięte, cm ²	2,00	0,96	5,49

Nazwa parametru posturograficznego	Z aparatem z bodźcem 65 dB _{HL}		
	mediana	Q1*	Q3*
dystans łączny oczy otwarte, mm	1513,82	1163,38	2134,84
dystans łączny oczy zamknięte, mm	1920,65	1597,79	3951,26
dystans prawo-lewo oczy otwarte, mm	721,09	511,31	880,39
dystans prawo-lewo oczy zamknięte, mm	786,25	641,79	1385,39
dystans przód-tył oczy otwarte, mm	1186,80	904,09	1771,38
dystans przód-tył oczy zamknięte, mm	1571,00	1269,60	3338,40
średni dystans łączny oczy otwarte, mm	0,40	0,31	0,57
średni dystans łączny oczy zamknięte, mm	0,51	0,42	0,98
średni dystans prawo-lewo oczy otwarte, mm	0,19	0,13	0,23
średni dystans prawo-lewo oczy zamknięte, mm	0,21	0,17	0,34
odcinek drogi przód-tył oczy otwarte, mm	0,31	0,24	0,47
odcinek drogi przód-tył oczy zamknięte, mm	0,42	0,33	0,86
średnia prędkość oczy otwarte, cm/s	5,04	3,87	7,11
średnia prędkość oczy zamknięte, cm/s	6,40	5,32	13,17
punkt ciężkości X oczy otwarte, mm	0,61	-3,18	7,23
punkt ciężkości X oczy zamknięte, mm	0,48	-4,14	6,70
punkt ciężkości Y oczy otwarte, mm	3,30	-17,63	18,37
punkt ciężkości Y oczy zamknięte, mm	5,49	-19,20	20,35
średni promień wychylenia oczy otwarte, mm	3,00	2,75	4,75
średni promień wychylenia oczy zamknięte, mm	4,71	3,61	6,85
średnie wychylenie prawo-lewo oczy otwarte, mm	1,69	1,37	2,22
średnie wychylenie prawo-lewo oczy zamknięte, mm	1,90	1,24	2,56
średnie wychylenie przód-tył oczy otwarte, mm	2,38	1,93	3,76
średnie wychylenie przód-tył oczy zamknięte, mm	3,96	2,63	6,02
maksymalny promień wychylenia oczy otwarte, mm	9,63	7,53	15,84
maksymalny promień wychylenia oczy zamknięte, mm	17,28	11,32	25,55
maksymalne wychylenie prawo-lewo oczy otwarte, mm	6,24	4,17	7,78
maksymalne wychylenia prawo-lewo oczy zamknięte, mm	7,64	4,99	11,92
maksymalne wychylenie przód-tył oczy otwarte, mm	9,40	7,31	15,01
maksymalne wychylenie przód-tył oczy zamknięte, mm	17,02	10,40	25,31
powierzchnia oczy otwarte, cm ²	0,98	0,69	1,76
powierzchnia oczy zamknięte, cm ²	2,02	1,10	4,87

Nazwa parametru posturograficznego	Z aparatem z bodźcem 80 dB _{HL}		
	mediana	Q1*	Q3*
dystans łączny oczy otwarte, mm	1685,27	1234,88	2027,16
dystans łączny oczy zamknięte, mm	2094,06	1550,88	3734,48
dystans prawo-lewo oczy otwarte, mm	724,99	527,40	976,69
dystans prawo-lewo oczy zamknięte, mm	936,64	610,60	1256,00
dystans przód-tył oczy otwarte, mm	1282,25	996,29	1662,30
dystans przód-tył oczy zamknięte, mm	1626,90	1266,20	3302,98
średni dystans łączny oczy otwarte, mm	0,45	0,33	0,54
średni dystans łączny oczy zamknięte, mm	0,55	0,41	0,99
średni dystans prawo-lewo oczy otwarte, mm	0,19	0,14	0,26
średni dystans prawo-lewo oczy zamknięte, mm	0,25	0,16	0,33
odcinek drogi przód-tył oczy otwarte, mm	0,34	0,26	0,44
odcinek drogi przód-tył oczy zamknięte, mm	0,43	0,33	0,88
średnia prędkość oczy otwarte, cm/s	5,61	4,11	6,75
średnia prędkość oczy zamknięte, cm/s	6,98	5,17	12,44
punkt ciężkości X oczy otwarte, mm	-2,58	-6,45	5,86
punkt ciężkości X oczy zamknięte, mm	-2,07	-5,09	5,82
punkt ciężkości Y oczy otwarte, mm	8,24	-2,55	29,46
punkt ciężkości Y oczy zamknięte, mm	8,33	-6,51	25,02
średni promień wychylenia oczy otwarte, mm	3,48	2,72	5,17
średni promień wychylenia oczy zamknięte, mm	4,99	3,82	6,77
średnie wychylenie prawo-lewo oczy otwarte, mm	1,69	1,18	2,32
średnie wychylenie prawo-lewo oczy zamknięte, mm	2,19	1,38	2,87
średnie wychylenie przód-tył oczy otwarte, mm	2,49	1,97	3,78
średnie wychylenie przód-tył oczy zamknięte, mm	4,05	2,93	5,72
maksymalny promień wychylenia oczy otwarte, mm	11,36	8,80	15,76
maksymalny promień wychylenia oczy zamknięte, mm	14,83	10,59	24,36
maksymalne wychylenie prawo-lewo oczy otwarte, mm	6,89	4,52	8,93
maksymalne wychylenia prawo-lewo oczy zamknięte, mm	9,02	5,18	11,23
maksymalne wychylenie przód-tył oczy otwarte, mm	10,44	8,37	14,55
maksymalne wychylenie przód-tył oczy zamknięte, mm	13,10	10,17	23,20
powierzchnia oczy otwarte, cm ²	1,14	0,63	1,75
powierzchnia oczy zamknięte, cm ²	2,01	1,06	4,20

*Q1 – kwartył dolny

*Q3 – kwartył górny

Tabela 6 przedstawia statystyczną istotność różnic pomiędzy wartościami, które zostały uzyskane przy przeprowadzaniu badań:

- brak bodźca zakłócającego bez aparatów słuchowych na platformie stabilnej
- z udziałem bodźca zakłócającego o częstotliwości 1000 Hz o poziomie natężenia dźwięku 65 dB_{HL} bez aparatów słuchowych na platformie stabilnej
- z udziałem bodźca zakłócającego o częstotliwości 1000 Hz o poziomie natężenia dźwięku 80 dB_{HL} bez aparatów słuchowych na platformie stabilnej
- brak bodźca zakłócającego z aparatami słuchowymi na platformie stabilnej
- z udziałem bodźca zakłócającego o częstotliwości 1000 Hz o poziomie natężenia dźwięku 65 dB_{HL} z aparatami słuchowymi na platformie stabilnej
- z udziałem bodźca zakłócającego o częstotliwości 1000 Hz o poziomie natężenia dźwięku 80 dB_{HL} z aparatami słuchowymi na platformie stabilnej

Tabela 6. Zestawienie wartości dla testu nieparametrycznego Friedmana dla parametrów posturograficznych stosowanych w wszystkich rodzajach badań

Nazwa parametru posturograficznego	p
dystans łączny oczy otwarte, mm	0,4908
dystans łączny oczy zamknięte, mm	0,9147
dystans prawo-lewo oczy otwarte, mm	0,2482
dystans prawo-lewo oczy zamknięte, mm	0,8919
dystans przód-tył oczy otwarte, mm	0,7279
dystans przód-tył oczy zamknięte, mm	0,7943
średni dystans łączny oczy otwarte, mm	0,4679
średni dystans łączny oczy zamknięte, mm	0,9295
średni dystans prawo-lewo oczy otwarte, mm	0,2482
średni dystans prawo-lewo oczy zamknięte, mm	0,8647
odcinek drogi przód-tył oczy otwarte, mm	0,7279
odcinek drogi przód-tył oczy zamknięte, mm	0,8277
średnia prędkość oczy otwarte, cm/s	0,4908
średnia prędkość oczy zamknięte, cm/s	0,9147
punkt ciężkości X oczy otwarte, mm	0,1648
punkt ciężkości X oczy zamknięte, mm	0,0785
punkt ciężkości Y oczy otwarte, mm	0,1412
punkt ciężkości Y oczy zamknięte, mm	0,1292
średni promień wychylenia oczy otwarte, mm	0,1301
średni promień wychylenia oczy zamknięte, mm	0,7103

średnie wychylenie prawo-lewo oczu otwarte, mm	0,3194
średnie wychylenie prawo-lewo oczu zamknięte, mm	0,6984
średnie wychylenie przód-tył oczu otwarte, mm	0,6055
średnie wychylenie przód-tył oczu zamknięte, mm	0,9103
maksymalny promień wychylenia oczu otwarte, mm	0,0610
maksymalny promień wychylenia oczu zamknięte, mm	0,1257
maksymalne wychylenie prawo-lewo oczu otwarte, mm	0,6633
maksymalne wychylenia prawo-lewo oczu zamknięte, mm	0,6226
maksymalne wychylenie przód-tył oczu otwarte, mm	0,2271
maksymalne wychylenie przód-tył oczu zamknięte, mm	0,1894
powierzchnia oczu otwarte, cm ²	0,4653
powierzchnia oczu zamknięte, cm ²	0,3766

Z przeprowadzonych analiz wynika, że nie ma statystycznie istotnych różnic, ponieważ każda obliczona wartość p jest większa niż wartość krytyczna ($p < 0,05$). Bodźce zakłócające o poziomie natężenia 65 dB_{HL} i 80 dB_{HL} nie mają istotnego wpływu na stabilność posturalną.

W dalszej analizie, sprawdzono czy inne czynniki takie jak pomiar oczu otwarte i oczu zamknięte, BMI, wiek i płeć mają wpływ na stabilność posturalną.

Poziomy różnic istotności statystycznych zostały sprawdzone za pomocą testu nieparametrycznego (test Wilcoxona) dla dwóch grup: oczu otwarte i oczu zamknięte. Parametry posturograficzne porównywane były między sobą w 6 układach, oczu otwarte kontra oczu zamknięte. Wyniki analizy statystycznej wykazały istotne różnice we wszystkich parametrach, poza punktem ciężkości X i Y (Tabela 7).

Tabela 7. Zestawienie poziomów istotności statystycznych p (test Wilcoxona) dla parametrów posturograficznych stosowanych w rodzajach badań w modelu oczu otwarte/oczu zamknięte

Nazwa parametru posturograficznego	Bez aparatu bez bodźca	Z aparatem bez bodźca	Bez aparatu z bodźcem 65 dB _{HL}	Z aparatem z bodźcem 65 dB _{HL}	Bez aparatu z bodźcem 80 dB _{HL}	Z aparatem z bodźcem 80 dB _{HL}
dystans łączny, mm	<0,0001	<0,0001	<0,0001	<0,0001	<0,0001	<0,0001
dystans prawo-lewo, mm	<0,0001	0,0001	<0,0001	0,0001	<0,0001	<0,0001
dystans przód-tył, mm	<0,0001	<0,0001	<0,0001	<0,0001	<0,0001	<0,0001
średni dystans łączny, mm	<0,0001	<0,0001	<0,0001	<0,0001	<0,0001	<0,0001
średni dystans prawo-lewo, mm	<0,0001	0,0001	<0,0001	0,0001	<0,0001	<0,0001
odcinek drogi przód-tył, mm	<0,0001	<0,0001	<0,0001	<0,0001	<0,0001	<0,0001
średnia prędkość, cm/s	<0,0001	<0,0001	<0,0001	<0,0001	<0,0001	<0,0001
punkt ciężkości X, mm	0,2623	0,8936	0,5304	0,2712	0,5170	0,9426
punkt ciężkości Y, mm	0,7499	0,2369	0,4779	0,1156	0,6733	0,1414
średni promień wychylenia, mm	<0,0001	0,0028	<0,0001	0,0001	<0,0001	<0,0001
średnie wychylenie prawo-lewo, mm	0,0132	0,0571	<0,0001	0,0978	0,0243	0,0333
średnie wychylenie przód-tył, mm	<0,0001	0,0010	<0,0001	<0,0001	<0,0001	0,0001
maksymalny promień wychylenia, mm	<0,0001	0,0006	<0,0001	<0,0001	0,0001	<0,0001
maksymalne wychylenie prawo-lewo, mm	0,0111	0,0034	0,0003	0,0104	0,0023	0,0111
maksymalne wychylenie przód-tył, mm	<0,0001	0,0007	<0,0001	<0,0001	0,0001	0,0001
powierzchnia, cm ²	<0,0001	0,0002	<0,0001	<0,0001	<0,0001	<0,0001

Tabele 8-13 przedstawiają wpływ zmiennych takich jak BMI, wiek i płeć na parametry posturograficzne. Nie wykorzystano zmiennych wzrost i masa ciała, ponieważ są to parametry zależne od BMI.

Kolumna p przedstawia istotność statystyczną parametru. W przypadku BMI i wieku, współczynnik regresji reprezentuje wpływ na wynik badania, gdy wartość zmiennej wzrośnie o 1 jednostkę pomiarową. W przypadku płci męskiej przedstawia się współczynnik regresji w stosunku do płci żeńskiej. Pod uwagę brano również błąd standardowe dla współczynników regresji.

Tabela 8. Model regresji wielorakiej w badaniu bez aparatów i bez bodźca zakłócającego dla parametrów posturograficznych, w zależności od BMI, wieku oraz płci

Nazwa parametru posturograficznego	Zmienna	p	Współczynnik regresji $\pm$ błąd standardowy
dystans łączny oczy otwarte, mm	BMI	0,062	76 $\pm$ 39
	WIEK	0,026	48 $\pm$ 21
	PŁEĆ MĘSKA	0,002	1070 $\pm$ 310
dystans łączny oczy zamknięte, mm	BMI	0,248	179 $\pm$ 51
	WIEK	0,241	169 $\pm$ 79
	PŁEĆ MĘSKA	0,005	3603 $\pm$ 1181
dystans prawo-lewo oczy otwarte, mm	BMI	0,247	20 $\pm$ 17
	WIEK	0,054	18 $\pm$ 9
	PŁEĆ MĘSKA	0,009	375 $\pm$ 135
dystans prawo-lewo oczy zamknięte, mm	BMI	0,663	30 $\pm$ 65
	WIEK	0,057	66 $\pm$ 35
	PŁEĆ MĘSKA	0,038	1100 $\pm$ 500
dystans przód-tył oczy otwarte, mm	BMI	0,041	75 $\pm$ 35
	WIEK	0,023	45 $\pm$ 20
	PŁEĆ MĘSKA	0,001	950 $\pm$ 270
dystans przód-tył oczy zamknięte, mm	BMI	0,176	180 $\pm$ 130
	WIEK	0,038	145 $\pm$ 70
	PŁEĆ MĘSKA	0,003	3300 $\pm$ 1000
średni dystans łączny oczy otwarte, mm	BMI	0,062	0,02 $\pm$ 0,01
	WIEK	0,026	0,01 $\pm$ 0,01
	PŁEĆ MĘSKA	0,002	0,29 $\pm$ 0,08
średni dystans łączny oczy zamknięte, mm	BMI	0,010	0,05 $\pm$ 0,02
	WIEK	0,024	0,02 $\pm$ 0,01
	PŁEĆ MĘSKA	<0,001	0,72 $\pm$ 0,16
średni dystans prawo-lewo oczy otwarte, mm	BMI	0,246	0,01 $\pm$ 0,01
	WIEK	0,054	0,01 $\pm$ 0,01
	PŁEĆ MĘSKA	0,009	0,10 $\pm$ 0,04
średni dystans prawo-lewo oczy zamknięte, mm	BMI	0,159	0,01 $\pm$ 0,01
	WIEK	0,029	0,01 $\pm$ 0,01
	PŁEĆ MĘSKA	0,005	0,20 $\pm$ 0,06
odcinek drogi przód-tył oczy otwarte, mm	BMI	0,041	0,02 $\pm$ 0,01
	WIEK	0,023	0,01 $\pm$ 0,01
	PŁEĆ MĘSKA	0,001	0,25 $\pm$ 0,07

odcinek drogi przód-tył oczu zamknięte, mm	BMI	0,005	0,06 ± 0,02
	WIEK	0,026	0,02 ± 0,01
	PŁEĆ MĘSKA	<0,0001	0,67 ± 0,14
średnia prędkość oczu otwarte, cm/s	BMI	0,062	0,25 ± 0,13
	WIEK	0,026	0,16 ± 0,07
	PŁEĆ MĘSKA	0,002	3,57 ± 1,02
średnia prędkość oczu zamknięte, cm/s	BMI	0,248	0,60 ± 0,50
	WIEK	0,041	0,57 ± 0,27
	PŁEĆ MĘSKA	0,005	12,01 ± 3,94
punkt ciężkości X oczu otwarte, mm	BMI	0,931	0,05 ± 0,56
	WIEK	0,304	0,31 ± 0,29
	PŁEĆ MĘSKA	0,228	5,42 ± 4,39
punkt ciężkości X oczu zamknięte, mm	BMI	0,783	0,16 ± 0,56
	WIEK	0,514	0,19 ± 0,29
	PŁEĆ MĘSKA	0,236	5,32 ± 4,38
punkt ciężkości Y oczu otwarte, mm	BMI	0,238	-1,28 ± 1,06
	WIEK	0,235	0,67 ± 0,55
	PŁEĆ MĘSKA	0,543	5,10 ± 8,28
punkt ciężkości Y oczu zamknięte, mm	BMI	0,166	-1,64 ± 1,15
	WIEK	0,217	0,75 ± 0,59
	PŁEĆ MĘSKA	0,452	6,86 ± 8,98
średni promień wychylenia oczu otwarte, mm	BMI	0,002	0,21 ± 0,06
	WIEK	0,094	0,05 ± 0,03
	PŁEĆ MĘSKA	0,001	1,74 ± 0,47
średni promień wychylenia oczu zamknięte, mm	BMI	0,003	0,39 ± 0,12
	WIEK	0,149	0,09 ± 0,06
	PŁEĆ MĘSKA	0,002	3,15 ± 0,92
średnie wychylenie prawo-lewo oczu otwarte, mm	BMI	0,008	0,09 ± 0,03
	WIEK	0,436	0,01 ± 0,02
	PŁEĆ MĘSKA	0,005	0,73 ± 0,24
średnie wychylenie prawo-lewo oczu zamknięte, mm	BMI	<0,0001	0,26 ± 0,05
	WIEK	0,227	0,03 ± 0,03
	PŁEĆ MĘSKA	0,023	0,93 ± 0,39
średnie wychylenie przód-tył oczu otwarte, mm	BMI	0,003	0,17 ± 0,05
	WIEK	0,068	0,05 ± 0,03
	PŁEĆ MĘSKA	0,002	1,49 ± 0,42
średnie wychylenie przód-tył oczu zamknięte, mm	BMI	0,023	0,26 ± 0,11
	WIEK	0,176	0,08 ± 0,06
	PŁEĆ MĘSKA	0,002	2,85 ± 0,84

maksymalny promień wychylenia oczy otwarte, mm	BMI	0,001	1,13 ± 0,32
	WIEK	0,209	0,21 ± 0,16
	PŁEĆ MĘSKA	0,008	7,06 ± 2,46
maksymalny promień wychylenia oczy zamknięte, mm	BMI	0,012	1,38 ± 0,52
	WIEK	0,058	0,53 ± 0,27
	PŁEĆ MĘSKA	0,009	11,31 ± 4,01
maksymalne wychylenie prawo- lewo oczy otwarte, mm	BMI	0,016	0,38 ± 0,15
	WIEK	0,424	0,06 ± 0,08
	PŁEĆ MĘSKA	0,025	2,72 ± 1,15
maksymalne wychylenia prawo- lewo oczy zamknięte, mm	BMI	0,055	0,84 ± 0,42
	WIEK	0,049	0,45 ± 0,22
	PŁEĆ MĘSKA	0,077	6,04 ± 3,28
maksymalne wychylenie przód-tył oczy otwarte, mm	BMI	0,003	1,04 ± 0,32
	WIEK	0,156	0,25 ± 0,17
	PŁEĆ MĘSKA	0,019	6,36 ± 2,53
maksymalne wychylenie przód-tył oczy zamknięte, mm	BMI	0,005	1,37 ± 0,45
	WIEK	0,095	0,40 ± 0,23
	PŁEĆ MĘSKA	0,007	10,27 ± 3,50
powierzchnia oczy otwarte, cm ²	BMI	0,016	0,19 ± 0,08
	WIEK	0,147	0,06 ± 0,04
	PŁEĆ MĘSKA	0,063	1,14 ± 0,59
powierzchnia oczy zamknięte, cm ²	BMI	0,117	0,45 ± 0,28
	WIEK	0,070	0,28 ± 0,15
	PŁEĆ MĘSKA	0,043	4,65 ± 2,19

Po analizie tabeli 8 można wywnioskować, że podczas badania bez aparatów słuchowych i bez bodźca zakłócającego wartości BMI były istotne dla parametrów takich jak: dystans przód-tył oczy otwarte, średni dystans łączny oczy zamknięte, odcinek drogi przód-tył oczy otwarte i oczy zamknięte, średni promień wychylenia oczy otwarte i zamknięte, średnie wychylenie prawo-lewo oczy otwarte i zamknięte, średnie wychylenie przód-tył oczy otwarte i zamknięte, maksymalny promień wychylenia oczy otwarte i zamknięte, maksymalne wychylenie prawo-lewo oczy otwarte i zamknięte, maksymalne wychylenie przód-tył oczy otwarte i zamknięte. Dla wieku istotne parametry to: dystans łączny oczy otwarte, dystans łączny przód-tył oczy otwarte i zamknięte, średni dystans łączny oczy otwarte i zamknięte, odcinek drogi przód-tył oczy otwarte i zamknięte, średnia prędkość oczy otwarte i zamknięte, maksymalne wychylenie prawo-lewo oczy zamknięte.

Natomiast płeć nie była istotna dla takich parametrów jak: punkt ciężkości X oczu otwarte i zamknięte, punkt ciężkości Y oczu otwarte i zamknięte, maksymalne wychylenie prawo-lewo oczu zamknięte i powierzchnia oczu otwarte.

Tabela 9. Model regresji wielorakiej w badaniu bez aparatów i z bodźcem zakłócającym 65 dB_{HL} dla parametrów posturograficznych, w zależności od BMI, wieku oraz płci

Nazwa parametru posturograficznego	Zmienna	p	Współczynnik regresji ± błąd standardowy
dystans łączny oczu otwarte, mm	BMI	0,030	71 ± 31
	WIEK	0,071	31 ± 16
	PŁEĆ MĘSKA	0,001	920 ± 250
dystans łączny oczu zamknięte, mm	BMI	0,004	200 ± 65
	WIEK	0,034	75 ± 34
	PŁEĆ MĘSKA	p <0,0001	2000 ± 500
dystans prawo-lewo oczu otwarte, mm	BMI	0,130	21 ± 14
	WIEK	0,148	11 ± 7
	PŁEĆ MĘSKA	0,013	280 ± 105
dystans prawo-lewo oczu zamknięte, mm	BMI	0,155	40 ± 30
	WIEK	0,092	25 ± 15
	PŁEĆ MĘSKA	0,009	580 ± 210
dystans przód-tył oczu otwarte, mm	BMI	0,025	70 ± 30
	WIEK	0,066	30 ± 18
	PŁEĆ MĘSKA	0,001	850 ± 220
dystans przód-tył oczu zamknięte, mm	BMI	0,002	200 ± 60
	WIEK	0,027	70 ± 30
	PŁEĆ MĘSKA	<0,0001	1900 ± 450
średni dystans łączny oczu otwarte, mm	BMI	0,030	0,02 ± 0,01
	WIEK	0,071	0,01 ± 0,01
	PŁEĆ MĘSKA	0,001	0,24 ± 0,06
średni dystans łączny oczu zamknięte, mm	BMI	0,004	0,05 ± 0,02
	WIEK	0,034	0,02 ± 0,01
	PŁEĆ MĘSKA	<0,001	0,54 ± 0,13
średni dystans prawo-lewo oczu otwarte, mm	BMI	0,130	0,01 ± 0,01
	WIEK	0,149	0,01 ± 0,01
	PŁEĆ MĘSKA	0,013	0,07 ± 0,03
	BMI	0,155	0,01 ± 0,01

średni dystans prawo-lewo oczy zamknięte, mm	WIEK	0,092	0,01 ± 0,01
	PŁEĆ MĘSKA	0,009	0,15 ± 0,05
odcinek drogi przód-tył oczy otwarte, mm	BMI	0,025	0,02 ± 0,01
	WIEK	0,066	0,01 ± 0,01
	PŁEĆ MĘSKA	0,001	0,22 ± 0,06
odcinek drogi przód-tył oczy zamknięte, mm	BMI	0,002	0,05 ± 0,01
	WIEK	0,027	0,02 ± 0,01
	PŁEĆ MĘSKA	<0,0001	0,49 ± 0,11
średnia prędkość oczy otwarte, cm/s	BMI	0,030	0,24 ± 0,10
	WIEK	0,071	0,10 ± 0,06
	PŁEĆ MĘSKA	0,001	3,05 ± 0,82
średnia prędkość oczy zamknięte, cm/s	BMI	0,004	0,67 ± 0,21
	WIEK	0,034	0,25 ± 0,11
	PŁEĆ MĘSKA	<0,0001	6,66 ± 1,65
punkt ciężkości X oczy otwarte, mm	BMI	0,758	0,18 ± 0,58
	WIEK	0,884	0,04 ± 0,30
	PŁEĆ MĘSKA	0,291	4,86 ± 4,50
punkt ciężkości X oczy zamknięte, mm	BMI	0,202	0,62 ± 0,48
	WIEK	0,883	0,04 ± 0,25
	PŁEĆ MĘSKA	0,182	5,11 ± 3,73
punkt ciężkości Y oczy otwarte, mm	BMI	0,057	-2,37 ± 1,19
	WIEK	0,181	0,85 ± 0,62
	PŁEĆ MĘSKA	0,553	5,60 ± 9,31
punkt ciężkości Y oczy zamknięte, mm	BMI	0,070	-2,39 ± 1,27
	WIEK	0,061	1,28 ± 0,66
	PŁEĆ MĘSKA	0,362	9,18 ± 9,91
średni promień wychylenia oczy otwarte, mm	BMI	<0,0001	0,21 ± 0,04
	WIEK	0,440	0,02 ± 0,02
	PŁEĆ MĘSKA	<0,0001	1,35 ± 0,33
średni promień wychylenia oczy zamknięte, mm	BMI	<0,0001	0,43 ± 0,10
	WIEK	0,930	-0,01 ± 0,05
	PŁEĆ MĘSKA	0,003	2,51 ± 0,76
średnie wychylenie prawo-lewo oczy otwarte, mm	BMI	0,001	0,13 ± 0,03
	WIEK	0,808	0,01 ± 0,02
	PŁEĆ MĘSKA	0,167	0,36 ± 0,25
średnie wychylenie prawo-lewo oczy zamknięte, mm	BMI	0,002	0,19 ± 0,05
	WIEK	0,372	-0,03 ± 0,03
	PŁEĆ MĘSKA	0,065	0,82 ± 0,43
	BMI	<0,0001	0,15 ± 0,04

średnie wychylenie przód-tył oczu otwarte, mm	WIEK	0,370	0,02 ± 0,02
	PŁEĆ MĘSKA	<0,0001	1,26 ± 0,29
średnie wychylenie przód-tył oczu zamknięte, mm	BMI	<0,0001	0,36 ± 0,08
	WIEK	0,768	0,01 ± 0,04
	PŁEĆ MĘSKA	0,001	2,24 ± 0,61
maksymalny promień wychylenia oczu otwarte, mm	BMI	0,029	0,47 ± 0,21
	WIEK	0,244	0,13 ± 0,11
	PŁEĆ MĘSKA	0,004	5,02 ± 1,61
maksymalny promień wychylenia oczu zamknięte, mm	BMI	0,001	1,73 ± 0,45
	WIEK	0,380	0,21 ± 0,23
	PŁEĆ MĘSKA	0,008	10,10 ± 3,51
maksymalne wychylenie prawo-lewo oczu otwarte, mm	BMI	0,008	0,45 ± 0,15
	WIEK	0,742	0,03 ± 0,08
	PŁEĆ MĘSKA	0,085	2,18 ± 1,21
maksymalne wychylenia prawo-lewo oczu zamknięte, mm	BMI	0,006	0,80 ± 0,27
	WIEK	0,615	-0,07 ± 0,14
	PŁEĆ MĘSKA	0,059	4,13 ± 2,09
maksymalne wychylenie przód-tył oczu otwarte, mm	BMI	0,045	0,43 ± 0,20
	WIEK	0,344	0,10 ± 0,11
	PŁEĆ MĘSKA	0,005	4,94 ± 1,60
maksymalne wychylenie przód-tył oczu zamknięte, mm	BMI	0,001	1,67 ± 0,45
	WIEK	0,304	0,24 ± 0,23
	PŁEĆ MĘSKA	0,007	10,22 ± 3,52
powierzchnia oczu otwarte, cm ²	BMI	0,003	0,13 ± 0,04
	WIEK	0,248	0,03 ± 0,02
	PŁEĆ MĘSKA	0,016	0,81 ± 0,31
powierzchnia oczu zamknięte, cm ²	BMI	0,008	0,46 ± 0,16
	WIEK	0,548	0,06 ± 0,08
	PŁEĆ MĘSKA	0,028	2,95 ± 1,27

Z tabeli 9 można wywnioskować, że podczas badania bez aparatów słuchowych i z bodźcem zakłócającym 65 dB_{HL} wartości BMI były istotne dla parametrów takich jak: dystans łączny oczu otwarte i zamknięte, dystans przód-tył oczu otwarte i zamknięte, średni dystans łączny oczu otwarte i zamknięte, odcinek drogi przód-tył oczu otwarte i oczu zamknięte, średnia prędkość oczu otwarte i zamknięte, średni promień wychylenia oczu otwarte i zamknięte, średnie wychylenie prawo-lewo oczu otwarte i zamknięte, średnie wychylenie przód-tył oczu otwarte i zamknięte, maksymalny promień wychylenia oczu otwarte i zamknięte, maksymalne wychylenie prawo-lewo oczu otwarte i zamknięte,

maksymalne wychylenie przód-tył oczu otwarte i zamknięte, powierzchnia oczu otwarte i zamknięte. Dla wieku istotne parametry to: dystans łączny oczu zamknięte, dystans przód-tył oczu zamknięte, średni dystans łączny oczu zamknięte, odcinek drogi przód-tył oczu zamknięte, średnia prędkość oczu zamknięte.

Natomiast płeć jako zmienna nie była istotna dla takich parametrów jak: punkt ciężkości X oczu otwarte i zamknięte, punkt ciężkości Y oczu otwarte i zamknięte, średnie wychylenie prawo-lewo oczu zamknięte i maksymalne wychylenie prawo-lewo oczu otwarte i zamknięte.

Tabela 10. Model regresji wielorakiej w badaniu bez aparatów i z bodźcem zakłócającym 80 dB_{HL} dla parametrów posturograficznych, w zależności od BMI, wieku oraz płci

Nazwa parametru posturograficznego	Zmienna	p	Współczynnik regresji ± błąd standardowy
dystans łączny oczu otwarte, mm	BMI	0,016	76 ± 30
	WIEK	0,002	53 ± 15
	PŁEĆ MĘSKA	<0,0001	950 ± 235
dystans łączny oczu zamknięte, mm	BMI	0,008	170 ± 60
	WIEK	0,013	82 ± 31
	PŁEĆ MĘSKA	<0,0001	1950 ± 460
dystans prawo-lewo oczu otwarte, mm	BMI	0,041	23 ± 11
	WIEK	0,14	15 ± 6
	PŁEĆ MĘSKA	0,004	260 ± 81
dystans prawo-lewo oczu zamknięte, mm	BMI	0,169	30 ± 25
	WIEK	0,069	25 ± 15
	PŁEĆ MĘSKA	0,008	470 ± 170
dystans przód-tył oczu otwarte, mm	BMI	0,021	70 ± 30
	WIEK	0,002	50 ± 15
	PŁEĆ MĘSKA	<0,0001	890 ± 220
dystans przód-tył oczu zamknięte, mm	BMI	0,004	165 ± 60
	WIEK	0,009	80 ± 30
	PŁEĆ MĘSKA	<0,0001	1900 ± 420
średni dystans łączny oczu otwarte, mm	BMI	0,016	0,02 ± 0,01
	WIEK	0,002	0,01 ± 0,01
	PŁEĆ MĘSKA	<0,0001	0,25 ± 0,06
średni dystans łączny oczu zamknięte, mm	BMI	0,008	0,05 ± 0,02
	WIEK	0,013	0,02 ± 0,01

	PŁEĆ MĘSKA	<0,0001	0,52 ± 0,12
średni dystans prawo-lewo oczy otwarte, mm	BMI	0,040	0,01 ± 0,01
	WIEK	0,014	0,01 ± 0,01
	PŁEĆ MĘSKA	0,004	0,07 ± 0,02
średni dystans prawo-lewo oczy zamknięte, mm	BMI	0,169	0,01 ± 0,01
	WIEK	0,069	0,01 ± 0,01
	PŁEĆ MĘSKA	0,008	0,12 ± 0,04
odcinek drogi przód-tył oczy otwarte ,mm	BMI	0,021	0,02 ± 0,01
	WIEK	0,002	0,01 ± 0,01
	PŁEĆ MĘSKA	<0,0001	0,24 ± 0,06
odcinek drogi przód-tył oczy zamknięte, mm	BMI	0,004	0,04 ± 0,01
	WIEK	0,009	0,02 ± 0,01
	PŁEĆ MĘSKA	<0,0001	0,49 ± 0,11
średnia prędkość oczy otwarte, cm/s	BMI	0,016	0,25 ± 0,10
	WIEK	0,002	0,18 ± 0,06
	PŁEĆ MĘSKA	<0,0001	3,17 ± 0,78
średnia prędkość oczy zamknięte, cm/s	BMI	0,008	0,56 ± 0,20
	WIEK	0,013	0,28 ± 0,11
	PŁEĆ MĘSKA	<0,0001	6,5 ± 1,5
punkt ciężkości X oczy otwarte, mm	BMI	0,310	0,53 ± 0,51
	WIEK	0,645	0,12 ± 0,26
	PŁEĆ MĘSKA	0,191	5,4 ± 4,1
punkt ciężkości X oczy zamknięte, mm	BMI	0,266	0,57 ± 0,50
	WIEK	0,868	0,04 ± 0,26
	PŁEĆ MĘSKA	0,151	5,8 ± 3,9
punkt ciężkości Y oczy otwarte, mm	BMI	0,232	-1,3 ± 1,1
	WIEK	0,088	0,97 ± 0,55
	PŁEĆ MĘSKA	0,324	8,4 ± 8,3
punkt ciężkości Y oczy zamknięte, mm	BMI	0,158	-1,6 ± 1,1
	WIEK	0,080	1,05 ± 0,57
	PŁEĆ MĘSKA	0,112	14,3 ± 8,7
średni promień wychylenia oczy otwarte, mm	BMI	0,024	0,17 ± 0,07
	WIEK	0,102	0,06 ± 0,04
	PŁEĆ MĘSKA	0,139	0,86 ± 0,56
średni promień wychylenia oczy zamknięte, mm	BMI	0,002	0,40 ± 0,12
	WIEK	0,442	0,05 ± 0,06
	PŁEĆ MĘSKA	0,131	1,42 ± 0,91
średnie wychylenie prawo-lewo oczy otwarte, mm	BMI	0,008	0,15 ± 0,05
	WIEK	0,433	0,02 ± 0,03

	PŁEĆ MĘSKA	0,958	0,02 ± 0,40
średnie wychylenie prawo-lewo oczu zamknięte, mm	BMI	<0,0001	0,21 ± 0,05
	WIEK	0,673	0,01 ± 0,03
	PŁEĆ MĘSKA	0,719	0,15 ± 0,40
średnie wychylenie przód-tył oczu otwarte, mm	BMI	0,182	0,08 ± 0,06
	WIEK	0,106	0,05 ± 0,03
	PŁEĆ MĘSKA	0,049	0,97 ± 0,47
średnie wychylenie przód-tył oczu zamknięte, mm	BMI	0,013	0,31 ± 0,12
	WIEK	0,516	0,04 ± 0,06
	PŁEĆ MĘSKA	0,114	1,46 ± 0,90
maksymalny promień wychylenia oczu otwarte, mm	BMI	0,035	0,61 ± 0,27
	WIEK	0,050	0,29 ± 0,14
	PŁEĆ MĘSKA	0,208	2,75 ± 2,13
maksymalny promień wychylenia oczu zamknięte, mm	BMI	0,001	1,42 ± 0,40
	WIEK	0,342	0,20 ± 0,21
	PŁEĆ MĘSKA	0,066	5,92 ± 3,09
maksymalne wychylenie prawo-lewo oczu otwarte, mm	BMI	0,001	0,55 ± 0,16
	WIEK	0,365	0,07 ± 0,08
	PŁEĆ MĘSKA	0,972	-0,05 ± 1,20
maksymalne wychylenia prawo-lewo oczu zamknięte, mm	BMI	0,002	0,65 ± 0,19
	WIEK	0,523	0,07 ± 0,10
	PŁEĆ MĘSKA	0,658	0,68 ± 1,52
maksymalne wychylenie przód-tył oczu otwarte, mm	BMI	0,083	0,49 ± 0,27
	WIEK	0,071	0,27 ± 0,14
	PŁEĆ MĘSKA	0,128	3,4 ± 2,2
maksymalne wychylenie przód-tył oczu zamknięte, mm	BMI	0,002	1,37 ± 0,40
	WIEK	0,446	0,16 ± 0,21
	PŁEĆ MĘSKA	0,050	6,35 ± 3,10
powierzchnia oczu otwarte, cm ²	BMI	0,003	0,17 ± 0,05
	WIEK	0,025	0,06 ± 0,03
	PŁEĆ MĘSKA	0,342	0,39 ± 0,40
powierzchnia oczu zamknięte, cm ²	BMI	<0,0001	0,46 ± 0,10
	WIEK	0,250	0,06 ± 0,05
	PŁEĆ MĘSKA	0,150	1,22 ± 0,82

Z tabeli 10 zostały wyciągnięte wnioski, że podczas badania bez aparatów słuchowych i z bodźcem zakłócającym 80 dB_{HL} wartości BMI były istotne dla parametrów takich jak: dystans łączny oczu otwarte i zamknięte, dystans prawo-lewo oczu otwarte, dystans przód-tył oczu otwarte i zamknięte, średni dystans łączny oczu

otwarte i zamknięte, średni dystans prawo-lewo oczy otwarte, odcinek drogi przód-tył oczy otwarte i zamknięte, średnia prędkość oczy otwarte i zamknięte, średni promień wychylenia oczy otwarte i zamknięte, średnie wychylenie prawo-lewo oczy otwarte i zamknięte, średnie wychylenie przód-tył oczy zamknięte, maksymalny promień wychylenia oczy otwarte i zamknięte, maksymalne wychylenie prawo-lewo oczy otwarte i zamknięte, maksymalne wychylenie przód-tył oczy zamknięte i powierzchnia oczy otwarte i zamknięte. Dla wieku istotne parametry to: dystans łączny oczy otwarte i zamknięte, dystans przód-tył oczy otwarte i zamknięte, średni dystans łączny oczy otwarte i zamknięte, średni dystans prawo-lewo oczy otwarte, odcinek drogi przód-tył oczy otwarte i zamknięte, średnia prędkość oczy otwarte i zamknięte i powierzchnia oczy otwarte.

Natomiast płeć jako zmienna nie była istotna dla takich parametrów jak: punkt ciężkości X oczy otwarte i zamknięte, punkt ciężkości Y oczy otwarte i zamknięte, średni promień wychylenia oczy otwarte i zamknięte, średnie wychylenie prawo-lewo oczy otwarte i zamknięte, średnie wychylenie przód-tył oczy otwarte i zamknięte, maksymalny promień wychylenia oczy otwarte i zamknięte, maksymalne wychylenie prawo-lewo oczy otwarte i zamknięte, maksymalne wychylenie przód-tył oczy otwarte i zamknięte i powierzchnia oczy otwarte i zamknięte.

Tabela 11. Model regresji wielorakiej w badaniu z aparatami i bez bodźca zakłócającego dla parametrów posturograficznych, w zależności od BMI, wieku oraz płci

Nazwa parametru posturograficznego	Zmienna	p	Współczynnik regresji $\pm$ błąd standardowy
dystans łączny oczy otwarte, mm	BMI	0,107	70 $\pm$ 42
	WIEK	0,038	48 $\pm$ 22
	PŁEĆ MĘSKA	0,024	800 $\pm$ 350
dystans łączny oczy zamknięte, mm	BMI	0,139	185 $\pm$ 120
	WIEK	0,052	130 $\pm$ 65
	PŁEĆ MĘSKA	0,010	2600 $\pm$ 950
dystans prawo-lewo oczy otwarte, mm	BMI	0,300	20 $\pm$ 19
	WIEK	0,113	16 $\pm$ 10
	PŁEĆ MĘSKA	0,076	265 $\pm$ 150
dystans prawo-lewo oczy zamknięte, mm	BMI	0,315	40 $\pm$ 37
	WIEK	0,056	40 $\pm$ 20

	PŁEĆ MĘSKA	0,026	670 ± 300
dystans przód-tył oczy otwarte, mm	BMI	0,086	65 ± 38
	WIEK	0,032	45 ± 20
	PŁEĆ MĘSKA	0,020	710 ± 300
dystans przód-tył oczy zamknięte, mm	BMI	0,124	180 ± 115
	WIEK	0,054	120 ± 60
	PŁEĆ MĘSKA	0,009	2,5 ± 1000
średni dystans łączny oczy otwarte, mm	BMI	0,106	0,02 ± 0,01
	WIEK	0,038	0,01 ± 0,01
	PŁEĆ MĘSKA	0,025	0,21 ± 0,08
średni dystans łączny oczy zamknięte, mm	BMI	0,139	0,05 ± 0,03
	WIEK	0,052	0,03 ± 0,02
	PŁEĆ MĘSKA	0,010	0,69 ± 0,25
średni dystans prawo-lewo oczy otwarte, mm	BMI	0,298	0,01 ± 0,01
	WIEK	0,113	0,01 ± 0,01
	PŁEĆ MĘSKA	0,077	0,07 ± 0,04
średni dystans prawo-lewo oczy zamknięte, mm	BMI	0,313	0,01 ± 0,01
	WIEK	0,056	0,01 ± 0,01
	PŁEĆ MĘSKA	0,026	0,18 ± 0,85
odcinek drogi przód-tył oczy otwarte, mm	BMI	0,085	0,02 ± 0,01
	WIEK	0,031	0,01 ± 0,01
	PŁEĆ MĘSKA	0,020	0,19 ± 0,08
odcinek drogi przód-tył oczy zamknięte, mm	BMI	0,124	0,05 ± 0,03
	WIEK	0,054	0,03 ± 0,02
	PŁEĆ MĘSKA	0,009	0,65 ± 0,23
średnia prędkość oczy otwarte, cm/s	BMI	0,107	0,24 ± 0,14
	WIEK	0,038	0,16 ± 0,07
	PŁEĆ MĘSKA	0,024	2,63 ± 1,10
średnia prędkość oczy zamknięte, cm/s	BMI	0,139	0,61 ± 0,40
	WIEK	0,052	0,42 ± 0,21
	PŁEĆ MĘSKA	0,010	8,65 ± 3,12
punkt ciężkości X oczy otwarte, mm	BMI	0,905	0,06 ± 0,52
	WIEK	0,419	0,22 ± 0,27
	PŁEĆ MĘSKA	0,201	5,38 ± 4,09
punkt ciężkości X oczy zamknięte, mm	BMI	0,748	-0,19 ± 0,57
	WIEK	0,806	0,07 ± 0,30
	PŁEĆ MĘSKA	0,161	6,46 ± 4,47
punkt ciężkości Y oczy otwarte, mm	BMI	0,461	-0,90 ± 1,20
	WIEK	0,131	0,97 ± 0,62

	PŁEĆ MĘSKA	0,358	8,79 ± 9,39
punkt ciężkości Y oczu zamknięte, mm	BMI	0,436	-1,04 ± 1,32
	WIEK	0,091	1,20 ± 0,68
	PŁEĆ MĘSKA	0,114	16,9 ± 10,3
średni promień wychylenia oczu otwarte, mm	BMI	0,119	0,17 ± 0,10
	WIEK	0,486	0,04 ± 0,05
	PŁEĆ MĘSKA	0,154	1,21 ± 0,82
średni promień wychylenia oczu zamknięte, mm	BMI	0,071	0,29 ± 0,15
	WIEK	0,123	0,13 ± 0,08
	PŁEĆ MĘSKA	0,075	2,23 ± 1,20
średnie wychylenie prawo-lewo oczu otwarte, mm	BMI	0,015	0,18 ± 0,07
	WIEK	0,570	0,02 ± 0,04
	PŁEĆ MĘSKA	0,221	0,66 ± 0,53
średnie wychylenie prawo-lewo oczu zamknięte, mm	BMI	0,022	0,16 ± 0,07
	WIEK	0,120	0,05 ± 0,04
	PŁEĆ MĘSKA	0,262	0,59 ± 0,51
średnie wychylenie przód-tył oczu otwarte, mm	BMI	0,571	0,05 ± 0,08
	WIEK	0,496	0,03 ± 0,04
	PŁEĆ MĘSKA	0,190	0,85 ± 0,64
średnie wychylenie przód-tył oczu zamknięte, mm	BMI	0,121	0,21 ± 0,13
	WIEK	0,145	0,10 ± 0,07
	PŁEĆ MĘSKA	0,046	2,12 ± 1,01
maksymalny promień wychylenia oczu otwarte, mm	BMI	0,105	0,56 ± 0,33
	WIEK	0,304	0,18 ± 0,17
	PŁEĆ MĘSKA	0,228	3,21 ± 2,60
maksymalny promień wychylenia oczu zamknięte, mm	BMI	0,032	1,79 ± 0,80
	WIEK	0,081	0,75 ± 0,41
	PŁEĆ MĘSKA	0,373	5,6 ± 6,2
maksymalne wychylenie prawo-lewo oczu otwarte, mm	BMI	0,030	0,51 ± 0,22
	WIEK	0,263	0,13 ± 0,12
	PŁEĆ MĘSKA	0,452	1,4 ± 1,8
maksymalne wychylenia prawo-lewo oczu zamknięte, mm	BMI	0,063	0,56 ± 0,29
	WIEK	0,099	0,26 ± 0,15
	PŁEĆ MĘSKA	0,375	2,0 ± 2,3
maksymalne wychylenie przód-tył oczu otwarte, mm	BMI	0,169	0,46 ± 0,33
	WIEK	0,351	0,16 ± 0,17
	PŁEĆ MĘSKA	0,266	2,9 ± 2,6
maksymalne wychylenie przód-tył oczu zamknięte, mm	BMI	0,039	1,73 ± 0,80
	WIEK	0,083	0,74 ± 0,41

	PŁEĆ MĘSKA	0,352	5,9 ± 6,2
powierzchnia oczu otwarte, cm ²	BMI	0,080	0,16 ± 0,09
	WIEK	0,116	0,08 ± 0,05
	PŁEĆ MĘSKA	0,392	0,61 ± 0,70
powierzchnia oczu zamknięte, cm ²	BMI	0,190	0,43 ± 0,32
	WIEK	0,123	0,26 ± 0,17
	PŁEĆ MĘSKA	0,244	3,0 ± 2,5

Po przeanalizowaniu tabeli 11 można wywnioskować, że podczas badania z aparatami słuchowymi i bez bodźca zakłócającego wartości BMI były istotne dla parametrów takich jak: średnie wychylenie prawo-lewo oczu otwarte, maksymalny promień wychylenia oczu zamknięte, maksymalne wychylenie prawo-lewo oczu otwarte i maksymalne wychylenie przód-tył oczu zamknięte. Dla wieku istotne parametry to: dystans łączny oczu otwarte, dystans przód-tył oczu otwarte, średni dystans łączny oczu otwarte, odcinek drogi przód-tył oczu otwarte, średnia prędkość oczu otwarte.

Natomiast płeć jako zmienna nie była istotna dla takich parametrów jak: dystans prawo-lewo oczu otwarte, średni dystans prawo-lewo oczu otwarte, punkt ciężkości X oczu otwarte i zamknięte, punkt ciężkości Y oczu otwarte i zamknięte, średni promień wychylenia oczu otwarte i zamknięte, średnie wychylenie prawo-lewo oczu otwarte i zamknięte, średnie wychylenie przód-tył oczu otwarte, maksymalny promień wychylenia oczu otwarte i zamknięte, maksymalne wychylenie prawo-lewo oczu otwarte i zamknięte, maksymalne wychylenie przód-tył oczu otwarte i zamknięte, powierzchnia oczu otwarte i zamknięte.

Tabela 12. Model regresji wielorakiej w badaniu z aparatami i z bodźcem zakłócającym 65 dB_{HL} dla parametrów posturograficznych, w zależności od BMI, wieku oraz płci

Nazwa parametru posturograficznego	Zmienna	p	Współczynnik regresji ± błąd standardowy
dystans łączny oczy otwarte, mm	BMI	0,012	73 ± 27
	WIEK	0,058	28 ± 14
	PŁEĆ MĘSKA	0,001	830 ± 220
dystans łączny oczy zamknięte, mm	BMI	0,001	250 ± 65
	WIEK	0,013	90 ± 35
	PŁEĆ MĘSKA	0,020	1750 ± 500
dystans prawo-lewo oczy otwarte, mm	BMI	0,126	18 ± 12
	WIEK	0,290	7 ± 6
	PŁEĆ MĘSKA	0,005	270 ± 90
dystans prawo-lewo oczy zamknięte, mm	BMI	0,035	50 ± 25
	WIEK	0,050	25 ± 15
	PŁEĆ MĘSKA	0,005	520 ± 170
dystans przód-tył oczy otwarte, mm	BMI	0,011	70 ± 25
	WIEK	0,050	30 ± 15
	PŁEĆ MĘSKA	0,001	740 ± 200
dystans przód-tył oczy zamknięte, mm	BMI	<0,0001	250 ± 60
	WIEK	0,010	90 ± 35
	PŁEĆ MĘSKA	0,002	1600 ± 450
średni dystans łączny oczy otwarte, mm	BMI	0,012	0,02 ± 0,01
	WIEK	0,058	0,01 ± 0,01
	PŁEĆ MĘSKA	0,001	0,22 ± 0,05
średni dystans łączny oczy zamknięte, mm	BMI	0,002	0,06 ± 0,02
	WIEK	0,015	0,02 ± 0,01
	PŁEĆ MĘSKA	0,006	0,41 ± 0,14
średni dystans prawo-lewo oczy otwarte, mm	BMI	0,124	0,01 ± 0,01
	WIEK	0,288	0,01 ± 0,01
	PŁEĆ MĘSKA	0,006	0,07 ± 0,02
średni dystans prawo-lewo oczy zamknięte, mm	BMI	0,069	0,01 ± 0,01
	WIEK	0,048	0,01 ± 0,01
	PŁEĆ MĘSKA	0,014	0,12 ± 0,04
odcinek drogi przód-tył oczy otwarte, mm	BMI	0,011	0,02 ± 0,01
	WIEK	0,050	0,01 ± 0,01
	PŁEĆ MĘSKA	0,001	0,20 ± 0,05

odcinek drogi przód-tył oczu zamknięte, mm	BMI	0,001	0,06 ± 0,02
	WIEK	0,012	0,02 ± 0,01
	PŁEĆ MĘSKA	0,005	0,37 ± 0,12
średnia prędkość oczu otwarte, cm/s	BMI	0,012	0,24 ± 0,09
	WIEK	0,058	0,10 ± 0,05
	PŁEĆ MĘSKA	0,001	2,76 ± 0,70
średnia prędkość oczu zamknięte, cm/s	BMI	0,001	0,82 ± 0,21
	WIEK	0,013	0,29 ± 0,11
	PŁEĆ MĘSKA	0,002	5,75 ± 1,64
punkt ciężkości X oczu otwarte, mm	BMI	0,541	0,31 ± 0,49
	WIEK	0,885	0,04 ± 0,25
	PŁEĆ MĘSKA	0,239	4,58 ± 3,80
punkt ciężkości X oczu zamknięte, mm	BMI	0,274	0,49 ± 0,43
	WIEK	0,954	0,01 ± 0,23
	PŁEĆ MĘSKA	0,063	6,60 ± 3,40
punkt ciężkości Y oczu otwarte, mm	BMI	0,112	-1,75 ± 1,07
	WIEK	0,278	0,61 ± 0,55
	PŁEĆ MĘSKA	0,164	11,9 ± 8,4
punkt ciężkości Y oczu zamknięte, mm	BMI	0,132	-1,8 ± 1,2
	WIEK	0,224	0,74 ± 0,59
	PŁEĆ MĘSKA	0,100	15,3 ± 8,9
średni promień wychylenia oczu otwarte, mm	BMI	0,024	0,15 ± 0,06
	WIEK	0,642	0,02 ± 0,03
	PŁEĆ MĘSKA	0,030	1,13 ± 0,49
średni promień wychylenia oczu zamknięte, mm	BMI	<0,0001	0,36 ± 0,08
	WIEK	0,021	0,10 ± 0,04
	PŁEĆ MĘSKA	0,003	2,10 ± 0,64
średnie wychylenie prawo-lewo oczu otwarte, mm	BMI	0,019	0,09 ± 0,04
	WIEK	0,608	0,01 ± 0,02
	PŁEĆ MĘSKA	0,320	0,28 ± 0,28
średnie wychylenie prawo-lewo oczu zamknięte, mm	BMI	<0,0001	0,23 ± 0,05
	WIEK	0,024	0,06 ± 0,03
	PŁEĆ MĘSKA	0,201	0,52 ± 0,40
średnie wychylenie przód-tył oczu otwarte, mm	BMI	0,057	0,11 ± 0,05
	WIEK	0,717	0,01 ± 0,03
	PŁEĆ MĘSKA	0,013	1,12 ± 0,42
średnie wychylenie przód-tył oczu zamknięte, mm	BMI	0,003	0,24 ± 0,07
	WIEK	0,095	0,07 ± 0,04
	PŁEĆ MĘSKA	0,002	1,98 ± 0,57

maksymalny promień wychylenia oczy otwarte, mm	BMI	0,001	0,71 ± 0,20
	WIEK	0,383	0,09 ± 0,10
	PŁEĆ MĘSKA	0,033	3,41 ± 1,51
maksymalny promień wychylenia oczy zamknięte, mm	BMI	<0,0001	1,63 ± 0,34
	WIEK	0,018	0,45 ± 0,18
	PŁEĆ MĘSKA	0,002	9,0 ± 2,7
maksymalne wychylenie prawo- lewo oczy otwarte, mm	BMI	0,020	0,33 ± 0,13
	WIEK	0,968	-0,01 ± 0,07
	PŁEĆ MĘSKA	0,855	-0,2 ± 1,1
maksymalne wychylenia prawo- lewo oczy zamknięte, mm	BMI	<0,0001	0,87 ± 0,17
	WIEK	0,026	0,21 ± 0,09
	PŁEĆ MĘSKA	0,340	1,3 ± 1,4
maksymalne wychylenie przód-tył oczy otwarte, mm	BMI	0,002	0,62 ± 0,18
	WIEK	0,575	0,05 ± 0,10
	PŁEĆ MĘSKA	0,014	3,8 ± 1,4
maksymalne wychylenie przód-tył oczy zamknięte, mm	BMI	<0,0001	1,59 ± 0,33
	WIEK	0,019	0,43 ± 0,17
	PŁEĆ MĘSKA	0,002	9,0 ± 2,6
powierzchnia oczy otwarte, cm ²	BMI	0,003	0,14 ± 0,04
	WIEK	0,312	0,02 ± 0,02
	PŁEĆ MĘSKA	0,177	0,45 ± 0,32
powierzchnia oczy zamknięte, cm ²	BMI	<0,0001	0,53 ± 0,11
	WIEK	0,021	0,14 ± 0,06
	PŁEĆ MĘSKA	0,036	1,91 ± 0,87

Z tabeli 12 można wywnioskować, że podczas badania z aparatami słuchowymi i z bodźcem zakłócającym 65 dB_{HL} wartości BMI były istotne dla parametrów takich jak: dystans łączny oczy otwarte i zamknięte, dystans prawo-lewo oczy zamknięte, dystans przód-tył oczy otwarte i zamknięte, średni dystans łączny oczy otwarte i zamknięte, odcinek drogi przód-tył oczy otwarte i oczy zamknięte, średnia prędkość oczy otwarte i zamknięte, średni promień wychylenia oczy otwarte i zamknięte, średnie wychylenie prawo-lewo oczy otwarte i zamknięte, średnie wychylenie przód-tył oczy zamknięte, maksymalny promień wychylenia oczy otwarte i zamknięte, maksymalne wychylenie prawo-lewo oczy otwarte i zamknięte, maksymalne wychylenie przód-tył oczy otwarte i zamknięte i powierzchnia oczy otwarte i zamknięte. Dla wieku istotne parametry to: dystans łączny oczy zamknięte, dystans przód-tył oczy zamknięte, średni dystans łączny oczy zamknięte, średni dystans prawo-lewo oczy zamknięte, odcinek drogi przód-tył oczy

zamknięte, średnia prędkość oczu zamknięte, średni promień wychylenia oczu zamknięte, średnie wychylenie prawo-lewo oczu zamknięte, maksymalny promień wychylenia oczu zamknięte, maksymalne wychylenie prawo-lewo oczu zamknięte, maksymalne wychylenie przód-tył oczu zamknięte i powierzchnia oczu zamknięte.

Natomiast płeć jako zmienna nie była istotna dla takich parametrów jak: punkt ciężkości X oczu otwarte i zamknięte, punkt ciężkości Y oczu otwarte i zamknięte, średnie wychylenie prawo-lewo oczu otwarte i zamknięte, maksymalne wychylenie prawo-lewo oczu otwarte i zamknięte i powierzchnia oczu otwarte.

Tabela 13. Model regresji wielorakiej w badaniu z aparatami i z bodźcem zakłócającym 80 dB_{HL} dla parametrów posturograficznych, w zależności od BMI, wieku oraz płci

Nazwa parametru posturograficznego	Zmienna	p	Współczynnik regresji ± błąd standardowy
dystans łączny oczu otwarte, mm	BMI	0,043	68 ± 32
	WIEK	0,046	35 ± 17
	PŁEĆ MĘSKA	0,003	830 ± 260
dystans łączny oczu zamknięte, mm	BMI	0,043	140 ± 70
	WIEK	0,033	80 ± 35
	PŁEĆ MĘSKA	0,001	2000 ± 520
dystans prawo-lewo oczu otwarte, mm	BMI	0,263	15 ± 14
	WIEK	0,163	10 ± 7
	PŁEĆ MĘSKA	0,009	300 ± 110
dystans prawo-lewo oczu zamknięte, mm	BMI	0,354	26 ± 27
	WIEK	0,107	25 ± 15
	PŁEĆ MĘSKA	0,012	580 ± 210
dystans przód-tył oczu otwarte, mm	BMI	0,033	65 ± 30
	WIEK	0,041	35 ± 15
	PŁEĆ MĘSKA	0,004	730 ± 230
dystans przód-tył oczu zamknięte, mm	BMI	0,023	150 ± 60
	WIEK	0,024	75 ± 35
	PŁEĆ MĘSKA	<0,0001	1900 ± 450
średni dystans łączny oczu otwarte, mm	BMI	0,043	0,02 ± 0,01
	WIEK	0,046	0,01 ± 0,01
	PŁEĆ MĘSKA	0,003	0,22 ± 0,07
średni dystans łączny oczu zamknięte, mm	BMI	0,043	0,04 ± 0,02
	WIEK	0,033	0,02 ± 0,01

	PŁEĆ MĘSKA	0,001	0,53 ± 0,14
średni dystans prawo-lewo oczy otwarte, mm	BMI	0,263	0,01 ± 0,01
	WIEK	0,163	0,01 ± 0,01
	PŁEĆ MĘSKA	0,009	0,08 ± 0,03
średni dystans prawo-lewo oczy zamknięte, mm	BMI	0,354	0,01 ± 0,01
	WIEK	0,107	0,01 ± 0,01
	PŁEĆ MĘSKA	0,012	0,15 ± 0,06
odcinek drogi przód-tył oczy otwarte ,mm	BMI	0,033	0,02 ± 0,01
	WIEK	0,041	0,01 ± 0,01
	PŁEĆ MĘSKA	0,003	0,19 ± 0,06
odcinek drogi przód-tył oczy zamknięte, mm	BMI	0,023	0,04 ± 0,02
	WIEK	0,024	0,02 ± 0,01
	PŁEĆ MĘSKA	<0,0001	0,49 ± 0,12
średnia prędkość oczy otwarte, cm/s	BMI	0,043	0,23 ± 0,11
	WIEK	0,046	0,12 ± 0,06
	PŁEĆ MĘSKA	0,003	2,76 ± 0,84
średnia prędkość oczy zamknięte, cm/s	BMI	0,043	0,46 ± 0,22
	WIEK	0,033	0,26 ± 0,11
	PŁEĆ MĘSKA	0,001	6,61 ± 1,71
punkt ciężkości X oczy otwarte, mm	BMI	0,478	0,36 ± 0,51
	WIEK	0,422	0,21 ± 0,26
	PŁEĆ MĘSKA	0,461	2,96 ± 3,96
punkt ciężkości X oczy zamknięte, mm	BMI	0,455	0,33 ± 0,44
	WIEK	0,284	0,25 ± 0,23
	PŁEĆ MĘSKA	0,137	5,2 ± 3,4
punkt ciężkości Y oczy otwarte, mm	BMI	0,106	-2,0 ± 1,2
	WIEK	0,155	0,92 ± 0,63
	PŁEĆ MĘSKA	0,351	9,1 ± 9,5
punkt ciężkości Y oczy zamknięte, mm	BMI	0,107	-1,9 ± 1,2
	WIEK	0,082	1,08 ± 0,60
	PŁEĆ MĘSKA	0,281	9,97 ± 9,04
średni promień wychylenia oczy otwarte, mm	BMI	0,041	0,13 ± 0,06
	WIEK	0,207	0,04 ± 0,03
	PŁEĆ MĘSKA	0,004	1,43 ± 0,46
średni promień wychylenia oczy zamknięte, mm	BMI	0,107	0,15 ± 0,09
	WIEK	0,130	0,07 ± 0,05
	PŁEĆ MĘSKA	0,001	2,64 ± 0,69
średnie wychylenie prawo-lewo oczy otwarte, mm	BMI	0,060	0,07 ± 0,04
	WIEK	0,344	0,02 ± 0,02

	PŁEĆ MĘSKA	0,228	0,36 ± 0,30
średnie wychylenie prawo-lewo oczy zamknięte, mm	BMI	0,112	0,09 ± 0,05
	WIEK	0,440	0,02 ± 0,03
	PŁEĆ MĘSKA	0,003	1,32 ± 0,40
średnie wychylenie przód-tył oczy otwarte, mm	BMI	0,139	0,09 ± 0,06
	WIEK	0,283	0,03 ± 0,03
	PŁEĆ MĘSKA	0,005	1,36 ± 0,45
średnie wychylenie przód-tył oczy zamknięte, mm	BMI	0,164	0,11 ± 0,08
	WIEK	0,127	0,06 ± 0,04
	PŁEĆ MĘSKA	0,002	2,05 ± 0,59
maksymalny promień wychylenia oczy otwarte, mm	BMI	0,052	0,42 ± 0,21
	WIEK	0,259	0,12 ± 0,11
	PŁEĆ MĘSKA	0,026	3,8 ± 1,6
maksymalny promień wychylenia oczy zamknięte, mm	BMI	0,192	0,47 ± 0,35
	WIEK	0,050	0,38 ± 0,18
	PŁEĆ MĘSKA	0,001	9,95 ± 2,77
maksymalne wychylenie prawo- lewo oczy otwarte, mm	BMI	0,111	0,24 ± 0,15
	WIEK	0,412	0,06 ± 0,08
	PŁEĆ MĘSKA	0,168	1,6 ± 1,2
maksymalne wychylenia prawo- lewo oczy zamknięte, mm	BMI	0,122	0,37 ± 0,23
	WIEK	0,208	0,16 ± 0,12
	PŁEĆ MĘSKA	0,012	4,9 ± 1,8
maksymalne wychylenie przód-tył oczy otwarte, mm	BMI	0,043	0,43 ± 0,20
	WIEK	0,197	0,14 ± 0,11
	PŁEĆ MĘSKA	0,010	4,36 ± 1,58
maksymalne wychylenie przód-tył oczy zamknięte, mm	BMI	0,278	0,39 ± 0,35
	WIEK	0,038	0,40 ± 0,18
	PŁEĆ MĘSKA	0,001	9,8 ± 2,8
powierzchnia oczy otwarte, cm ²	BMI	0,016	0,09 ± 0,04
	WIEK	0,037	0,04 ± 0,02
	PŁEĆ MĘSKA	0,016	0,73 ± 0,28
powierzchnia oczy zamknięte, cm ²	BMI	0,334	0,14 ± 0,15
	WIEK	0,058	0,15 ± 0,08
	PŁEĆ MĘSKA	0,013	3,1 ± 1,2

Tabela 13 pokazuje, że podczas badania z aparatami słuchowymi i z bodźcem zakłócającym 80 dB_{HL} wartości BMI były istotne dla parametrów takich jak: dystans łączny oczy otwarte i zamknięte, dystans przód-tył oczy otwarte i zamknięte, średni dystans łączny oczy otwarte i zamknięte, odcinek drogi przód-tył oczy otwarte i oczy

zamknięte, średnia prędkość oczu otwarte i zamknięte, średni promień wychylenia oczu otwarte, maksymalne wychylenie przód-tył oczu otwarte i powierzchnia oczu otwarte. Dla wieku istotne parametry to: dystans łączny oczu otwarte i zamknięte, dystans przód-tył oczu zamknięte, średni dystans łączny oczu otwarte i zamknięte, odcinek drogi przód-tył oczu otwarte i zamknięte, średnia prędkość oczu otwarte i zamknięte, maksymalne wychylenie przód-tył oczu zamknięte i powierzchnia oczu otwarte.

Natomiast płeć jako zmienna nie była istotna dla takich parametrów jak: punkt ciężkości X oczu otwarte i zamknięte, punkt ciężkości Y oczu otwarte i zamknięte, średnie wychylenie prawo-lewo oczu otwarte i maksymalne wychylenie prawo-lewo oczu otwarte.

W tabeli 14 zebrano wartości współczynnika determinacji R^2 dla modeli regresji wielorakiej opisującej zależność poszczególnych parametrów posturograficznych od BMI, wieku oraz płci.

Na tej podstawie można stwierdzić, że większości przypadków współczynnik ten ma wartość $>0,3$. Wyjątek stanowią parametry posturograficzne takie jak: punkt ciężkości X, czyli odchylenie rzutu środka ciężkości lewo-prawo oczu otwarte i zamknięte oraz punkt ciężkości Y, czyli odchylenie rzutu środka ciężkości przód-tył oczu otwarte i zamknięte, gdzie współczynnik ten przyjmuje wartości mniejsze. Równie niską wartość współczynnika determinacji uzyskano w sytuacji pomiarów wykonanych w warunkach bez aparatu, bez bodźca.

Tabela 14. Wartości współczynników determinacji R^2 dla modeli regresji wielorakiej opisującej zależność poszczególnych parametrów posturograficznych od BMI, wieku oraz płci.

Nazwa parametru posturograficznego	Bez aparatu bez bodźca	Bez aparatu z bodźcem 65 dB _{HL}	Bez aparatu z bodźcem 80 dB _{HL}	Z aparatem bez bodźca	Z aparatem z bodźcem 65 dB _{HL}	Z aparatem z bodźcem 80 dB _{HL}
dystans łączny, mm	0,43	0,45	0,55	0,31	0,49	0,41
dystans prawo-lewo, mm	0,35	0,53	0,54	0,33	0,55	0,47
dystans przód-tył, mm	0,32	0,30	0,43	0,20	0,32	0,29
średni dystans łączny, mm	0,24	0,32	0,33	0,27	0,39	0,28
średni dystans prawo-lewo, mm	0,45	0,47	0,54	0,33	0,48	0,41
odcinek drogi przód-tył, mm	0,38	0,57	0,57	0,34	0,57	0,50
średnia prędkość, cm/s	0,43	0,45	0,56	0,31	0,49	0,41
punkt ciężkości X, mm	0,54	0,53	0,54	0,33	0,50	0,46
punkt ciężkości Y, mm	0,32	0,30	0,43	0,20	0,32	0,29
średni promień wychylenia, mm	0,37	0,32	0,33	0,27	0,34	0,28
średnie wychylenie prawo-lewo, mm	0,45	0,47	0,54	0,34	0,48	0,41
średnie wychylenie przód-tył, mm	0,57	0,57	0,57	0,34	0,46	0,50
maksymalny promień wychylenia, mm	0,43	0,45	0,55	0,31	0,49	0,41
maksymalne wychylenie prawo-lewo, mm	0,35	0,53	0,54	0,33	0,55	0,47
maksymalne wychylenie przód-tył, mm	0,08	0,05	0,10	0,08	0,07	0,06
powierzchnia, cm ²	0,07	0,12	0,12	0,08	0,16	0,13
dystans łączny, mm	0,12	0,20	0,18	0,13	0,19	0,09
dystans prawo-lewo, mm	0,14	0,25	0,24	0,19	0,21	0,22
dystans przód-tył, mm	0,51	0,62	0,28	0,16	0,30	0,37
średni dystans łączny, mm	0,48	0,55	0,35	0,25	0,56	0,42
średni dystans prawo-lewo, mm	0,41	0,40	0,25	0,25	0,22	0,19
odcinek drogi przód-tył, mm	0,57	0,40	0,38	0,26	0,50	0,34
średnia prędkość, cm/s	0,49	0,59	0,24	0,09	0,30	0,32
punkt ciężkości X, mm	0,41	0,58	0,28	0,24	0,49	0,38
punkt ciężkości Y, mm	0,46	0,38	0,27	0,16	0,42	0,29

średni promień wychylenia, mm	0,40	0,47	0,39	0,24	0,60	0,40
średnie wychylenie prawo-lewo, mm	0,33	0,31	0,34	0,20	0,19	0,16
średnie wychylenie przód-tył, mm	0,29	0,35	0,31	0,21	0,54	0,29
maksymalny promień wychylenia, mm	0,41	0,36	0,24	0,13	0,42	0,33
maksymalne wychylenie prawo-lewo, mm	0,43	0,46	0,39	0,24	0,60	0,40
maksymalne wychylenie przód-tył, mm	0,31	0,41	0,37	0,19	0,34	0,39
powierzchnia, cm ²	0,27	0,27	0,46	0,17	0,54	0,30

5. Dyskusja

Utrzymanie stabilności posturalnej, jest istotne do codziennego funkcjonowania w życiu. Kontrola postawy, polega na utrzymaniu równowagi w spoczynku (równowaga statyczna) i w ruchu (równowaga dynamiczna). Odpowiedzialne za to są trzy główne systemy na poziomie ośrodkowego układu nerwowego: wzrokowy, samotosensoryczny i przedsionkowy [57]. Problemy z utrzymaniem równowagi mogą wynikać z chorób lub z fizjologicznego starzenia się organizmu. Do ubytków czuciowych związanych ze starzeniem się organizmu zaliczamy niedosłuch. W związku z tym, można spodziewać, się że zaprotezowanie aparatami słuchowymi wpłynie pozytywnie na układ przedsionkowy i sensoryczny, dzięki czemu poprawi się równowaga [58].

Ubytek słuchu, jest jednym z najczęstszych zaburzeń sensorycznych, który dotyka >5% populacji świata. 52 miliony osób powyżej 65 roku życia w Europie (10% całej populacji) zauważa problemy z niedosłuchem, w tym 90% ludzi powyżej 80 roku życia ma stwierdzony ubytek słuchu. Wykazano, że wiele chorób współistniejących takich jak depresja, lęk, zły stan zdrowia fizycznego, demencja i spadek funkcji poznawczych, wiąże się z występowaniem niedosłuchu. Wiąże się go również, z brakiem równowagi. Nie ma jeszcze wielu badań zrandomizowanych, ale podejrzewa się, że poprzez rehabilitację aparatami słuchowymi, poprawiać będzie się stabilność posturalna człowieka [57].

Na podstawie analizy przeprowadzonych badań w ramach pracy, w porównaniu z badaniami Kavelin i wsp. oraz Hossein i wsp. [58,59] nie zauważono istotnych różnic po zaprotezowaniu aparatami słuchowymi pacjentów. Może to wynikać z faktu, iż pacjenci w wyżej wymienionych publikacjach byli zaprotezowaniu obustronnie aparatami słuchowymi co najmniej od 3 miesięcy [58,59]. W grupie badanej, tylko 2 pacjentów było wcześniej zaprotezowanych obustronnie. Pozostali zostali zaprotezowani podczas badań, w związku z tym nie było w ich przypadku wcześniejszej rehabilitacji słuchowej. Mimo zauważalnej poprawy odbioru dźwięków i zysku z aparatów słuchowych, mógł to być zbyt krótki czas użytkowania, aby miał wpływ na badania posturograficzne. Nie wystąpiły też znaczne różnice podczas podawania bodźców zakłócających. Ponieważ, założone cele okazały się w tym badaniu nieistotne statystycznie, przeprowadzone zostały dalsze analizy statystyczne, by sprawdzić czy inne parametry mogą mieć wpływ na stabilność posturalną człowieka. Dla każdego z tych parametrów, osobno dla rodzaju badania został wykonany model regresji wielorakiej, gdzie brano pod uwagę takie

parametry jak BMI, wiek i płeć. Płeć męska była badana w stosunku do płci żeńskiej. Sprawdzone, które czynniki wpływają istotnie na wartość danego parametru.

Po wykonaniu testu Wilcozona, dla dwóch grup oczy otwarte i oczy zamknięte dla parametrów posturograficznych i innych czynników takich jak BMI, wiek i płeć w 6 układach, okazało się, iż wystąpiły istotne różnice statystyczne. Pozwoliło to na dalszą i głębszą analizę, czy wiek, płeć i BMI mają wpływ na równowagę.

Badania Olchowik i wsp. wskazują, również na zależności między BMI, a stabilnością posturalną [60]. Badania były prowadzone na grupie pacjentek w wieku 60-74 lata, bez występowania niedosłuchu. Wyniki wykazały, że wraz ze wzrostem BMI zwiększa się zakres wychyleń środka ciężkości kobiet w kierunku przednio-tylnym. Podczas analizy wyników przeprowadzonych badań, w sytuacji bez aparatu i bez bodźca vs z aparatem i bez bodźca zostały zauważone istotne różnice statystyczne dla takich parametrów jak:

- średnie wychylenie prawo-lewo oczy otwarte,
- średnie wychylenie prawo-lewo oczy zamknięte,
- maksymalny promień wychylenia oczy zamknięte,
- maksymalne wychylenie prawo-lewo oczy otwarte,
- maksymalne wychylenie przód-tył oczy zamknięte,
- powierzchnia oczy otwarte.

BMI miało znaczącym wpływ również przy bodźcu zakłócającym o poziomie natężeniu 65 dB_{HL} i 80 dB_{HL} bez aparatów słuchowych na następujące parametry:

- dystans łączny oczy otwarte,
- dystans łączny oczy zamknięte,
- dystans przód-tył oczy otwarte,
- dystans przód-tył oczy zamknięte,
- średni dystans łączny oczy otwarte,
- średni dystans łączny oczy zamknięte,
- odcinek drogi przód-tył oczy otwarte,
- odcinek drogi przód-tył oczy zamknięte,
- średnia prędkość oczy otwarte,
- średni promień wychylenia oczy otwarte,
- średni promień wychylenia oczy zamknięte,
- średnie wychylenie prawo-lewo oczy zamknięte,

- średnie wychylenie przód-tył oczu zamknięte,
- maksymalny promień wychylenia oczu otwarte,
- maksymalny promień wychylenia oczu zamknięte,
- maksymalne wychylenie prawo-lewo oczu otwarte,
- maksymalne wychylenia prawo-lewo oczu zamknięte,
- maksymalne wychylenie przód-tył oczu zamknięte,
- powierzchnia oczu otwarte,
- powierzchnia oczu zamknięte

Podczas analizy wpływów bodźców zakłócających o poziomie natężeniu 65 dB_{HL} i 80 dB_{HL} u osób zaprotezowanych obuusznie, również zaobserwowano, że BMI znacząco wpływa na takie parametry posturograficzne jak:

- dystans łączny oczu otwarte,
- dystans łączny oczu zamknięte,
- dystans przód-tył oczu otwarte,
- dystans przód-tył oczu zamknięte,
- średni dystans łączny oczu otwarte,
- średni dystans łączny oczu zamknięte,
- odcinek drogi przód-tył oczu otwarte,
- odcinek drogi przód-tył oczu zamknięte,
- średnia prędkość oczu otwarte,
- średnia prędkość oczu zamknięte,
- średni promień wychylenia oczu otwarte,
- powierzchnia oczu otwarte.

Dla powyższych 3 sytuacji, znaleziono także wspólne mianowniki:

- dystans łączny oczu otwarte,
- dystans łączny oczu zamknięte,
- dystans przód-tył oczu otwarte,
- dystans przód-tył oczu zamknięte,
- średni dystans łączny oczu otwarte,
- średni dystans łączny oczu zamknięte,
- odcinek drogi przód-tył oczu otwarte,
- odcinek drogi przód-tył oczu zamknięte,

- średnia prędkość oczu otwarte,
- średnia prędkość oczu zamknięte,
- średni promień wychylenia oczu otwarte,
- powierzchnia oczu otwarte.

Można zauważyć, że BMI ma wpływ na stabilność posturalną, ale nie na położenie środka ciężkości w wychyleniu przednio-tylnym, tak jak było to opisane w publikacji [60].

Kolejną statystycznie analizowaną zmienną, był wpływ wieku grupy badanej na parametry posturograficznej. Badania przeprowadzone przez Bryan i wsp. dotyczące wpływu wieku na stabilność posturalną wykazały, że wpływ ten jest istotny [61]. Podczas analizy wyników badań, również zauważano zależność wpływu wieku na parametry posturograficzne w badaniach bez aparatów i bez bodźca zakłócającego versus z aparatami słuchowymi bez bodźca zakłócającego:

- dystans łączny oczu otwarte,
- dystans łączny oczu zamknięte,
- dystans przód-tył oczu otwarte,
- średni dystans łączny oczu otwarte,
- średnia prędkość oczu otwarte.

Badania Anton i wsp. wykazały obniżenie kontroli stabilności posturalnej, podczas stymulacji akustycznej w grupie osób młodych i dobrze słyszących [62].

Podczas badań bez aparatów, ale z bodźcami zakłócającymi o poziomie natężeniu 65 dB_{HL} i 80 dB_{HL}, stwierdzono wpływ wieku tylko na 4 parametry posturograficzne:

- dystans łączny oczu zamknięte,
- dystans przód-tył oczu zamknięte,
- średni dystans łączny oczu zamknięte,
- średnia prędkość oczu zamknięte.

Jednak wiek wpływa na największą ilość parametrów posturograficznych, podczas badań z aparatami słuchowymi z bodźcami zakłócającymi 65 dB_{HL} i 80 dB_{HL}:

- dystans łączny oczu zamknięte,
- dystans przód-tył oczu zamknięte,
- średni dystans łączny oczu zamknięte,
- odcinek drogi przód-tył oczu otwarte,
- odcinek drogi przód-tył oczu zamknięte,
- średnia prędkość oczu zamknięte,

- maksymalne wychylenie przód-tył oczu zamknięte.

Wszystkie badania miały ze sobą wspólne 4 parametry w aspekcie wieku:

- dystans łączny oczu zamknięte,
- dystans przód-tył oczu zamknięte,
- średni dystans łączny oczu zamknięte,
- średnia prędkość oczu zamknięte.

Dzięki tej analizie udało się potwierdzić, wyniki uzyskane w innym badaniu [74], że wiek ma wpływ na stabilność posturalną, szczególnie w przypadku gdy oczu są zamknięte.

Ostatnia zmienna, która miała największy wpływ na mierzone parametry posturograficzne to płeć. Analizowano płeć męską kontra płeć żeńska.

Przeprowadzone w ramach pracy badania wykazują dużą różnicę między mężczyznami a kobietami na platformie stabilnej, inaczej niż w badaniach na skomputeryzowanej dynamicznej platformie (CDP) przeprowadzonych przez Olchowik i wsp.[63].

Badanie bez bodźca bez aparatów vs z aparatem bez bodźca płeć męska miało wpływ na takie parametry jak:

- dystans łączny oczu otwarte,
- dystans łączny oczu zamknięte,
- dystans prawo-lewo oczu otwarte,
- dystans prawo-lewo oczu zamknięte,
- dystans przód-tył oczu otwarte,
- dystans przód-tył oczu zamknięte,
- średni dystans łączny oczu otwarte,
- średni dystans łączny oczu zamknięte,
- średni dystans prawo-lewo oczu otwarte,
- średni dystans prawo-lewo oczu zamknięte,
- odcinek drogi przód-tył oczu otwarte,
- odcinek drogi przód-tył oczu zamknięte,
- średnia prędkość oczu otwarte,
- średnia prędkość oczu zamknięte,
- średni promień wychylenia oczu zamknięte,
- średnie wychylenie przód-tył oczu otwarte,
- średnie wychylenie przód-tył oczu zamknięte.

Płeć pacjentów podczas badań bez aparatów słuchowych, lecz z bodźcami zakłócającymi 65 dB_{HL} i 80 dB_{HL}, wykazała istotne różnice statystyczne przy takich parametrach jak:

- dystans łączny oczy otwarte,
- dystans łączny oczy zamknięte,
- dystans prawo-lewo oczy otwarte,
- dystans prawo-lewo oczy zamknięte,
- dystans przód-tył oczy otwarte,
- dystans przód-tył oczy zamknięte,
- średni dystans łączny oczy otwarte,
- średni dystans łączny oczy zamknięte,
- średni dystans prawo-lewo oczy otwarte,
- średni dystans prawo-lewo oczy zamknięte,
- odcinek drogi przód-tył oczy otwarte,
- odcinek drogi przód-tył oczy zamknięte,
- średnia prędkość oczy otwarte,
- średnia prędkość oczy zamknięte,
- średni promień wychylenia oczy zamknięte,
- średnie wychylenie przód-tył oczy otwarte,
- maksymalne wychylenie przód-tył oczy zamknięte.

Najwięcej istotnych statystycznie parametrów posturograficznych było podczas badania z aparatami słuchowymi z bodźcami zakłócającymi 65 dB_{HL} i 80 dB_{HL}:

- dystans łączny oczy otwarte,
- dystans łączny oczy zamknięte,
- dystans prawo-lewo oczy otwarte,
- dystans prawo-lewo oczy zamknięte,
- dystans przód-tył oczy otwarte,
- dystans przód-tył oczy zamknięte,
- średni dystans łączny oczy otwarte,
- średni dystans łączny oczy zamknięte,
- średni dystans prawo-lewo oczy otwarte,
- średni dystans prawo-lewo oczy zamknięte,
- odcinek drogi przód-tył oczy otwarte,

- odcinek drogi przód-tył oczu zamknięte,
- średnia prędkość oczu otwarte,
- średnia prędkość oczu zamknięte,
- średni promień wychylenia oczu zamknięte,
- średnie wychylenie prawo-lewo oczu otwarte,
- średnie wychylenie prawo-lewo oczu zamknięte,
- średnie wychylenie przód-tył oczu otwarte,
- średnie wychylenie przód-tył oczu zamknięte,
- maksymalny promień wychylenia oczu otwarte,
- maksymalny promień wychylenia oczu zamknięte,
- maksymalne wychylenie przód-tył oczu zamknięte.

Z całej przebadanej grupy zmiennych, wspólnych cech najwięcej miała zmienna płeć:

- dystans łączny oczu otwarte,
- dystans łączny oczu zamknięte,
- dystans prawo-lewo oczu otwarte,
- dystans prawo-lewo oczu zamknięte,
- dystans przód-tył oczu otwarte,
- dystans przód-tył oczu zamknięte,
- średni dystans łączny oczu otwarte,
- średni dystans łączny oczu zamknięte,
- średni dystans prawo-lewo oczu otwarte,
- średni dystans prawo-lewo oczu zamknięte,
- odcinek drogi przód-tył oczu otwarte,
- odcinek drogi przód-tył oczu zamknięte,
- średnia prędkość oczu otwarte,
- średnia prędkość oczu zamknięte,
- średni promień wychylenia oczu zamknięte,
- średnie wychylenie przód-tył oczu otwarte.

Na podstawie powyższego można stwierdzić, że parametry posturograficzne, które są wrażliwe w każdej z analizowanych sytuacji to parametry:

- dystans łączny, oczu zamknięte
- dystans przód tył, oczu zamknięte

- średni dystans prawo-lewo, oczy zamknięte
- średnia prędkość ,oczy zamknięte

Należy podkreślić, że parametry powyższe są wyznaczone w opcji oczy zamknięte. Z tego też powodu analizę współczynników regresji ograniczono do tych czterech sytuacji.

Tabela 15. Zestawienie analizy współczynników regresji 4 parametrów posturograficznych, w 6 układach badanych w opcji oczy zamknięte

Nazwa parametru posturograficznego	Zmienna	bez aparatów i bez bodźca	bez aparatów i z bodźcem 65 dB _{HL}	bez aparatów i z bodźcem 80 dB _{HL}	z aparatami i bez bodźca	z aparatami i z bodźcem 65 dB _{HL}	z aparatami i z bodźcem 80 dB _{HL}
dystans	BMI	179 ± 51	200 ± 65	170 ± 60	185 ± 120	250 ± 65	140 ± 70
łączy oczy zamknięte, mm	WIEK	169 ± 79	75 ± 34	82 ± 31	130 ± 65	90 ± 35	80 ± 35
	PŁEĆ MĘSKA	3603 ± 1181	2000 ± 500	1950 ± 460	2600 ± 950	1750 ± 500	2000 ± 520
dystans przód-tył	BMI	180 ± 130	200 ± 60	165 ± 60	180 ± 120	250 ± 60	150 ± 60
oczy zamknięte, mm	WIEK	145 ± 70	70 ± 30	80 ± 30	120 ± 60	90 ± 35	75 ± 35
	PŁEĆ MĘSKA	3300 ± 1000	1900 ± 450	1900 ± 420	2,5 ± 1000	1600 ± 450	1900 ± 450
średni dystans	BMI	0,05 ± 0,02	0,05 ± 0,02	0,05 ± 0,02	0,05 ± 0,03	0,06 ± 0,02	0,04 ± 0,02
łączy oczy zamknięte, mm	WIEK	0,02 ± 0,01	0,02 ± 0,01	0,02 ± 0,01	0,03 ± 0,02	0,02 ± 0,01	0,02 ± 0,01
	PŁEĆ MĘSKA	0,72 ± 0,16	0,54 ± 0,13	0,52 ± 0,12	0,69 ± 0,25	0,41 ± 0,14	0,53 ± 0,14
średnia prędkość	BMI	0,60 ± 0,50	0,67 ± 0,21	0,56 ± 0,20	0,61 ± 0,40	0,82 ± 0,21	0,46 ± 0,22
oczy zamknięte, cm/s	WIEK	0,57 ± 0,27	0,25 ± 0,11	0,28 ± 0,11	0,42 ± 0,21	0,29 ± 0,11	0,26 ± 0,11
	PŁEĆ MĘSKA	12,0 ± 3,9	6,7 ± 1,7	6,5 ± 1,5	8,6 ± 3,1	5,8 ± 1,6	6,6 ± 1,7

Ze względu na fakt, iż parametrów i sytuacji, które były możliwe do przeanalizowania było bardzo dużo, postanowiono wybrać wspólne dla wszystkich sytuacji. Stwierdzono, że wyżej wymienione zmienne w badaniu z oczami zamkniętymi powodują wzrost współczynnika regresji dla takich parametrów jak: dystans łączny,

dystans przód-tył, średni dystans łączny i średnia prędkość, we wszystkich 6 wariantach badań (Tabela 15).

Zauważono również pewne zależności, pomiędzy współczynnikami regresji wymienionych 4 parametrów dla zmiennej BMI podczas badania bez aparatu i z aparatem, a podawanym sygnałem. Jeśli podawano sygnał o poziomie natężenia 65 dB_{HL}, współczynnik regresji wzrastał. Natomiast podczas podawania bodźca o poziomie natężenia 80 dB_{HL} powyższy współczynnik regresji malał. Dzięki temu, możemy stwierdzić, że dla parametrów dystans łączny i dystans przód-tył, podanie silniejszego bodźca zakłócającego (80 dB_{HL}) zarówno w sytuacji bez aparatów i z aparatami słuchowymi poprawia stabilizację.

Analizując zmienną wieku, również zauważono, że po podaniu bodźca zakłócającego 65 dB_{HL} i 80 dB_{HL} przy oczach zamkniętych, wartość wyżej wymienionych współczynników regresji (poza średni dystans łączny, oczy zamknięte) malała. Można zatem przyjąć, że również teraz podanie bodźca zakłócającego poprawia stabilność posturalną, bez znaczenia czy pacjenci mieli aparaty słuchowe czy nie.

Stwierdzono także występowanie różnic zależnych od płci. Przy czym można wnioskować, że w tych samych warunkach stabilność posturalna mężczyzn jest gorsza. Również w tym przypadku zachowany jest powyżej opisany trend związany z działającym bodźcem akustycznym.

Podsumowując :

U osób zaprotezowanych obuusznie stwierdzono, że po podaniu bodźca zakłócającego 65 i 80 dB_{HL}:

- a. występuje zależność pomiędzy wartością BMI i następującymi parametrami posturograficznymi:
 - dystans łączny, oczy otwarte, oczy zamknięte,
 - dystans przód-tył, oczy otwarte, oczy zamknięte,
 - średni dystans łączny, oczy otwarte, oczy zamknięte,
 - odcinek drogi przód-tył, oczy otwarte, oczy zamknięte,
 - średnia prędkość, oczy otwarte, oczy zamknięte,
 - średni promień wychylenia, oczy otwarte,
 - powierzchnia, oczy otwarte

- b. występuje zależność pomiędzy wiekiem a następującymi parametrami posturograficznymi:
- dystans łączny oczy zamknięte,
 - dystans przód-tył oczy zamknięte,
 - średni dystans łączny oczy zamknięte,
 - odcinek drogi przód-tył oczy otwarte, oczy zamknięte,
 - średnia prędkość oczy zamknięte,
 - maksymalne wychylenie przód-tył oczy zamknięte
- c. płeć nie wpływa na następujące parametry:
- punkt ciężkości X oczy otwarte, oczy zamknięte
 - punkt ciężkości Y oczy otwarte, oczy zamknięte
 - średni promień wychylenia oczy otwarte
 - maksymalne wychylenie prawo-lewo oczy otwarte, oczy zamknięte
 - maksymalne wychylenie przód-tył oczy otwarte
 - powierzchnia oczy otwarte, oczy zamknięte

U osób niezaprotezowanych stwierdzono, że po podaniu bodźca zakłócającego 65 dB_{HL} i 80 dB_{HL}:

- a. Nie występuje zależność pomiędzy wartością BMI i następującymi parametrami posturograficznymi:
- dystans prawo-lewo oczy otwarte, oczy zamknięte
 - średni dystans prawo-lewo oczy otwarte, oczy zamknięte
 - średnia prędkość oczy zamknięte
 - punkt ciężkości X oczy otwarte, oczy zamknięte
 - punkt ciężkości Y oczy otwarte, oczy zamknięte
 - średnie wychylenie prawo-lewo oczy otwarte,
 - średnie wychylenie przód-tył oczy otwarte
 - maksymalne wychylenie przód-tył oczy otwarte
- b. występuje zależność pomiędzy wiekiem a następującymi parametrami posturograficznymi:
- dystans łączny oczy zamknięte,
 - dystans przód-tył oczy zamknięte,
 - średni dystans łączny oczy zamknięte,
 - średnia prędkość oczy zamknięte;

c. płeć wpływa na:

- dystans łączny oczy otwarte, oczy zamknięte,
- dystans prawo-lewo oczy otwarte, oczy zamknięte,
- dystans przód-tył oczy otwarte, oczy zamknięte,
- średni dystans łączny oczy otwarte, oczy zamknięte,
- średni dystans prawo-lewo oczy otwarte, oczy zamknięte
- odcinek drogi przód-tył oczy otwarte, oczy zamknięte,
- średnia prędkość oczy otwarte, oczy zamknięte,
- średni promień wychylenia oczy zamknięte,
- średnie wychylenie przód-tył oczy otwarte,
- maksymalne wychylenie przód-tył oczy zamknięte

Literatura przedmiotu podaje, że kompensacja niedosłuchu za pomocą aparatów słuchowych wpływa na stabilność posturalną w przypadku ich użytkowania co najmniej 3 miesiące [59]. Natomiast informacje na temat reakcji narządu równowagi na wstępne protezowanie niedosłuchu za pomocą aparatów słuchowych są trudno dostępne. W przeprowadzonych badaniach nie stwierdzono zmiany parametrów posturograficznych na skutek doboru i dopasowania aparatów słuchowych. Można więc stwierdzić, że sam proces protezowania bez rehabilitacji/treningu słuchowego nie jest czynnikiem minimalizującym ryzyko upadu w grupie osób w wieku 60+. Prawidłowe użytkowanie aparatów rozszerzone o trening słuchowy przez okres 3-6 miesięcy ma statystycznie istotny wpływ na stabilność posturalną [59]. Ponowne przyzwyczajenie układu słuchowego wraz z narządem równowagi do reakcji na otaczające dźwięki środowiska jest niezwykle ważnym aspektem w ograniczeniu ryzyka upadku.

Uzyskane wyniki badań pozwalają stwierdzić, że istnieje uzasadniona potrzeba włączenia do standardu badań przesiewowych/ kontrolnych u osób w wieku 60+ badań słuchu i badań posturograficznych, w celu podniesienia jakości i bezpieczeństwa życia w tej grupie.

6. Wnioski

1. Protezowanie słuchu nie powoduje natychmiastowej poprawy parametrów posturograficznych u osób ze średnim niedosłuchem odbiorczym w badanej grupie wiekowej
2. Wprowadzenie bodźca akustycznego powoduje poprawę stabilności posturalnej badanych, która jest zależna od BMI, wieku i płci
3. Analiza parametrów posturograficznych w badanej grupie wskazuje na istotną rolę zwiększenia świadomości u pacjentów niedosłyszących w zakresie profilaktyki upadków i zaburzeń równowagi i wprowadzenia badań posturograficznych jako standardowych

7. Streszczenie

Wstęp: Na układ równowagi składa się jednocześnie kilka narządów zmysłu: narząd wzroku; narząd czucia głębokiego i narząd przedsionkowy. W nielicznych pracach pojawiają się wzmianki o tym, że zakłócenia akustyczne mogą mieć wpływ na wyniki badań związanych z oceną równowagi pacjentów, lub też wpływ ten może być uzależniony od wielkości ubytku słuchu pacjenta

Cel pracy:

- Wskazanie jak protezowanie słuchu wpływa na stabilność posturalną w grupie badanej
- Ocena wpływu wybranych bodźców akustycznych o poziomie natężenia 65 dB_{HL} i 80 dB_{HL} na stabilność posturalną osób z niedosłuchem przed protezowaniem i po zastosowaniu aparatów słuchowych

Materialy i metody: W badaniu wzięło udział 30 osób powyżej 60 roku życia, 17 kobiet i 13 mężczyzn. W ramach diagnostyki przeprowadzono komplet badań: otoskopia, audiometria tonalna, posturografia statyczna za pomocą platformy posturograficznej statycznej z wykorzystaniem dwóch akustycznych bodźców zakłócających. Wszystkie osoby badane miały średni niedosłuch odbiorczy powyżej 40 dB_{HL}. Osoby biorące udział w badaniu miały symetryczny obuustronny niedosłuch, w związku z powyższym były zaprotezowane obuusznie.

Wyniki: Na podstawie analizy przeprowadzonych badań w ramach pracy, w porównaniu z innymi publikacjami, nie zauważono istotnych różnic w wartościach parametrów posturograficznych po zaprotezowaniu aparatami słuchowymi pacjentów. Zauważono natomiast, że wiek, płeć oraz BMI mają wpływ na parametry posturograficzne. Stwierdzono, że wyżej wymienione zmienne w badaniu z oczami zamkniętymi powodują wzrost współczynnika regresji dla takich parametrów jak: dystans łączny, dystans przód-tył, średni dystans łączny i średnia prędkość, we wszystkich 6 wariantach badań.

Zauważono również pewne zależności, pomiędzy współczynnikami regresji wymienionych 4 parametrów dla zmiennej BMI podczas badania bez aparatów i z aparatami, a podawanym sygnałem. Jeśli podawano sygnał o poziomie natężenia 65 dB_{HL}, współczynnik regresji wzrastał. Natomiast podczas podawania bodźca o poziomie natężenia 80 dB_{HL} powyższy współczynnik regresji malał. Dzięki temu, można stwierdzić, że dla parametrów dystans łączny i dystans przód-tył, podanie

silniejszego bodźca zakłócającego (80 dB_{HL}) zarówno w sytuacji bez aparatów jak i z aparatami słuchowymi poprawia stabilizację.

Analizując zmienną wieku, zauważono, że po podaniu bodźca zakłócającego 65 dB_{HL} i 80 dB_{HL} przy oczach zamkniętych, wartość wyżej wymienionych współczynników regresji (poza średni dystans łączny, oczy zamknięte) malała. Można zatem przyjąć, że podanie bodźca zakłócającego poprawia stabilność posturalną, zarówno u pacjentów bez aparatów słuchowych jak i po zaprotezowaniu.

Stwierdzono także występowanie różnic zależnych od płci. Przy czym można wnioskować, że w tych samych warunkach stabilność posturalna mężczyzn jest gorsza. Również w tym przypadku zachowany jest powyżej opisany trend związany z działającym bodźcem akustycznym.

Wnioski:

1. Protezowanie słuchu nie powoduje natychmiastowej poprawy parametrów posturograficznych u osób ze średnim niedosłuchem odbiorczym w badanej grupie wiekowej
2. Wprowadzenie bodźca akustycznego powoduje poprawę stabilności posturalnej badanych, która jest zależna od BMI, wieku i płci
3. Analiza parametrów posturograficznych w badanej grupie wskazuje na istotną rolę zwiększenia świadomości u pacjentów niedosłyszających w zakresie profilaktyki upadków i zaburzeń równowagi i wprowadzenia badań posturograficznych jak standardowych

Słowa kluczowe: posturografia, niedosłuch, kompensacja niedosłuchu, aparaty słuchowe

8. Abstract

"Studies of the correlation between type and level of hearing loss and human postural stability"

Introduction: The equilibrium system consists of several sense organs simultaneously: the organ of sight; deep sensation organ and vestibular organ. Few studies mention that acoustic disturbances may influence the results of tests related to the assessment of patients' balance, or that it may depend on the size of the one's hearing loss.

Aim of the work:

- Indication of how hearing aids affect postural stability in the test group
- Assessment of the impact of selected acoustic stimuli with the intensity level of 65 dB_{HL} and 80 dB_{HL} on the postural stability of people with hearing loss before and after using hearing aids

Materials and methods: The study involved 30 people over 60 years of age, 17 women and 13 men. As part of the diagnosis, a complete set of tests was carried out: otoscopy, tonal audiometry, static posturography using a static posturographic platform and two disturbing acoustic stimuli. All tested cases had a moderate sensorineural hearing loss greater than 40 dB_{HL}. They had also symmetrical bilateral hearing loss, therefore all subjects were equipped with hearing aids for both ears.

Results: Based on the research conducted as a part of this study, compared to other publications, no significant differences were noticed in the values of posturographic parameters after equipping all subjects with hearing aids. However, it was noticed that age, gender and BMI had an influence on those parameters. It was determined that the above-mentioned variables cause an increase of parameters such as total distance, front-back distance, average total distance and average speed when the tested subjects performed the tests with closed eyes. This statement applies for all 6 performed tests. Some dependencies were also noticed between the regression coefficients of the 4 parameters mentioned for the variable BMI during the tests without and with hearing aids, and the stimuli. When a signal with an intensity level of 65 dB_{HL} was played, the regression coefficient was increased. The already mentioned regression coefficient decreased when the stimulus with the intensity level of 80 dB_{HL} was played. Due to this, it can be concluded that for the parameters total distance and anterior-posterior distance, a stronger disturbing stimulus (80 dB_{HL}) improves the postural stability for both situations, with and without hearing aids. When analyzing the age variable, it was noticed

that after playing the disturbing stimulus 65 dB_{HL} and 80 dB_{HL} to patients with closed eyes, the value of the above-mentioned regression coefficients (except the mean total distance, eyes closed) decreased. It can therefore be assumed that a disturbing stimulus improves postural stability for patients with and without hearing aids. There are also gender differences. It can be concluded that under the same conditions the postural stability of men is worse. In this case also, the above-described trend is maintained when a stimulus is played.

Conclusions:

1. Hearing aids do not immediately improve posturographic parameters of people with moderate sensorineural hearing loss in the studied group of people aged 60+
2. Acoustic stimuli improve the postural stability of the respondents, which depends on the BMI, age and gender
3. The analysis of posturographic parameters in the studied group indicates a significant role of increasing awareness in hearing impaired patients in the prevention of falls and balance disorders and the introduction of posturographic examinations as standard

Keywords: posturography, hearing loss, loss compensation, hearing aids

9. Bibliografia

1. Błaszczyk J., Czerwisz L., Stabilność posturalna w procesie starzenia, *Gerontologia Polska*, 2005,13(1), 25–36
2. Held-Ziółkowska M., Równowaga statyczna i dynamiczna ciała, Organizacja zmysłowa i biomechanika układu równowagi, *Magazyn Otorynolaryngologiczny*, 2006(2), 39-46
3. Prasher D., Al-Hajjaj H., Aylott S., Aksentijevic A., Effect of exposure to a mixture of solvents and noise on hearing and balance in aircraft maintenance workers, *Noise Heath.*, 2005, 7(29), 31-39
4. Pyda-Dulewicz A., Konopka W., Paweł Fedorowicz J., Pepaś R., Wpływ aktywności fizycznej na wyniki badań posturograficznych u osób zdrowych, *Otolaryngologia* 2017, 16(3), 125-130
5. Zajdel K., Latała B., Mosulska D., Użyteczność posturografii i prób kalorycznych w wybranych schorzeniach neurologicznych, *Przegląd Lekarski*, 2009, 66(11), 920-923
6. Fedorowicz J., Bielińska M., Olszewski J., Posturography studies in patients with central and mixed vertigo, *Otolaryngol Pol.*, 2018, 72(3),19-25
7. Jezierska A., Wpływ wybranych zakłóceń akustycznych na stabilność posturalną Praca magisterska, *Uniwersytet Medyczny*, Poznań 2016
8. Jurkojc J., Wodarski P., Bieniek A., Gzik M., Michnik R., Influence of changing frequency and various sceneries on stabilometric parameters and on the effect of adaptation in an immersive 3D virtual environment. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 2017, 19(3), 129-137
9. Majewska A., Kawałekiewicz W., Hojan-Jezierska D., Jezierska A., Kubisz L., The influence of the acoustic stimulus on postural stability, *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 2017, 19(2), 113-119
10. Pawlas K., Boroń M., Zachara J., Szłapa P.,Kozłowska A.,Będkowska K., Januszewska L., Markiewicz-Górka I., Kawalec A., Pawlas N., Comparative study of the effects of occupational exposure to infrasound and low frequency

noise with those of audible noise, *Medycyna Środowiskowa - Environmental Medicine* 2014,17(1), 41-51

11. Selmani Z., Ishizaki H., Pyykkö I., Can Low Frequency Sound Stimulation During Posturography Help Diagnosing Possible Perilymphatic Fistula in Patients With Sensorineural Hearing Loss and/or Vertigo? *Eur Arch Otorhinolaryngol*, 2004, 261(3),129-132.
12. Wang J., Junkuan W., Xinxia J., Influence on Vestibular Function Caused by Acute Low-Tone Sensorineural Hearing Loss, *Lin Chung Er Bi Yan Hou Tou Jing Wai Ke Za Zhi*, 2013, 27(1), 25-26, 30.
13. Baloh R.W., Spain S., Socotch T.M., Jacobson K.M., Bell T., Posturography and Balance Problems in Older People. Comparative Study, *J Am Geriatr Soc*, 1995 43(6), 638-644.
14. Horowitz G., Ungar O.J., Levit Y., Mordechai Himmelfarb, Ophir Handze The Impact of Conductive Hearing Loss on Balance, *Clin Otolaryngol.*, 2020, 45(1), 106-110
15. Janc M., Zamysłowska-Szmytke E., Śliwińska-Kowalska M., Nowe kierunki rozwoju badań posturografii , *Otorynolaryngologia*, 2017, 16(4), 150-155
16. Ramos M.A., Ramos de Miguel A., Rodriguez Montesdeoca I., Borkoski Barreiro S., Falcón González. J.C., Chronic Electrical Stimulation of the Otolith Organ: Preliminary Results in Humans With Bilateral Vestibulopathy and Sensorineural Hearing Loss, *Audiol Neurotol.*, 2020, 25(1-2), 79-90
17. Massukawa Oda D. T., Freitas Ganança C., Computerized dynamic posturography in the assessment of body balance in individuals with vestibular dysfunction, *Audiol Commun Res.*, 2015, 20(2), 89-95
18. Michnik R., Jurkojc J., Wdarski P., Gzik M., Jochymczyk-Woźniak K., Bieniek A., Wyznaczanie wpływu zaburzeń wizualnych na zdolność utrzymania równowagi, *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 2016, 18(1),25-33
19. Olchowik G., Tomaszewski M., Olejarz P., Warchoł J., Różańska-Boczula M., Maciejewski R., The human balance system and gender, *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 2015, 17(1), 69-74

20. Olejarz P., Olchowik G., Rola dynamicznej posturografii komputerowej w diagnostyce zaburzeń równowagi, *Otorynolaryngologia*, 2011, 10(3), 103-110
21. Hojan E., Protetyka słuchu, *Wydawnictwo Naukowe UAM*, 2014, 139-152, 439-480, 571-616, 515-570
22. Hojan E., Akustyka aparatów słuchowych, *Wydawnictwo Naukowe UAM*, 1997, 44-56
23. Przedziak B., Woźniewski M., Gieremek K., Janicki S., Wyroby medyczne. Zaopatrzenie indywidualne, *PZWL*, 2016, 24-30
24. Hojan E., Dopasowanie aparatów słuchowych, *Wydawnictwo Mediton*, 2009, 72-80
25. EuroStat [Internet]. 2015 [cited 2020 May 29]. Available from: <http://ec.europa.eu/eurostat>.
26. Lacerda CF., Silva L.O., de Tavares Canto R.S., Cheik N.C., Effects of hearing aids in the balance, quality of life and fear to fall in elderly people with sensorineural hearing loss, *Int Arch Otorhinolaryngol*, 2012,16(2), 156–62
27. Borsetto D., Corazzi V., Franchella S., Bianchini Ch.,Pelucchi S., Obholzer R., Soulby A.J., Amin N., Ciorba A., The Influence of Hearing Aids on Balance Control: A Systematic Review, *Audiology and Neurotology*, 2020, 44-53
28. Viljanen A, Kaprio J, Pyykkö I, Sorri M, Pajala S, Kauppinen M, et al. Hearing as a predictor of falls and postural balance in older female twins. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 2009, 64(2), 312–317
29. Rumalla K., Karim A.M., Hullar T.E., The effect of hearing aids on postural stability, *Laryngoscope*, 2015, 125(3), 720–7233
30. Garcia Sevilla M.A., Boleas-Aguirre M. S., Perez-Fernandez N., The Limits of Stability in Patients With Ménière's Disease, *Acta Otolaryngol.*, 2009 ,129(3), 281-288
31. Salvaterra C.F., Ganança M.M., Ganança F.F., Ganança C.F., Caovilla H.H., Balance Rehabilitation Unit (BRU) Posturography in Menière's Disease. *Braz J Otorhinolaryngol.*, 2010,76(5), 611-617

32. Berge J.E., Glad Nordahl S.H., Aarstad H.J., Goplen F.K., Hearing as an Independent Predictor of Postural Balance in 1075 Patients Evaluated for Dizziness, *Otolaryngol Head Neck Surg.*, 2019, 161(3), 478-484
33. Zmysłowska-Szmytke E., Śliwińska-Kowalska M., Działanie wybranych rozpuszczalników organicznych na narząd słuchu i układ równowagi, *Medycyna Pracy*, 2013, 64(1), 83–102
34. Marsh M.A., Zane R.S., Jenkin H.A., Vestibular Testing in Hearing Loss, *Otolaryngol Clin North Am.*, 1991, 24(2), 447-471
35. Rajtar-Zembaty A., Przewoźnik D., Bober-Płonka B., Starowicz-Filip A., Rajtar-Zembaty J., Nowak R., Przewłocki R., Application of the Trail Making Test in the assessment of cognitive flexibility in patients with speech disorders after ischaemic cerebral stroke, *Medycyna Środowiskowa - Environmental Medicine*, 2014, 17(1), 41-51
36. Walendziuk W., Measurement uncertainty analysis of the strain gauge based stabilographic platform, *Acta Mechanica et Automatica*, 2014, 8(2), 74-78
37. Chi-Te W., Kai-Min F., Yi-Ho Y., Po-Wen Ch., Vestibular-Evoked Myogenic Potential in the Prediction of Recovery From Acute Low-Tone Sensorineural Hearing Loss, *Ear and Hearing*, 2010, 31(2), 289-295
38. Spain S., Socotch T.M., Jacobson K.M., Bell T., Baloh R.W., Posturography and Balance Problems in Older People. Comparative Study, *J Am Geriatr Soc.*, 1995 43(6), 638-644
39. Ishizaki H, Pyykkö I., Selmani Z., Can Low Frequency Sound Stimulation During Posturography Help Diagnosing Possible Perilymphatic Fistula in Patients With Sensorineural Hearing Loss and/or Vertigo? *Eur Arch Otorhinolaryngol.*, 2004, 261(3), 129-132
40. Street V. A., Kallman J.C., Strombom, P.D., Bramhall N.F., Phillips J.O., Vestibular Function in Families With Inherited Autosomal Dominant Hearing Loss, *J Vestib Res.*, 2008, 18(1), 51-58
41. Ramos M. A., Rodriguez Montesdeoca I., Borkoski Barreiro S., Falcón González J.C., Chronic Electrical Stimulation of the Otolith Organ: Preliminary Results in

- Humans With Bilateral Vestibulopathy and Sensorineural Hearing Loss, *Audiol Neurotol.*, 2020, 25(1-2), 79-90
42. Horowitz G., Ungar O.J., Levit Y., Mordechai Himmelfarb, Ophir Handzel. The Impact of Conductive Hearing Loss on Balance, *Clin Otolaryngol.*, 2020, 45(1), 106-110
 43. Carpenter M. G., Campos J. L., The Effects of Hearing Loss on Balance: A Critical Review Author Information, *Ear and Hearing*, 2020, 41, 107-119
 44. Agmon M., Lavie L., Doumas M., The Association between Hearing Loss, Postural Control, and Mobility in Older Adults, *A Systematic Review Journal of the American Academy of Audiology*, 2017, 28 (6), 575–588
 45. Campos J., Ramkhalawansingh R., Pichora-Fuller K.M., Hearing, self-motion perception, mobility, and aging, *Hearing Research*, 2018, 369, 42–55
 46. Ibrahim I., da Silva S.D., Segal B., Zeitouni A., Postural stability: assessment of auditory input in normal hearing individuals and hearing aid users Published online: 30 Jun 2019, *Hearing Balance and Communication*, 2019, 17 (4), 280-287
 47. Ninomiya Ch., Hiraumi H., Yonemoto K., Sato H., Effect of hearing aids on body balance function in non-reverberant condition: A posturographic study, Published: October 13, 2021 <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0258590>
 48. McDaniel D.M., Moots S.D., Neeley R.A., Effect of Bilateral Hearing Aid Use on Balance in Experienced Adult Hearing Aid Users, *Am J Audiol.*, 2018, 27(1), 121-125
 49. Gao Y., Zhang Q., Yan J., Niu X., Sudden onset of static equilibrium dysfunction in patients receiving a cochlear implant, *Medicine*, 2017, 96(44), 8465
 50. Greters M. E., Moreira Bittar R.S., Schuster Grasel S., Oiticica J., Bento R.F., Hearing Performance as a Predictor of Postural Recovery in Cochlear Implant Users, *Braz J Otorhinolaryngol.* 2017, 83(1), 16-22
 51. McDaniel D. M., Sua Ibrahim I., da Silva S.D., Segal B., Zeitouni A., Effect of Cochlear Implant Surgery on Vestibular Function: Meta-Analysis Study, *J Otolaryngol Head Neck Surg.*, 2017, 46 (1), 44.
 52. Oikawa K., Kobayashu Y., Hiraumi H., Yonemoto K., Sato H., Body balance function of cochlear implant patients with and without sound conditions, *Clin Neurophysiol*, 2018, 129(10), 2112-2117

53. Kelly A., Zhaobo L., Shanna L., Fearghal T., Adams M., Toner J., Balance in Children Following Cochlear Implantation, *Cochlear Implants Int.*, 2018, 19(1), 22-25
54. Satish N., Gupta A., Nilakantan A., Mittal R., Dahiya R., Saini S., Prasad R., Vajpayee D., Impaired Vestibular Function After Cochlear Implantation in Children: Role of Static Posturography, *Indian J Otolaryngol Head Neck Surg.*, 2017, 69(2), 252-258
55. Olchowik W., The posturograph application in a dyslexia diagnosis, *Diagnostyka*, 2008, 4(48), 103-106
56. Yong M., Young E., Lea J., Foggin H., Zaia E., Kozak F.K., Westerberg B.D., Subjective and Objective Vestibular Changes That Occur Following Paediatric Cochlear Implantation: Systematic Review and Meta-Analysis, *J Otolaryngol Head Neck Surg.*, 2019, 22 48(1) 22
57. Sandler J. Fundamental Statistics in Psychology and Education (Book Review). *The International Journal of Psycho-Analysis* 1957, 38, 432.
58. Faraldo-Garcia A., Santos-Perez S., Crujeiras-Casais R., Labella-Caballero T., Soto-Varela A., Influence of age and gender in the sensory analysis of balance control, *Eur Arch Otorhinolaryngol.*, 2012, 269(2), 673-677
59. Rumalla K., Karim A.M., Hullar T.E., The Effect of Hearing Aids on Postural Stability, *Laryngoscope*, 2015, 125, 720–723, 2015
60. Negahbana H., Cheshmeh M.B., Nassadjc G., Effect of hearing aids on static balance function in elderly with hearing loss, *Gait Posture.*, 2017, 58, 126-129
61. Olchowik G., Tomaszewski M., Czwalik A., Tomaszewska M., The influence of bmi on postural stability of women in the period of early old age, *Rozprawy Społeczne/ Social Dissertations*, 2018, 12(4), 81-86
62. Riemanna B.L., Liningerb M., Kirklandc M.K., Petrizzod J., Age related changes in balance performance during self-selected and narrow stance testing, Multicenter Study, *Arch Gerontol Geiatr.*, 2018, 75, 65-69

63. Ernst A., Basta D., Auditory influence on postural control during stance tasks in different acoustic conditions, *Journal of vestibular research-equilibrium & orientation* 2019, 29 (6), 287-294
64. Olchowik G., Tomaszewski M., Olejarz P., Warchoń J., Różańska-Boczula M., Maciejewski R., The human balance system and gender, *Acta Bioeng Biomech.*, 2015, 17(1), 69-74

10. Spis rycin

Ryc. 1. Ubytki słuchu w poszczególnych grupach wiekowych (Phonak).....	9
Ryc. 2. Typ i lokalizacja ubytków słuchu.....	10
Ryc. 3. Otokopu Piccolight firmy KaWe.....	29
Ryc. 4. Audiometr diagnostyczny Madsen Itera II firmy Otometrics.....	30
Ryc. 5. Zdjęcia ochotników podczas badania posturograficznego.....	33
Ryc. 6. Podział na płeć grupy badanej – wyniki ankiety.....	36
Ryc. 7. Choroby współistniejące i urazy w grupie badanej – wyniki ankiety.....	37
Ryc. 8. Występowanie szumów usznych w grupie badanej – wyniki ankiety.....	37
Ryc. 9. Charakterystyka szumów usznych w grupie badanej – wyniki ankiety.....	38
Ryc. 10. Występowanie zawrotów głowy w grupie badanej – wyniki ankiety.....	38
Ryc. 11. Leki przyjmowane na stałe w grupie badanej – wyniki ankiety.....	39
Ryc. 12. Ekspozycja na hałas w grupie badanej – wyniki ankiety.....	39
Ryc. 13. Dominacja - prawo, leworęczność w grupie badanej – wyniki ankiety.....	40
Ryc. 14. Występowanie schorzeń kręgosłupa w grupie badanej – wyniki ankiety.....	40
Ryc. 15. Aktywność fizyczna w grupie badanej – wyniki ankiety.....	41
Ryc. 16. Głębokość niedosłuchu w grupie badanej – wyniki ankiety.....	41

11. Spis tabel

Tabela 1. Procedura badania posturograficznego osób niedosłyszących.....	33
Tabela 2. Średnie progi słyszenia dla przewodnictwa powietrznego grupy badanej..	42
Tabela 3. Zestawienie wartości UCL dla ucha prawego i lewego.....	43
Tabela 4. Wartości mierzonych parametrów posturograficznych, pacjent bez aparatów słuchowych.....	45
Tabela 5. Wrtości mierzonych parametrów posturograficznych, pacjent po dopasowaniu aparatów słuchowych.....	48
Tabela 6. Zestawienie wartości dla testu nieparametrycznego Friedmana dla parametrów posturograficznych stosowanych w rodzajach badań.....	51
Tabela 7. Zestawienie poziomów istotności statystycznych (test Wilcoxona) dla parametrów posturograficznych stosowanych w rodzajach badań w modelu oczu otwarte/oczu zamknięte.....	53
Tabela 8. Model regresji wielorakiej w badaniu bez aparatów i bez bodźca zakłócającego dla parametrów posturograficznych, w zależności od BMI, wieku oraz płci.....	54
Tabela 9. Model regresji wielorakiej w badaniu bez aparatów i z bodźcem zakłócającym 65 dB _{HL} dla parametrów posturograficznych, w zależności od BMI, wieku oraz płci.....	57
Tabela 10. Model regresji wielorakiej w badaniu bez aparatów i z bodźcem zakłócającym 80 dB _{HL} dla parametrów posturograficznych, w zależności od BMI, wieku oraz płci.....	60
Tabela 11. Model regresji wielorakiej w badaniu z aparatami i bez bodźca zakłócającego dla parametrów posturograficznych, w zależności od BMI, wieku oraz płci.....	63
Tabela 12. Model regresji wielorakiej w badaniu z aparatami i z bodźcem zakłócającym 65 dB _{HL} dla parametrów posturograficznych, w zależności od BMI, wieku oraz płci.....	67

Tabela 13. Model regresji wielorakiej w badaniu z aparatami i z bodźcem zakłócającym 80 dB _{HL} dla parametrów posturograficznych, w zależności od BMI, wieku oraz płci.....	70
Tabela 14. Wartości współczynnika korelacji R pomiędzy BMI, wiekiem, płcią, a badanym parametrem posturograficznym.....	74
Tabela 15. Zestawienie analizy współczynników regresji 4 parametrów posturograficznych, w 6 układach badanych w opcji oczy zamknięte.....	83

12. Aneksy

Załącznik 1

FORMULARZ ŚWIADOMEJ ZGODY PACJENTA/OCHOTNIKA

Poznań, dnia

Ja niżej podpisana/y

Wyrażam zgodę na udział w badaniach dotyczących oceny wpływu kompensacji niedosłuchu na stabilnością posturalną oraz na przetwarzanie moich danych osobowych związanych z udziałem w eksperymencie. Prowadzący udzieli wszelkich informacji na temat wykonywanych pomiarów i możliwości ich przerwania na każdym ich etapie.

.....

Czytelny podpis

Załącznik 2



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 858/18

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 2016r. 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. 845); Rozporządzenia Ministra Zdrowia z dnia 30 kwietnia 2004r. w sprawie zgłaszania niepożądanego ciężkiego niepożądanego działania produktu leczniczego (Dz. U. 2004 Nr 104, poz. 1108); Rozporządzenia Ministra Zdrowia z dnia 17 lutego 2004r. 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 badacza i sponsora (Dz. U. 2010, poz. 1290); Rozporządzenie Ministra Zdrowia z dnia 2 maja 2012r. w sprawie Dobrej Praktyki Klinicznej, Wyrobów Medycznych i Produktów Biologicznych (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 badania dokumentów przedkładanych w związku z badaniem klinicznym produktu leczniczego oraz w sprawie wysokości i sposobu wliczenia 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 06 września 2018 r.

rozpatrzyła wniosek dotyczący prowadzenia badań naukowych.

Kierownik projektu: prof. dr hab. Leszek Kubisz

Miejsce prowadzenia badań:

**Zakład Biofizyki, Katedra Biofizyki
Uniwersytetu Medycznego w Poznaniu**

Główny badacz: mgr Agata Jezierska

Członkowie zespołu

**badawczego: mgr Agata Jezierska
prof. dr hab. Leszek Kubisz**

Temat badań:

**„Badanie korelacji pomiędzy rodzajem i wielkością niedosłuchu a
stabilnością posturalną człowieka”.**

Komisja wydała uchwałę o pozytywnym zaopiniowaniu tego wniosku

**potwierdza się zgodność
z oryginałem**

**Sekretariat Komisji Bioetycznej
przy Uniwersytecie Medycznym
im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu**

**mgr inż. Barbara Undrych
tel. 61 854 62 51
e-mail: bundrych@ump.edu.pl**

Przewodniczący Komisji

prof. zw. dr hab. med. Paweł Chęciński

2018-09-12