

НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»

Факультет Електроніки

(повна назва інституту/факультету)

Кафедра Акустичних та Мультимедійних електронних систем

(повна назва кафедри)

«На правах рукопису»
УДК 534.75

«До захисту допущено»

Завідувач кафедри

С.А.Найда
(підпис) (ініціали, прізвище)

«12» 05 2020 р.

Магістерська дисертація

Зі спеціальності (спеціалізації) 171 - Електроніка
(код і назва спеціальності)

на тему: Моделювання звукопровідної системи середнього вуха людини в Comsol

Виконав (-ла): студент (-ка) 2-го курсу, групи ДГ-81 мн
(шифр групи)

Лозінський Владислав Валентинович
(прізвище, ім'я, по батькові)

В. Лозінський
(підпис)

Науковий керівник в.о.зав. каф. АМЕС, проф., д.т.н. Найда С.А.
(посада, науковий ступінь, вчене звання, прізвище та ініціали)

С.А.Найда
(підпис)

Рецензент в.о. зав. каф. ЕПС, проф., д.т.н. Ямненко Ю.С.
(посада, науковий ступінь, вчене звання, науковий ступінь, прізвище та ініціали)

Ю.С.Ямненко
(підпис)

Засвідчую, що у цій магістерській дисертації немає запозичень з праць інших авторів без відповідних посилань.

Студент В. Лозінський
(підпис)

Київ – 2020 року

Національний технічний університет України

**«Київський політехнічний інститут
імені Ігоря Сікорського»**

Інститут/факультет Факультет Електроніки
(повна назва)

Кафедра Акустичних та Мультимедійних електронних систем
(повна назва)

Рівень вищої освіти – другий (магістерський) за освітньо-професійною (освітньо-науковою) програмою

Спеціальність (спеціалізація) 171 - Електроніка
(код і назва)

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

С.А.Найда
(підпис) (ініціали, прізвище)

«12» 05 2020 р.

ЗАВДАННЯ

на магістерську дисертацію студенту
Лозінському Владиславу Валентиновичу
(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема дисертації Моделювання звукопровідної системи середнього вуха людини в Comsol

науковий керівник дисертації Найда С.А. професор, д.т.н.,
(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

затверджені наказом по університету від «17» березня 2020 р. № 887-с

2. Строк подання студентом дисертації 09 травня 2020 р.

3. Об'єкт дослідження процес передачі звукової енергії через звукопровідну систему середнього вуха людини

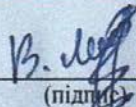
4. Предмет дослідження (Вихідні дані – для магістерської дисертації за освітньо-професійною програмою) звукопровідна система середнього вуха людини.

5. Перелік завдань, які потрібно розробити дослідити існуючі методи діагностики слуху людини, провести моделювання звукопровідної системи для здорового вуха та з використанням замітника, провести дослідження на основі ехо-спектрометра та порівняти отримані значення з результатами моделювання.
6. Перелік графічного (ілюстративного) матеріалу 1) Сучасні методи діагностики слухової системи людини; 2) Особливості моделювання механічних системи у прикладному пакеті Comsol; 3) Результати моделювання середнього вуха та його заміників; Порівняння результатів моделювання з експериментальними, що отримані за допомогою комп'ютерного вушного ехо-спектрометра; загальні висновки по роботі.
7. Орієнтовний перелік публікацій «Subjective Assessment of the Influence of Room Characteristics on Intelligibility of Noised Speech»
8. Дата видачі завдання 01.09.2018 р.

Календарний план

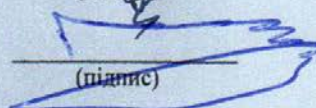
№ з/п	Назва етапів виконання магістерської дисертації	Строк виконання етапів магістерської дисертації	Примітка
1	Ознайомлення з основними методами дослідження слуху	02.09.2018 – 30.12.2018	
2	Моделювання звукопровідної системи обох типів	01.01.2019 – 30.12.2019	
3	Проведення досліджень з використанням ехо-спектрометра	01.01.2020 – 01.02.2020	
4	Підготовка матеріалів до друку та оформлення пояснювальної записки	02.02.2020 – 08.05.2020	
5	Підготовка та оформлення презентації для доповіді	18.05.2020	

Студент


(підпис)

В.В.Лозінський
(ініціали, прізвище)

Науковий керівник дисертації


(підпис)

С.А.Найда
(ініціали, прізвище)

РЕФЕРАТ

Обсяг дипломної роботи складає 92 сторінки, 26 таблиць, 48 рисунків та 21 літературне джерело.

Дослідження слухових властивостей слухової системи людини є актуальною проблемою сьогодення, адже здоровий слух це запорука нормального життя. Серед об'єктивних методів, таких як імпендасометрія, дослідження проводять з застосуванням пневмосистеми, що робить неможливим проведення процедури для немовлят.

Саме тому запропоновано дослідження на основі ехо-спектрометра, який є вдосконаленим об'єктивного методу без використання пневмосистеми та з простою процедурою вимірювань і обробки для розширення вікової групи та покращенням точності результатів.

При наявності великого спектру можливостей для діагностики слуху, майже нічого не відомо про акустичні характеристики звукопровідної системи людини, вже десятки років вчені займаються вивченням середнього вуха. Також широке застосування набуло використання протезів для реконструкції вуха при пошкодженнях його органів слуху. Проте сказати наскільки ці методи ефективні важко.

Тому ця робота присвячена моделюванню звукопровідної системи, замінника, порівнянням цих моделей та оцінці ефективності запропонованого методу діагностики слуху. Основною задачею є отримання коефіцієнту проходження, який дасть змогу відповісти на питання як саме себе поводить звукопровідна система та наскільки протези є ефективними для реконструкції слуху.

Ключові слова: *звукопровідна система, протез, імітаційна модель, ехо-спектрометр, частотна характеристика, коефіцієнт проходження.*

ABSTRACT

The volume of the thesis is 92 pages, 26 tables, 48 figures and 21 references.

The study of the auditory properties of the human auditory system is an urgent problem today, because healthy hearing is the key to a normal life. Among the objective methods, such as impedancemetry, research is performed using a pneumatic system, which makes it impossible to perform the procedure for infants.

That is why the study is based on an echo spectrometer, which is an improved objective method without the use of a pneumatic system and with a simple measurement and processing procedure to expand the age group and improve the accuracy of the results.

With a wide range of opportunities for the diagnosis of hearing, almost nothing is known about the acoustic characteristics of the human sound system, for decades, scientists have been studying the middle ear. The use of prostheses for the reconstruction of the ear in case of damage to its hearing organs has also become widely used. However, it is difficult to say how effective these methods are.

Therefore, this work is devoted to modeling the sound conduction system, substitute, comparing these models and evaluating the effectiveness of the proposed method of hearing diagnosis. The main task is to obtain the transmittance, which will answer the question of how the sound system behaves and how effective prostheses are for the reconstruction of hearing.

Keywords: *sound conduction system, prosthesis, simulation model, echo spectrometer, frequency response, coefficient of transmittance.*

ЗМІСТ

Вступ.....	8
1. Сучасні методи діагностики слухової системи людини	9
1.1. Суб'єктивні методи діагностики	10
1.2. Об'єктивні методи діагностики.....	14
1.3. Висновки.....	28
2. Особливості моделювання механічних систем у прикладному пакеті Comsol	29
2.1. Опис прикладного пакету Comsol Multyphysics.....	29
2.2. Опис механічних параметрів системи середнього вуха та її заміника	34
2.3. Висновки.....	37
3. Результати моделювання звукопровідної системи вуха та його заміника.....	38
3.1. Моделювання середнього вуха.....	38
3.2. Моделювання протезу.....	45
3.3. Висновки.....	53
4. Порівняння результатів моделювання з експериментальними, що отримані за допомогою комп'ютерного вушного ехо-спектрометра	54
4.1. Використання комп'ютерного вушного ехо-спектрометра та порівняння з результатами моделювання	54
4.2. Висновки.....	72
5. Розроблення стартап-проекту.....	73
5.1. Опис ідеї проекту	73

5.2. Технологічний аудит ідеї проекту.....	76
5.3. Аналіз ринкових можливостей запуску стартап-проекту	76
5.4. Розроблення ринкової стратегії проекту.....	83
5.5 Розроблення маркетингової програми стартап-проекту	85
5.6. Висновки.....	88
Висновки.....	89
Список використаної літератури.....	90

ВСТУП

Діагностика слухової системи людини дозволяє знаходити патології у людей на будь-яких стадіях захворювання, тому такі дослідження є невід'ємною частиною у медицині.

Впродовж останніх років було наведено ряд методів для проведення діагностики. Всі вони здатні знаходити патології та більшість з них мають високу надійність. Однак, достеменно невідомо як саме поводить себе звукопровідна система, чи дійсно результати досліджень відповідають дійсності. Також особливо популярна проблема відновлення слухових властивостей у тяжких випадках, коли слухові органи не підлягають лікуванню – саме тоді застосовують протезування. Наскільки ефективні такі протези в порівнянні зі здоровим вухом сказати важко, адже для цього потрібно дослідити звукопровідну систему здорового вуха, що досі не було зроблено.

Моя робота присвячена проведенню моделювання звукопровідної системи здорового вуха та протезу, оцінці ефективності таких замінників, а також оцінці доцільності діагностики слухової системи людини на прикладі комп'ютерного вушного ехо-спектрометра, адже застосування цього методу дає змогу отримати широкий спектр акустичних характеристик, одну з яких я і використав для оцінки.

РОЗДІЛ 1

СУЧАСНІ МЕТОДИ ДІАГНОСТИКИ СЛУХОВОЇ СИСТЕМИ ЛЮДИНИ

Світова статистика показує, що в середньому у 2-4% дорослого населення будь-якої промислово розвинутої країни є порушення слуху, при цьому у 1,5-2% має місце неадекватний слух, при якому значно ускладнене спілкування з оточуючими.

Також особливу роль відіграє визначення порушень роботи слухового апарату у дітей першого року життя. Вважається, що на 1000 фізіологічних пологів припадає 1 дитина з вираженим ступенем приглухуватості. Дані про поширеність слабких і середніх втрат слуху вимагають уточнення, що пов'язано з пізнім звертанням батьків дітей з даною патологією до фахівця, а також відсутністю настороженості лікарів-педіатрів (в 1/3 випадків слабкі і середні втрати слуху вперше виявляються у віці 3-7 років). Несвоєчасне виявлення порушень слуху у дітей першого року життя веде до розвитку глухонімоти і, як наслідок, до їх інвалідизації. За прогнозами ВООЗ в найближчому десятилітті в розвинених країнах чисельність населення з соціально значущими дефектами слуху зросте на 21%.

Важливе місце в загальному комплексі заходів по слуховій реабілітації займає визначення стану слухової функції і діагностика її порушень за допомогою приладів для дослідження слуху.

У наш час існує багато методів діагностики слухової системи людини. Найпоширеніша градація це поділ таких методів на суб'єктивні та об'єктивні. До суб'єктивних методів відносяться: реєстрація безумовно-рефлекторних реакцій дитини на різні звуки, дослідження слуху за допомогою камертонів, умовно-рефлекторна аудіометрія, тональна аудіометрія, мовленнєва аудіометрія та аудіометрія в ігровій формі. Особливо часто суб'єктивні методи діагностики використовують при дослідженні слухових властивостей дітей.

Серед об'єктивних сучасних методів діагностики слуху людини можна виділити застосування одно- або багаточастотної імпедансометрії, застосування ото акустичної емісії, застосування реєстрації слухових викликаних потенціалів, предметна імпедансна аудіометрія, об'єктивна комп'ютерна аудіометрія, безумовні та умовні реакції на звук та акустична рефлексометрія. Не можна не згадати про застосування комп'ютерного вушного ехо-спектрометра як один із методів об'єктивної оцінки відхилень слухової системи людини від норми. Про кожен з цих методів поговоримо детальніше.

1.1. Суб'єктивні методи діагностики

Реєстрація безумовно-рефлекторних реакцій дитини. Такий метод діагностики застосовується переважно для дітей віком до семи місяців. В деяких випадках цей спосіб застосовують старшим дітям якщо інші методики провести не має можливості. Безумовно рефлекторну аудіометрію реалізують за допомогою генераторів звуку, педіатричні ручні аудіометри, побутові предмети, які мають звучання та за допомогою шумних іграшок.

За тої чи іншої реакції на стимуляцію лікар відмічає наявність або відсутність безумовних рефлексів дитини на звук, серед яких виділяють:

- 1) Рефлекс Моро – характерне витягування рук та ніг дитиною, а потім підтягування їх до тіла
- 2) Кохлеопальпебральний рефлекс – стискання вік закритими очима або швидке змикання вік коли очі відкриті
- 3) Дихальний рефлекс – після глибокого вдихання триває п'яти-десяти секундна затримка дихання, після якої дихання знову нормалізується
- 4) Аурупальпебральний рефлекс Бехтерева – мигання та активність вік
- 5) Аурупупиральний рефлекс – розширення зразків

Безумовні рефлекси зникають у дитини приблизно через три-п'ять місяців після народження. Слід також зазначити, що результати безумовно-рефлекторної аудіометрії мають лише орієнтувальний характер.

Дослідження за допомогою камертонів. Такі дослідження дозволяють оцінити ступінь пошкодження слухових властивостей. Найбільшого поширення набули так звані методи Бінга та Федеріче [1]. Обидва досліди проходять за використанням камертону C_{128} . Дослід Бінга полягає в наступному: ніжку камертону розміщують за вушною раковиною. Після цього пацієнту по черзі відкривають та закривають зовнішній слуховий прохід. Якщо при закритому слуховому проході звук здається голоснішим, то така слухова система в нормі. Якщо звук сприймається однаково на обох етапах тестування, то такий тест показує наявні проблеми слуху. Дослід Федеріче дещо відрізняється від Бінга – слуховий прохід залишається відкритим, камертон розміщують у двох положеннях: спочатку на вушній раковині, а потім на так званому сосцевидному відростку. Якщо слухова система в нормі, то голосніше сигнал сприймається на вушній раковині, якщо пошкоджена – на сосцевидному відростку.

Є також інша методика проведення діагностики за використанням камертону: знову ж таки обирається камертон C_{128} , який розміщують на відстані від двох до трьох сантиметрів від вушної раковини і знаходять протяжність сприйняття звучанням пацієнтом даного сигналу. Після цього отриманий час порівнюють зі стандартами звучання і роблять висновки по слуховим властивостям пацієнта. Таке дослідження дає можливість приблизно оцінити ступінь пониження гостроти слуху. При захворюванні звукопровідних відділів знижується поверхнева провідність, проте при враженні звуко сприймаючого апарату можуть розвинути проблеми з кістковою і поверхневою провідністю одночасно.

Умовно-рефлекторна аудіометрія. Метод базується на реєстрації у вигляді повороту голови, а також очей при пред'явленні звуків у вільному полі або через головні телефони. Метод використовують, коли у дитини формується уміння локалізувати звуки в площині і достатньо розвинуті шийні м'язи.

Таку діагностику застосовують за допомогою аудіометра, двох гучномовців, які розташовані на відстані 75 сантиметрів зліва та справа від дитини, які пристосовані для демонстрації зображень. Спочатку подається достатньо гучний сигнал для того, щоб викликати орієнтовну реакцію, а саме рух голови або очей в напрямку поширення звуку. З невеликою затримкою подається зорове підкріплення, на основі якого у дитини формують реакцію на звук шляхом двох-трьох пред'явлень. При подальшому тестуванні зорове підкріплення вмикають тільки після потрібної реакції. Між представленнями звуку дитину відволікають за допомогою іграшок. Такий метод дає змогу оцінити стан слухової системи дитини на різних частотах.

Однак, у такого методу є декілька суттєвих недоліків, а саме:

- 1) Невелика ефективність при обстеженні дітей з неврологічними розладами
- 2) Неможливість визначити рівень враження слухової системи
- 3) Не дозволяє оцінити слух у кожному вусі при подачі звуку у вільному полі

Тональна аудіометрія. Метод являє собою дослідження, направлені на виявлення чутливості слуху до звуків різної частоти. Вимірювання проводять на частотах від 125 до 8000 Гц, за допомогою спеціального пристрою – аудіометра. Такий пристрій дає змогу визначити пороги чутності шляхом повітряною та кісткової провідності. Перевагою такого методу над використанням камертонів є помітна вища точність досліджень. Слід зазначити, що поріг чутності це найменша інтенсивність звуку за якої людина сприймає сигнал. За результатами будують графіки розподілення сигналу на смузі частот у вигляді кривої для кісткової та повітряної провідностей. В ідеалі вони повинні знаходитись на відстані не більше 10 дБ одна від одної. При цьому, залежно від результатів можна діагностувати різні типи порушення слуху:

- 1) Якщо різниця між двома кривими більша 10 дБ це вказує на виражену кондуктивну туговухість [2] – порушення слухових властивостей, при якому звукова хвиля на своєму шляху блокується ще до потрапляння до слухового нерву.
- 2) При порушенні звуко сприйняття підвищується поріг сприйняття кісткової та повітряної провідностей, при цьому відстань між кривими фактично відсутня. Така патологія має назву сенсоневральна туговухість [2].

Мовленнєва аудіометрія. Дане дослідження є основним при виявленні стану слуху зі сторони медико-соціальних проявів. Аналіз є обов'язковим для правильної корекції слуху. При здійсненні акуметрії аналізується зрозумілість попередньо збережених на носії тестових слів. Результати перевірки знадобляться для налаштування коректувальних апаратів та отримання максимально можливого рівня чіткості вимови[3]. Така процедура виражена в знаходженні порогових значень розбірливості мови. Під розбірністю мови розуміють відношення кількості правильних відповідей до загальної кількості прослуханий, виражених у відсотках, тобто так звана артикуляція. Такі дослідження проводять за допомогою спікера, який зачитує склади. Важливо відмітити, що приміщення повинне відповідати нормі, тобто має задовольняти акустичним параметрам, такі як реверберація, signal-noise ratio (SNR), тощо [4].

Аудіометрія в ігровій формі. Даний вид аудіометрії призначений для дітей. Дослідження відбуваються за допомогою спеціального обладнання, за допомогою якою подаються сигнали на різних частотах з подальшим сприйняттям даних сигналів у пацієнтів.

Як і в попередніх методах, кількісного та об'єктивного параметру для оцінки відхилень від норми цей спосіб не має.

1.2. Об'єктивні методи діагностики

Одно- або багато частотна імпедансометрія. Акустична імпедансометрія полягає в автоматизованому вимірюванні зміни акустичного адмітанса середнього вуха при зміні тиску повітря в закритому слуховому проході або при впливі звукового стимулу. Акустичний адмітанс це акустична провідність структур зовнішнього слухового проходу і середнього вуха, і відповідно акустичний імпеданс – їх акустичний опір.

Найбільшого розвитку в області імпедансометрії набули тимпанометрія та акустична рефлексометрія.

Тимпанометрія це реєстрація зміни акустичної провідності при зміні тиску в зовнішньому слуховому проході людини. Графічне зображення зміни провідності в залежності від тиску в зовнішньому слуховому проході має назву тимпанограма. Максимальна провідність в здоровому вусі досягається при однаковому тиску по обидва боки барабанної перетинки. Це демонструє резонанс тимпанограм, що знаходиться на нульовому тиску, тобто такому тиску, що рівний атмосферному. При підвищенні і зниженні тиску в слуховому проході провідність знижується рівномірно. Тимпанограма здорового вуха має форму літери «Λ» з чітко вираженою амплітудою та великою шириною. Форма і амплітуда тимпанограм змінюються при порушеннях середнього вуха, що характеризує тип тимпанограм[5] (рис. 1.1.).

Тимпанометрію можуть проводити як на одній, так і на декількох частотах. Вважається, що частота 500/668 Гц є найоптимальнішою з точки зору співвідношень щодо чутливості та завадостійкості. Хоча найпопулярнішою частотою для проведення експериментів є 220/226 Гц, така тимпанограма матиме недоліки щодо чутливості. Також популярною є частота в 1000 Гц, проте на ній часто можна побачити утворення додаткового піку в області максимуму. Зі збільшенням частоти також знижується чутливість запису, що робить експеримент не достатньо точним.

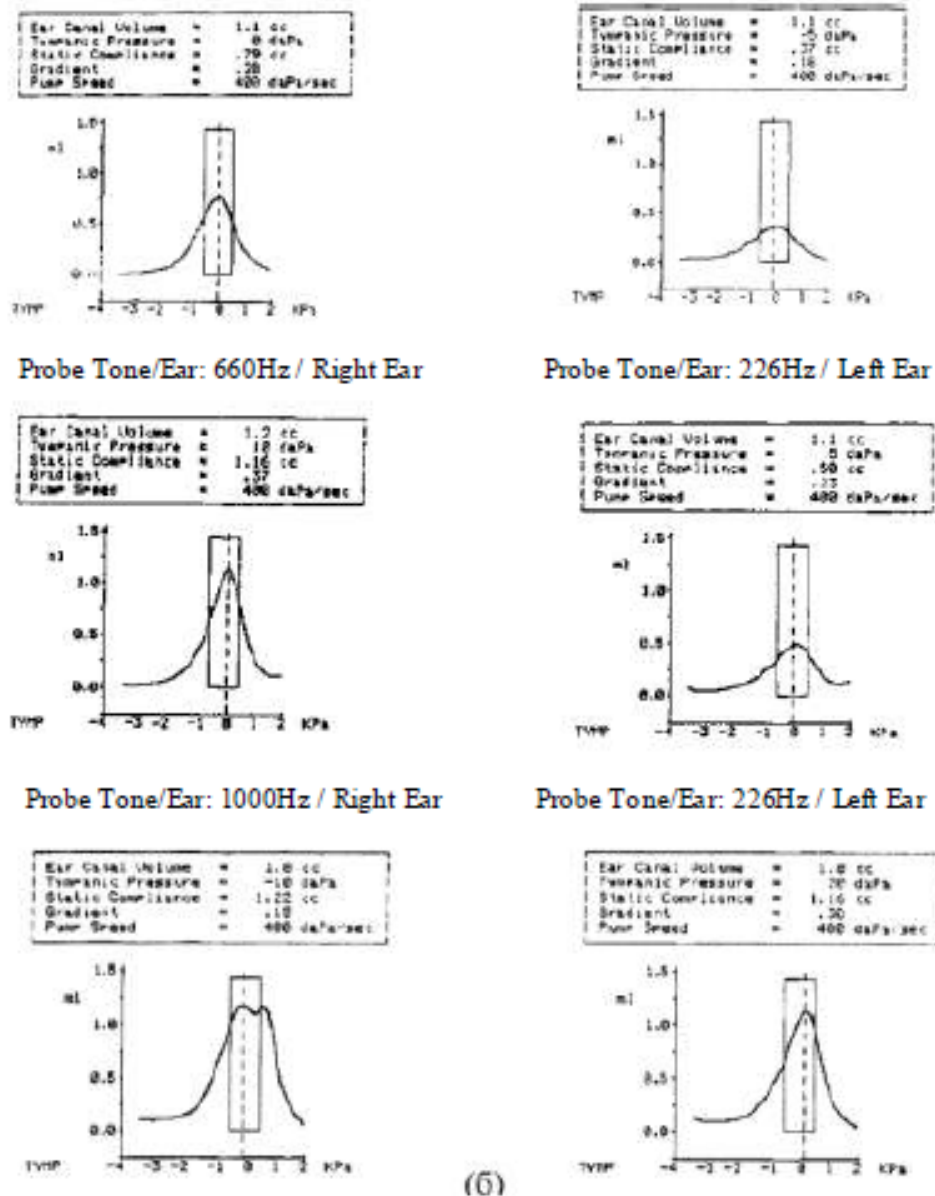


Рис. 1.1. Тимпанограми правого та лівого вуха, які отримано за використанням тимпанометра

Для чого тоді обирати частоту 220/226 Гц основною? Справа в тому, що процедура калібрування на такій частоті значно простіша за процедуру на інших частотах. Це пояснюється значенням імпедансу, яке на цій частоті близьке до значення обсягу повітря в замкненій порожнині.

Для дорослих людей адмітанс обумовлений жорсткістю, то ж використовують низькочастотний сигнал. Також слід зазначити, що дві основні

складові адмітансу, а саме маса і тертя практично не впливають на значення вимірювальної величини.

Зручною така частота виявилась і для реєстрації акустичного рефлексу. Акустичний імпеданс змінюється через скорочення м'язів стремінця, проте ці зміни дуже малі, тому їх можна не враховувати через фазовий зсув, який можна спостерігати в області резонансної частоти. Враховуючи те, що резонансна частота значно вище 226 Гц, такі фазові зсуви мінімальні.

Поріг акустичного рефлексу визначається інтенсивністю при якій можна спостерігати відгук. Отже, величина порогу акустичного рефлексу залежить від приладу, який використовують для реєстрації викликаних змін імпедансу. Також на значення порогу впливають і параметри акустичного зонду.

Також поріг акустичного рефлексу залежить від віку пацієнта, власне він знижується чим більший вік пацієнта. У людей з нормальним слухом поріг на широкосмуговий шум на 1-10 дБ менший, ніж на тональний. У хворих на сенсороневральну туговухість різниця в порогах на широкосмуговий шум та тональний сигнал менший і залежить від особливостей вуха пацієнтах[5].

Зараз з'явилися сучасні тимпанометри, які дозволяють проводити багато частотну тимпанометрію. Перевагами такої діагностики є:

- 1) Підвищена надійність при обстеженні новонароджених
- 2) Здатність диференціювати латеральну фіксацію ланцюга слухових кісточок та стремінця
- 3) Надання додаткової інформації про середнє вухо, а саме резонансну частоту

Проте, у такого дослідження також є декілька суттєвих недоліків:

- 1) Складність зчитування результатів
- 2) Відсутність нормативів для дітей
- 3) Достатньо великий діапазон щодо нормальних показників для резонансної частоти

- 4) Низька діагностична цінність досліджень у новонароджених
- 5) Обмежена кількість апаратури, що дозволяє проводити такі дослідження через її високу вартість

Коли говорять про одно частотну тимпанограму, найчастіше мають на увазі тимпанограму на частоті 226 Гц. Вище ми описували декілька переваг такої діагностики. Проте, варто зазначити ще декілька факторів, які впливають на вибір проведення досліджень саме на користь цього методу:

- 1) Швидка та проста процедура тестування
- 2) Помітно низька складність інтерпретації результатів
- 3) Спосіб дає високу гарантію знаходження захворювань вуха для дорослих та дітей віком від семи місяців
- 4) Здатність відрізнити тип захворювання, а саме наявність рідини в середньому вусі чи перфорацію барабанної перетинки

У нормі тимпанограми на частоті 226 Гц мають лише один пік. Зі зростанням частоти може утворюватися декілька пікових значень, що ускладнює процедуру обробки результатів. Глибокого розуміння закономірності отриманих результатів досягли група вчених Ванхьюз, Кретьєн і Ван Кемп. Вони вивчили криві з тимпанограм на частоті 675 Гц для нормальних випадків та випадків захворювання і розробили модель, що дає змогу передбачити форму тимпанограм залежно від типу захворювання. Пізніше таку модель перенесли на багато частотний тимпанометр (рис. 1.2).

Модель поділяє тимпанограми за кількістю пікових значень на тимпанограми суццепанта (B) і кондунсанта (G). При цьому при частоті 675 Гц можна отримати до чотирьох типів тимпанограм. Типи визначаються кількістю піків B і G тимпанограми.

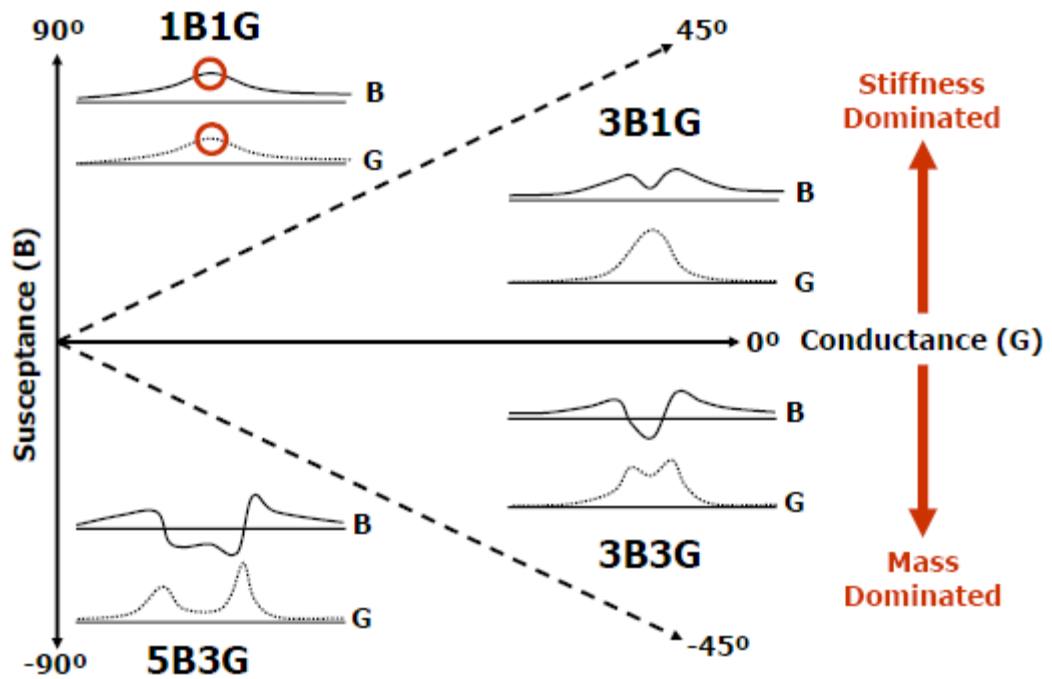


Рис.1.2. Модель, що дозволяє передбачити форму тимпаногам суццептанса і кондуктанса

Слід також окремо розглянути високочастотну тимпанометрію. В процесі росту в перші місяці В процесі росту в перші місяці життя в зовнішньому і середньому вусі новонародженого відбувається ряд змін, що впливають на механічні властивості вуха і це позначається на конфігурації тимпаногам.

На відміну від середнього вуха дорослих, яке на низьких частотах контролюється жорсткістю, середнє вуха немовлят керується масою, тому його резонансна частота нижче. Тому низькочастотна тимпанограма не дуже підходить, адже на ній можуть з'являтися додаткові зубці, криві набувають складної форми, що, безперечно, впливає на обробку результатів.

Через низьку резонансну частоту середнього вуха немовлят застосовують більш високі зондувальні тони, наприклад на частотах 660/678 Гц або 1000 Гц. Вважається, що частота 1000 Гц є оптимальною для новонароджених.

Рекомендується використовувати одночастотну або багато частотну тимпанометрію при будь-яких порушеннях слуху, причому для немовлят оптимально доповнити її дослідженнями слуховими викликаними потенціалами і

застосуванням акустичної емісії. Про особливості використання останнього методу поговоримо нижче.

Застосування ото акустичної емісії. Ото акустична емісія це звуковий сигнал, що приходить через спеціальний пристрій, після поданого у вухо імпульсу. Реєстрація відгуку відбувається майже миттєво після подачі звукового сигналу.

Дослідження D.T. Kemp і R. Chum показали, що енергія ото акустичної емісії може бути більше енергії стимулу, яка подається, і припустили, що це відбувається завдяки активному механізму в завитку внутрішнього вуха. Вважається, що здатність зовнішніх волосових клітин завитка скорочуватися приносить додаткову енергію в рух базальної мембрани, посилюючи, таким чином, ті звукові сигнали, що надходять. Тоді - ото акустична емісія є побічним продуктом активного процесу в завитку і - головне для практичної медицини, - може бути індикатором фізіологічного стану мембрани[6].

Ото акустична емісія буває випадкова та викликана. Принципова різниця в тому, що випадкова емісія може бути не зареєстрована, адже виникає без будь-якої стимуляції. Викликана ж емісія досягається під впливом спеціального пристрою, який приєднується до вуха людини.

Затримана викликана ото акустична емісія. Затримана викликана ото акустична емісія (ЗВОАЕ) являє собою акустичний сигнал, який реєструється в зовнішньому слуховому проході після пред'явлення ширококутового клацання. ЗВОАЕ – це звукові коливання різної частоти, які утворюються через 6-8мс після початку стимулу та тривають протягом 20-30мс [7].

Ширококутове клацання постає в якості стимулу, при чому відповідь – реєстрована ЗВОАЕ – володіє частотною-специфічною інформацією про стан равлика. Саме це забезпечується тонотопічною організацією равлика. В свою чергу використання швидкого перетворення Фур'є при опрацюванні відповіді

дозволяє розділити відгук на різні частотні смуги і таким чином виокремити відповіді від різноманітних частин равлика.

В мовленнєвому діапазоні частот від 1кГц до 4кГц реєструється ЗВОАЕ з найбільшою амплітудою. На частотах 6–7кГц можна зареєструвати затриману викликану ото акустичну емісію у новонароджених та маленьких дітей, а у більшості дорослих людей, які нормально чують ото акустична емісія на частотах більше 4кГц не реєструється або її амплітуда не перевищує 3дБ. Більше ніж на 10дБ амплітуда ЗВОАЕ у дітей перевищує амплітуду ЗВОАЕ, яка реєструється у дорослих. Крім того, амплітуда затриманої викликаної акустичної емісії менша у чоловіків при відведенні від лівого вуха.

Приклади реєстрації ЗВОАЕ наведені на Рис.1.3. В свою чергу (а), (б) затриманої викликаної ото акустичної відповідає нормі; (в), (г) ЗВОАЕ відсутня. (а), (в) – осцилограма відповіді : по осі ординат амплітуда відповіді в мПа, по осі абсцис час від початку стимулу в мсек; (б), (г) – частотний аналіз ЗВОАЕ (після перетворення Фур'є) : по осі абсцис частота в кГц, по осі ординат амплітуда відповіді в дБ УЗД.

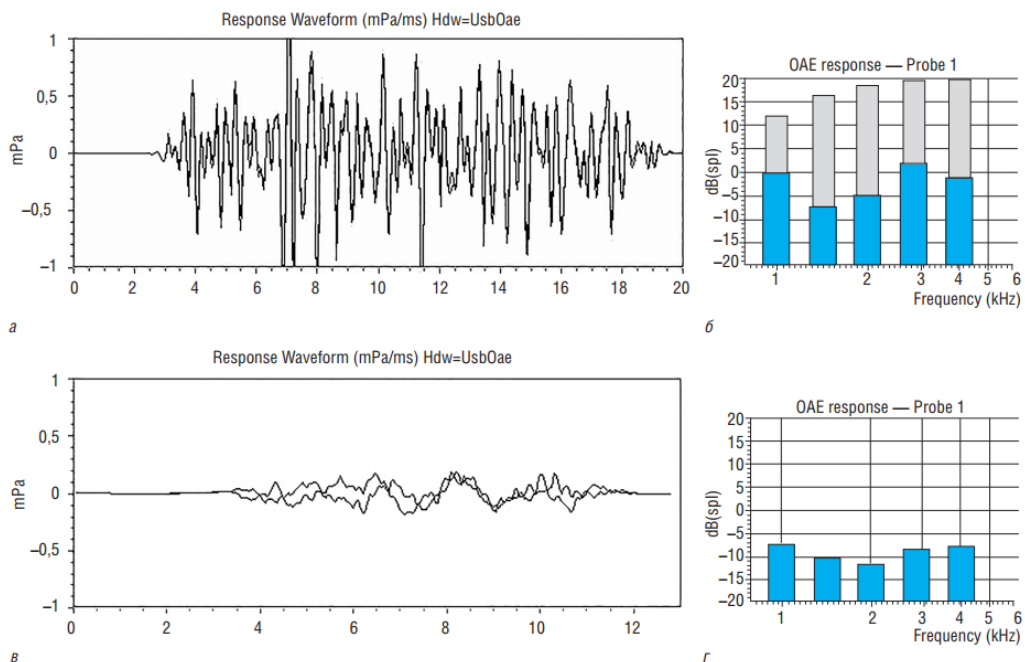


Рис.1.3. Приклад реєстрації ЗВОАЕ

Спонтанна ото акустична емісія. На даний час немає точної відповіді на питання про механізм генерації спонтанної ото акустичної емісії (СОАЕ). Лише існує гіпотеза, що СОАЕ генерується від невеликих структурних нерегулярностей у равлику, таких як, наприклад, четвертий додатковий ряд зовнішніх волосових клітин. У дорослих СОАЕ реєструється в частотному діапазоні від 1кГц до 2кГц в більшості випадків. А у новонароджених та малих дітей спонтанна ото акустична емісія реєструється в більш високому частотному діапазоні від 3 до 4 кГц. Вважається, що СОАЕ реєструється приблизно у 60% дорослих людей з нормальним слухом. При чому, частіше у жінок при відведенні з правого вуха реєструється спонтанна ото акустична емісія. У малюків та дітей дещо старшим віком СОАЕ присутня частіше, ніж у дорослих, та відрізняється великою кількістю реєстрованих піків більшої амплітуди СОАЕ. Збереження слухової чутливості підтверджується наявністю спонтанної ото акустичної емісії, принаймні, на частотах близьких до частоти, на якій реєструється СОАЕ.

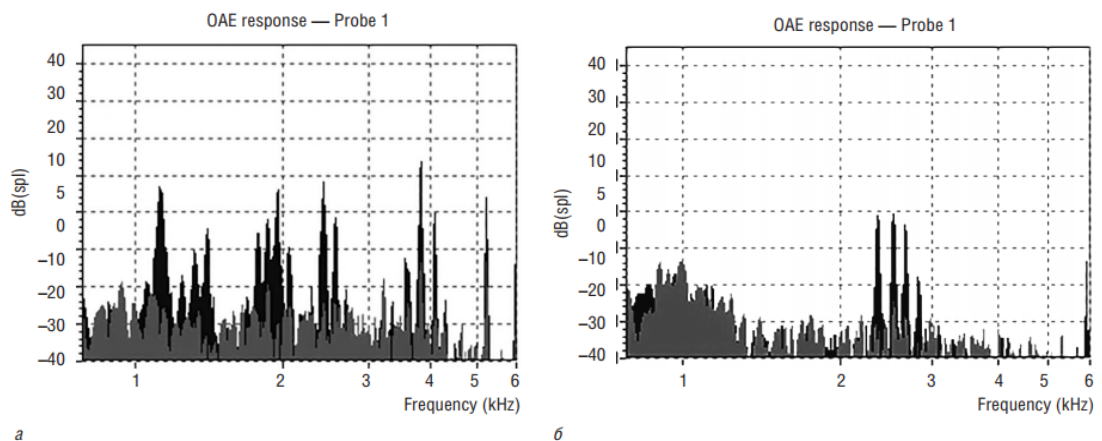


Рис.1.4. Приклад реєстрації СОАЕ

На Рис.1.4. наведено приклад реєстрації спонтанно ото акустичної емісії, де (а), (б) приклади зареєстрованої СОАЕ. По осі абсцис відкладена частота в кГц, по осі ординат амплітуда відповіді в дБ УЗД. Чорним кольором позначені піки спонтанної ото акустичної емісії, сірим кольором – фоновий шум.

Ото акустична емісія (ОАЕ) дуже чуттєва до стану зовнішнього та середнього вуха. Аномалії побудови, наявність сірчаних пробок в зовнішньому слуховому проході, отиту, тубоотиту та інших патологічних станах зовнішнього чи середнього вуха може призвести до відсутності ОАЕ.

Завдяки високій чутливості до кохлеарної патології реєстрація ото акустичної емісії набула широке застосування як у скринінгових, так і в діагностичних дослідженнях слуху. В клінічній практиці використовують методи реєстрації як затриманої викликаної ото акустичної емісії, так і ото акустичної емісії на частоті продукту спотворення. В складі комплексної батареї тестів застосування ото акустичної емісії дозволяють диференціювати сенсорну та неавральну форми туговухості, що дозволяє точно формулювати діагноз, на основі якого обирається подальша тактика лікування та реабілітація.

Застосовують ото акустичну емісію в програмах аудіологічних скринінгів новонароджених. Ото акустична емісія може бути зареєстрована уже в перші години життя малюка. Адже процедура реєстрації займає всього декілька хвилин.

Недоліки аудіологічного скринінгу з використанням ОАЕ:

- 1) висока залежність реєстрації ото акустичної емісії від функціонального стану звукопровідного апарату;
- 2) ото акустична емісія генерує зовнішні волоскові клітини і відображає мікро механічні процеси в органі Кортій і не дозволяє виявляти ретрокохлеарну патологію.

Ретрокохлеарна патологія рідко виявляється в популяції здорових новонароджених, як показує практика. Через вищенаведене твердження в поєднанні з економічними факторами роблять реєстрацію ОАЕ високо ефективним інструментом для загального аудіологічного скринінгу новонароджених в пологових будинках. Але при проведенні аудіологічних скринінгів у відділах патології новонароджених, при наявності у них

неврологічних розладів, – необхідно використовувати в якості скринінгового методу реєстрацію слухових викликаних потенціалів в поєднанні з ото акустичною емісією [7].

Таким чином, за допомогою ото акустичної емісії можна визначити наявність вад слуху у людей різної вікової групи, проте кількісного або об'єктивного параметру для діагностування слухових відхилень цей метод не має.

Застосування слухових викликаних потенціалів. Слухові викликані потенціали це коливання, які з'являються у вушній системі людини після подачі на нього певних звукових стимулів.

Суть методу КСВП полягає в їхньої реєстрації та обробці спеціальним медичним приладом (аналізатором) після подачі ззовні різного роду стимулів (звукових подразників). Це можуть бути короткі тональні посилення, а також широкопasmові клацання.

На підставі результатів діагностування роблять висновки про відхилення у функціонуванні структури акустичної системи. Так, різного роду периферичні порушення органу слуху проявляють себе у вигляді відсутності піків. Про появу невриноми та аналогічних пухлин сигналізує наявність тільки одного першого компонента і відсутність усіх інших. Про збій у роботі говорять й такі фактори як зменшення амплітуди, великі між пікові інтервали[8].

У відповідь на звукові збудження тривалістю до однієї мілі секунди виникають так звані коротко латентні слухові викликані потенціали КСВП, які можуть давати інформацію про роботу здатність провідних шляхів і підкоркового відділу слухового аналізатору.

У відповідь на протяжні звукові збудження отримують довго латентні слухові викликані потенціали, які можуть вказати на стан коркового відділу слухового аналізатору.

Як і в методі зі застосуванням ото акустичної емісії, цей метод також не має об'єктивного параметру для оцінки відхилень слухової системи від норми, проте цей метод дає змогу оцінити здатність слухової системи та локалізувати джерело ураження.

Об'єктивна комп'ютерна аудіометрія. Даний тип досліджень базується на реєстрації біоелектричних імпульсів, які поширюються в звукопровідному каналі і центральному відділі слухового аналізатора. Реєстрація таких імпульсів відбувається за допомогою електродів, які розташовані на поверхні черепа людини, таке дослідження ще має назву електроенцеелограма. Важливою відмінністю є те, що для дітей такий дослід проводять у стані сну, а для дорослих навпаки.

Предметна імпедансна аудіометрія. Проведення вище зазначених методів аудіометрії дає можливість дізнатись лише про не значні пошкодження барабанної перетинки, тоді як за допомогою цього методу можна отримати більш поглиблені результати. За допомогою цього методу можна дізнатись про порушення слуху у середньому вусі, наявності відхилень чи порушень цілісності слухового апарату людини.

Безумовні рефлекторні реакції на звук. Суть методу закладається в скороченні м'язової тканини у відповідь на звуковий збудник з високою інтенсивністю. Розрізняють соматичні та вегетативні реакції. При соматичній реакції характерне скорочення поперечної смугової м'язової тканини – людина здригується, також часто можна спостерігати закривання вік. Вегетативна реакція характерна скороченням гладкої мускулатури, що веде до розширення зіниці ока. Така реакція полягає в зміні тону су гладкої мускулатури стінки судин, що спричиняється через подачу звукового сигналу високої інтенсивності.

Умовні реакції на слух. Умовні реакції полягають у виробленні умовної рухомої реакції у дитини, яка спричиняється подачею звукового сигналу.

Вимірювання проводять за принципом спрацювання умовного рефлексу, коли на звуковий сигнал немовля відповідає реакцією у вигляді рухів.

Акустична рефлексометрія. Акустична рефлексометрія базується на реєстрації зміни чутливості звукової системи середнього вуха людини при скороченні стремінцевих м'язів. Стимуляторами для можливості реалізації акустичної рефлексометрії являються тональні та шумові сигнали, інтенсивність яких перевищують порогове значення. Надання акустичного стимулу в одне вуха супроводжується скороченням м'язів стремінця обох вух.

Пороги акустичного рефлексу м'язів стремінця при шумовій стимуляції на 15-20 дБ менші, ніж при тональній. Кількісна оцінка зміни акустичного імпедансу показала, що скорочення стремінцевих м'язів знижують передачу звуку в середньому вусі переважно на низьких частотах.

Розташовані в області середнього вуха м'язи виконують захисну функцію. При їх напруженні відбувається обмеження амплітуди руху слухових кісточок, що дозволяє захистити структуру внутрішнього вуха від ураження. У відповідь на звуковий збудник виникає рефлекторний імпульс, який веде до скорочення м'язів барабанної площини. Якщо поріг акустичного рефлексу перевищує індивідуальний поріг чутливості на 80 дБ, то такий рефлекс вважається нормальним. Таким чином, знайшовши величину акустичного рефлексу можна вирахувати індивідуальний поріг чутливості. Якщо слухова система має якісь ураження, то такий рефлекс буде відсутній на стороні враження.

Застосування комп'ютерного вушного ехо-спектрометра. Найбільш точним по своїй технічній сутності до ехо-спектрометра є спосіб дослідження середнього вуха, що застосовується в багато частотному імпедансметрі, що базується на акустичному впливі на вуха пацієнта безперервним сигналом 226 Гц 660 та 1000 Гц, вимірюванні залежності еквівалентного об'єму середнього вуха при герметично замкненому зовнішньому слуховому проході. Ідентифікація відхилень відбувається за допомогою тимпанограм[9].

Цьому способу притаманні декілька суттєвих недоліків:

1. Немає кількісного та об'єктивного параметру для оцінювання відхилень.
2. Герметизація слухового проходу унеможлиблює дослідження на немовлятах, адже їх барабанна перетинка не витримає деформації і це приведе до її безповоротного пошкодження.
3. Використовується безперервний сигнал, що не дає можливості чіткого виділення випромінюваного сигналу від вимірювального.
4. Один і той же тип тимпаногам можуть виявляти при різних захворювань
5. Ураження барабанної перетинки можуть маскувати медіальну розташовану патологію

Тому пропонується використання принципово нового методу діагностики відхилень за допомогою ехо-спектрометра. Новизна полягає в тому, що в якості параметрів середнього вуха вимірюють коефіцієнт відбивання звукового імпульсу від барабанної перетинки як функцію частоти, перетворюють його в безрозмірний параметр – фактор норми, який для нормального вуха дорівнює одиниці[10].

Дослідження слухових властивостей проходить наступним чином: формується сигнал у вигляді набору імпульсів в програмному середовищі, який випромінюють за допомогою телефону через акустичну частину та звукопровідну трубку, яку приєднано до акустичної частини, до вуха пацієнта.

Сигнал відбивається від барабанної перетинки і проходить по тому ж каналу, тільки потрапляє на вхід мікрофону. Далі сигнал проходить спектральну обробку та фіксуються всі його необхідні характеристики, такі як амплітуда та основна частота. Така процедура повторюється на смузі частот від 100 до 3500 Гц, в результаті є два масиви амплітудних значень. Далі знаходять коефіцієнт відбиття від барабанної перетинки (рис. 1.5). Отримавши дану характеристику

визначають резонансну частоту та застосовуючи ряд формул знаходять фактор норми A . Відхилення від нормального значення вказує на наявні патології в середньому вусі, при чому залежно від величини розбіжності та динаміки (в додатню чи від'ємну сторону) можна сказати які саме порушення має пацієнт.

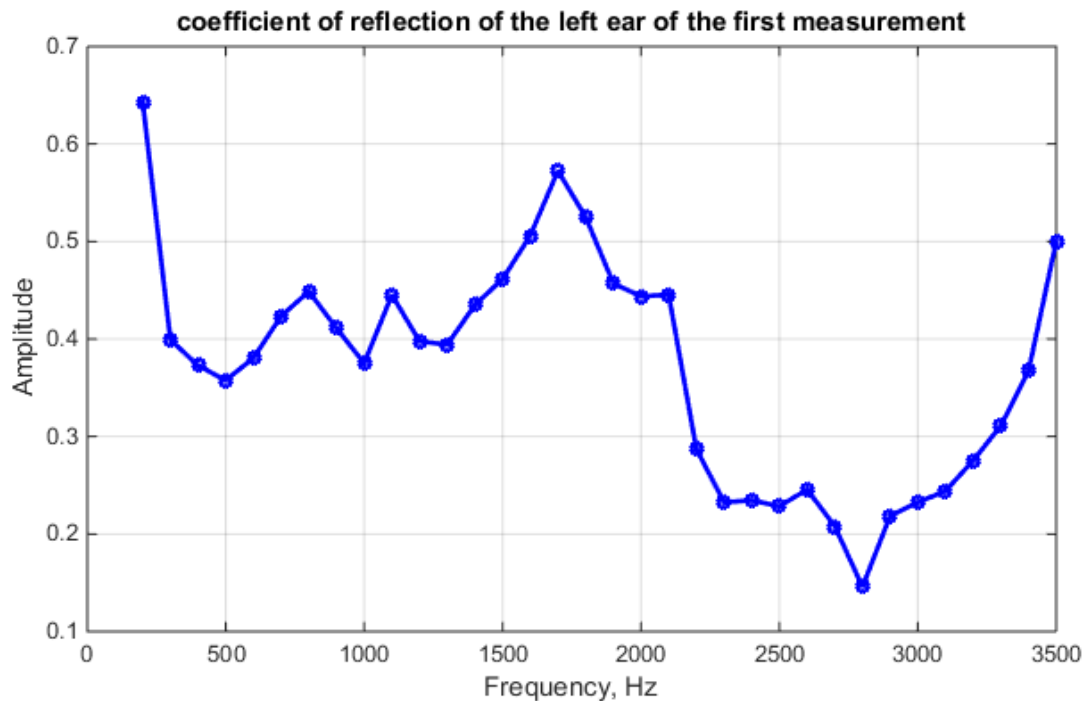


Рис. 1.5. Вигляд частотної характеристики коефіцієнту відбиття від барабанної перетинки пацієнта

Використання імпульсного сигналу дає можливість чіткого налаштування його акустичних параметрів, а саме його тривалості, частоти та кількості імпульсів. Використання імпульсного сигналу дає можливість чіткого виділення поданого сигналу (прямого) від вимірювального (ехо), що надає значну перевагу в обробці результатів. Проте цей метод має суттєвий недолік - висока чутливість до оточуючих шумів через не герметизацію слухового проходу, тому процедуру вимірювання необхідно проводити в повній тишині.

1.3. Висновки

Таким чином, можна зробити висновок, що наразі існує лише один спосіб, який може надавати об'єктивні параметри слухової здатності людей. Хоча інші методи теж можуть визначати наявність захворювання, проте вони мають такі недоліки як складність дослідження або обробку результатів, а також далеко не всі методи можуть проводити діагностику для немовлят, а дослідження слуху на наявність патологій у немовлят є важливою задачею. До того ж немалий вплив має людський фактор – лєвова доля методів базується саме на оцінці людини отриманих графіків чи результатів. Серед всіх методів можна виділити кілька, які мають найбільшу ефективність, а саме: тимпанометрія, ото акустична емісія та застосування комп'ютерного ехо-спектрометру.

РОЗДІЛ 2І

ОСОБЛИВОСТІ МОДЕЛЮВАННЯ МЕХАНІЧНИХ СИСТЕМ У ПРИКЛАДНОМУ ПАКЕТІ COMSOL

2.1. Опис прикладного пакету Comsol Multiphysics

Comsol Multiphysics – це інтегрована платформа для моделювання, яка включає в себе всі етапи: від створення геометрії, визначення властивостей матеріалів та опису фізичних явищ, до налаштування рішень і процесу пост обробки, що дозволяє отримувати точні результати. [10]

Моделювання в дані програмі дозволяє досліджувати в одному програмному середовищі різні аспекти електромагнетизму, акустики та всілякі процеси, які можна описати за допомогою диференційних рівнянь. Більше того, пакет Comsol дозволяє поєднувати декілька явищ в одному проекті.

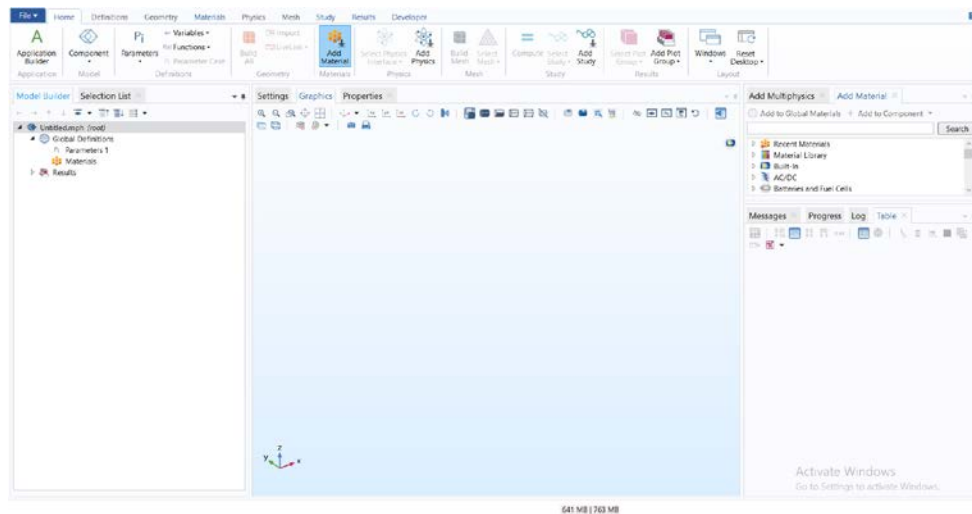


Рис. 2.1. Вигляд робочого вікна пакету Comsol

Базовий пакет складається з інструментів геометричного моделювання, що дає змогу створювати об'єкти будь-якої форми на основі твердих тіл, поверхонь та кривих. Кінцевий варіант об'єкту визначається послідовністю операцій, кожна з яких має вхідні параметри, що значно спрощує роботу та підвищує продуктивність досліджень.

Comsol Multiphysics включає в себе досить великий набір фізичних інтерфейсів, наприклад для опису твердих тіл чи акустики, яким ми будемо користуватись в цій роботі. Все це дозволяє обрати оптимальну модель вирішення потрібних задач.

Програма дозволяє легко імпортувати файли CAD та ECAD розширення за допомогою модулів імпорту даних CAD та імпорту даних ECAD відповідно. Ці модулі дозволяють змінювати геометрію імпортованої моделі і видаляти лишні деталі, якщо такі є. Моделі формату STL, які побудовані на основі поверхневих сіток можна також імпортувати і робити перетворення їх в геометричні об'єкти за допомогою базових команд на платформі Comsol. Імпорт відбувається так само, як і всі геометричні операції, в них можна використовувати вибірки та асоціативність при дослідженнях різного типу.

Також Comsol включає в себе так звані віртуальні операції, за допомогою яких можна виключити вплив ряду геометричних фактів на кінцеву сітку, а саме витягнутих і вузьких границь, що зашкоджують точності моделювання. На відміну від видалення деталей стандартним способом, віртуальні операції дають можливість залишити точність сітки на високому рівні.

Програмний пакет містить готові фізичні інтерфейси для моделювання різноманітних фізичних явищ, а також дуже поширених міждисциплінарних мультифізичних взаємодій. Фізичні інтерфейси – це спеціалізовані інтерфейси, які призначені для користувачів для окремої дослідної роботи, що дозволяють дуже точно управляти процесом моделювання того чи іншого об'єкту на всіх його етапах – від визначення початкових параметрів до аналізу результуючих даних.

Одразу ж після обраного інтерфейсу програма пропонує зробити вибір щодо типу досліджень з використанням базового чи просунутого вирішувача. Програма також може обрати найбільш вдалий варіант щодо дискретизації математичної моделі, конфігурацію вирішувача та налаштування візуалізації, які

підходять для досліджень обраних фізичних явищ та об'єктів. Дуже часто такі інтерфейси проходять процедуру поєднання, що дає змогу описувати процеси, які можуть містити в собі не одне явище.

Пакет Comsol володіє можливістю надавати користувачам інтерфейси для написання та створення власних математичних моделей на основі диференційних рівнянь. Програма дає можливість вносити свої рівняння в модель, компоувати їх та вносити правки, що дозволяє відтворити будь яку модель.

Comsol Multiphysics після обрання інтерфейсу дає змогу обрати декілька різних варіантів типів досліджень (чи аналізу). Наприклад, при дослідженнях механіки твердого тіла пакет пропонує декілька типів досліджень: стаціонарні, нестаціонарні та дослідження власних частот. Останній метод широко набув популярність саме в акустичній сфері. Можна сміливо варіювати типи досліджень для необхідних розрахунків. Більше того, пакет має можливість обирати процес рішення і моделі, які є складовими рішення задачі на кожному етапі. Рішення з попередніх етапів також можна розміщувати в наступні етапи в якості початкових даних.

Пакет дозволяє вирішувати задачі оптимізації і задачі зворотного типу, а також проводити оцінку всіх параметрів в тій чи іншій моделі. Comsol містить в собі багато різних алгоритмів оптимізації: градієнтні, без градієнтні та інші. Для розрахунку моделей за оцінкою параметрів творці передбачили метод зворотних квадратів та загальні методи оптимізації. [10]

Останні технології стали передумовою для створення спеціального інтерпретатора рівнянь, який надає найкращі ввідні дані для моделювання – повністю пов'язані між собою системи диференційних рівнянь приватних похідних для стаціонарних та інших типів досліджень. Системи рівнянь таких похідних проходять дискретизацію за допомогою задавання просторових координат методом кінцевих елементів. Деякі типи задач передбачають дискретизацію шляхом методу граничних елементів. Для просторових задач

найчастіше використовують так званий метод прямих, в якому простір дискретизують за використанням методу кінцевих елементів, після якого можна отримати систему диференціальних рівнянь. Ці рівняння вирішуються багатьма методами, програма сама підбирає оптимальний варіант вирішення задачі.

Стаціонарні та нестаціонарні задачі часто бувають нелінійного типу, тому після дискретизації таких задач отримують систему нелінійних рівнянь, розв'язують які за допомогою методу Ньютона. Цей метод дає можливість вирішувати нелінійні рівняння користуючись якобіаном та знайти рішення для будь-якої системи. Лінійні рівняння вирішуються за допомогою прямих або ітераційних вирішувачів. Прямі використовуються в задачах невеликого розміру, а ітераційні використовуються для вирішення великих систем рівнянь. Comsol забезпечує високу надійність та швидкість розрахунку таких задач.

Пакет налаштований так, що обраний інтерфейс сам підбирає оптимальний розв'язок задачі, проте ці налаштування можна змінювати, адже вони не задаються жорстко. Вирішувачі та інші розрахунки розподіляються на кластерних системах, які мають багато ядер, як тільки випадає така можливість. Це допомагає оптимізувати процес та суттєво скоротити час розрахунку. Такі методи можна застосовувати на всіх етапах обчислень.

Comsol має зручний набір інструментів для візуалізації отриманих результатів з високою наглядністю та ясністю. Можна користуватися вбудованими інструментами і відображати на графіках прикладні фізичні величини. Для цього потрібно ввести необхідні математичні вирази в програмний пакет. Comsol дозволяє візуалізувати практично будь-яку величину, яку отримано в результаті обчислень побудованої моделі.

Доступний набір інструментів дають змогу будувати графіки на поверхнях, зрізах, січних площинах, векторні графіки чи графіки ліній струму. Широкий набір інструментів пост обробки і роботи з різними даними дозволяє вираховувати всілякі вирази, такі як інтеграли та похідні. Програма дозволяє

знаходити максимальні, мінімальні середні та інтегровані значення будь-якої величини і похідних величин по об'єму, поверхнях, по кривій і конкретній точці.

Програма дозволяє експортувати дані і оброблювати їх, користуючись інструментами інших розробників. Чисельні результати можна експортувати в текстові файли .txt, .dat или .csv, а також в неструктурований формат. Використовуючи модуль LiveLink, можна експортувати результати в таблиці Excel формату .xlsx. Зображення можна експортувати в один з поширених форматів, а анімації – у файли форматом WebM або у вигляді GIF-анімацій Adobe Flash або файли AVI. Звіти у проектах по моделюванню можна експортувати у формат HTML (.htm, .html) або у формат Microsoft Word.

У багатьох організаціях невелика група фахівців з чисельного моделювання обслуговує набагато більше число колег, що займаються розробкою і виготовленням пристроїв або тих, хто вивчає фізичні явища і процеси. Щоб невелика група фахівців справлялася із запитами всіх своїх колег, програмний пакет COMSOL Multiphysics включає можливість розробки додатків для моделювання. Середовище розробки додатків дозволяє фахівцям з моделювання створювати інтуїтивно зрозумілі і спеціалізовані інтерфейси на основі комплексних розрахункових моделей загального призначення. Ми називаємо їх одними додатками.

Класична розрахункова модель може лежати в основі декількох різних додатків, в кожному з яких вхідні і вихідні дані будуть обмежені конкретною прикладною задачею. Додатки можна запускати в спеціально розробленому клієнта або веб-браузері. У них можна включити документацію для користувачів, перевірку та обмеження вхідних даних, а також готові форми звітів. Ви можете надати доступ до готових додатків з корпоративної мережі або через Інтернет проектним командам, виробничим відділам, операторам технологічного процесу, випробувальних лабораторій та клієнтам по всьому світу за допомогою інструменту управління додатками Comsol. [10]

2.2 Опис механічних параметрів системи середнього вуха та її замітника

За допомогою програмного пакету Comsol Multiphysics створено моделі середнього вуха та її замітника. Модель середнього вуха містить такі елементи як барабанна перетинка, молоточок, наковальня та стремінце (рис. 2.2.1.).

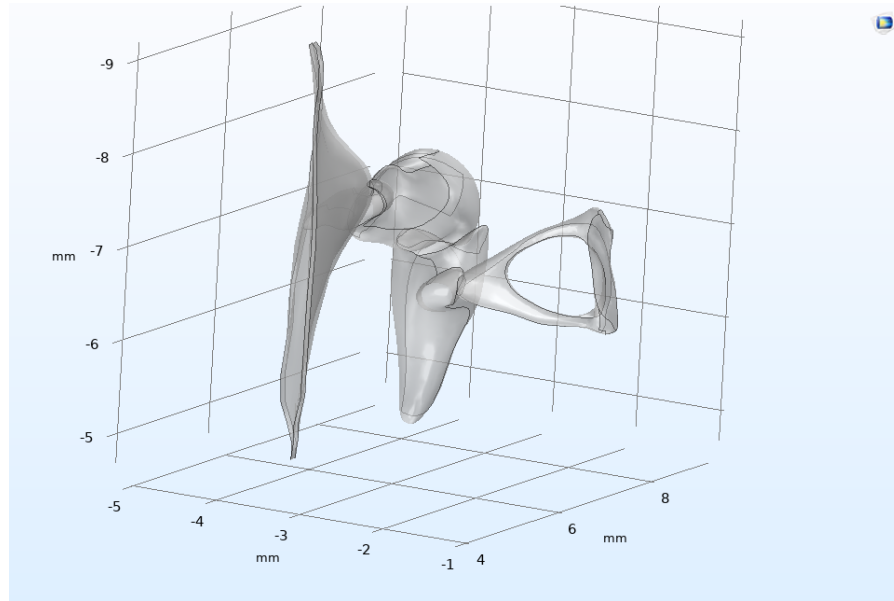


Рис. 2.2.1. Імітаційна модель середнього вуха

Важливо, щоб імітаційна модель відповідала фізичним засадам. Тому було враховано неперервність середовища, характер руху елементів, їх взаємодію між собою та їх розміри. Також були обрані механічні параметри, такі як густина елементів, модуль Юнга, коефіцієнт Пуассона. Механічні параметри системи середнього вуха наведені в таблиці 2.2.1.

Таблиця 2.2.1.

Елемент	Модуль Юнга	Щільність, $\text{кг}/\text{м}^3$	Коефіцієнт Пуассона, ν
Барабанна перетинка	$3,2 \cdot 10^7$	$1,2 \cdot 10^3$	0,3
Кісточки	$1,2 \cdot 10^{10}$	$2,2 \cdot 10^3$	0,3
Стремінце	$1,41 \cdot 10^{10}$	$2,55 \cdot 10^3$	0,3

Геометричні розміри барабанної перетинки	
Площа (м ²)	$70 \cdot 10^{-6}$
Глибина	$1,54 \cdot 10^{-3}$
Радіус (м)	$4,58 \cdot 10^{-3}$

Коли говорять про відновлення слухових властивостей людини, в залежності від тяжкості випадку недостатньо певної терапії і лікарі вдаються до хірургічного втручання. Якщо елементи середнього вуха (молоточок, наковальня та стремінце) пошкоджені, їх замінюють спеціальними замінниками. Протези можуть виступати заміною як для певної частини, так і для всієї (рис. 2.2.2) слухової системи середнього вуха.

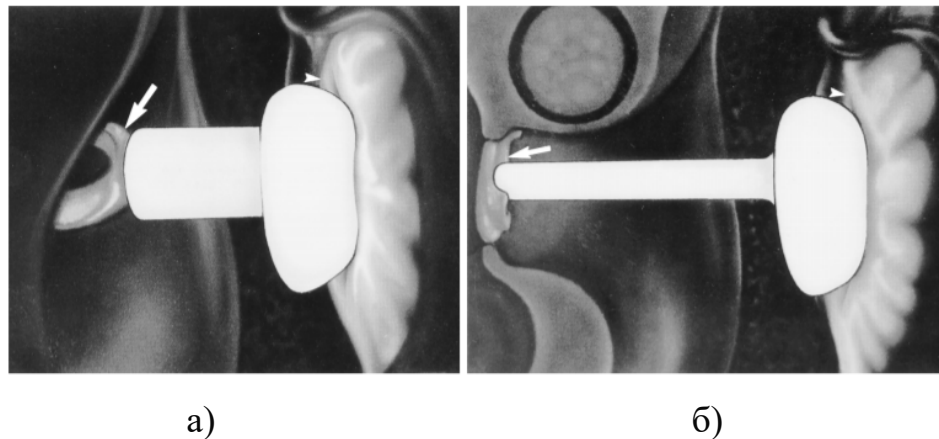


Рис 2.2.2. Приклад протезу. (а) Протез встановлений від барабанної перетинки до стремінця. (б) Протез встановлений від барабанної перетинки до овального вікна [11]

Окрім різноманітних особливостей щодо форми протезу та його функціональності, широкого спектру набули різновид матеріалів, з яких вироблюють замінники. Найбільш популярні тефлон, високомолекулярний поліетилен та політетрафторетилен.

У якості реконструйованого середнього вуха обрано варіант з відновленою з хрящів мембраною та спеціального замінника Т-форми, який жорстко прикріплюється до барабанної перетинки. Протез виконаний у вигляді циліндру

на круглій підставці (рис.2.2.3), матеріал виготовлення якого тефлон. В якості прототипу був обраний реальний замінник виготовлений фірмою BDA. Механічні та геометричні параметри наведено в таблиці 2.2.2.

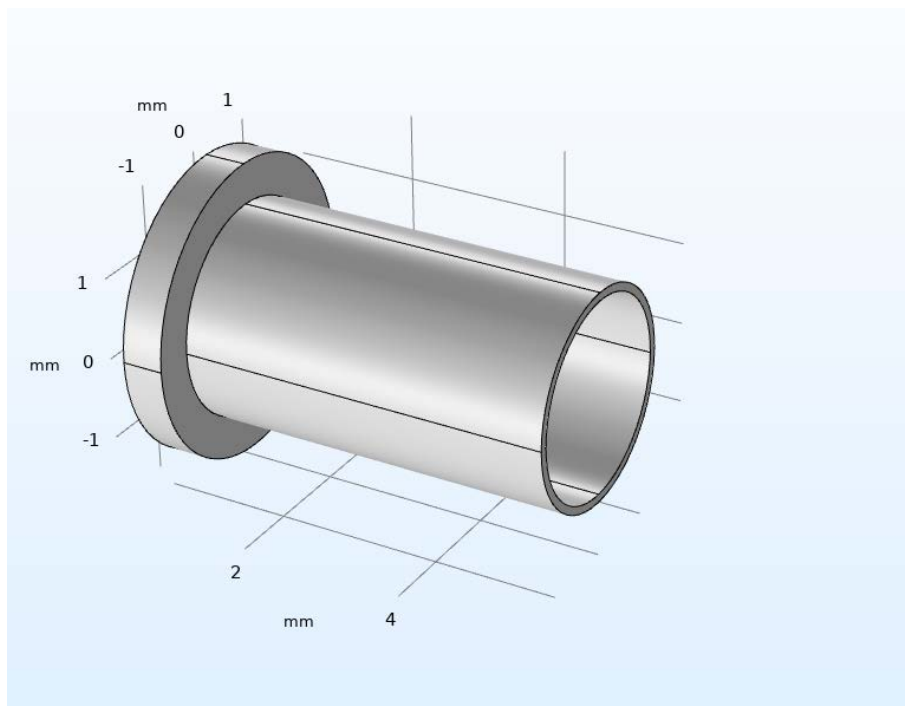


Рис. 2.2.3. Імітаційна модель протезу

Таблиця 2.2.2

Модуль Юнга, Па	Щільність, $\frac{\text{кг}}{\text{м}^3}$	Коефіцієнт Пуассона
$5,5 \cdot 10^9$	$0,92 \cdot 10^3$	0,6
Геометричні розміри		
Довжина, мм		Діаметр, мм
L = 5,5		D = 1,8 мм
l = 0,5		d = 1,3 мм

2.3. Висновки

Обраний програмний пакет дає змогу проводити імітаційне моделювання будь-якого об'єкту, має достатньо зручний та гнучкий інтерфейс а дотримання фізичних засад дасть змогу отримати результати, які будуть більше відповідати дійсності. Запропонована модель вуха відповідає дійсності, а модель замітника має широке практичне відображення. При чому важливо як найточніше вказати механічні параметри обох моделей задля забезпечення достовірності результатів.

РОЗДІЛ 3

РЕЗУЛЬТАТИ МОДЕЛЮВАННЯ ЗВУКОПРОВІДНОЇ СИСТЕМИ ВУХА ТА ЙОГО ЗАМІННИКА

В цьому розділі будуть проілюстровані результати моделювання середнього вуха та протеза в Comsol. Дослідження проводились в діапазоні частот 100 – 3500 Гц з кроком в 100 Гц.

3.1. Моделювання середнього вуха

На площину барабанної перетинки подано гармонічний сигнал з амплітудою 1 Па. Нижче наведено результати моделювання для середнього вуха людини.

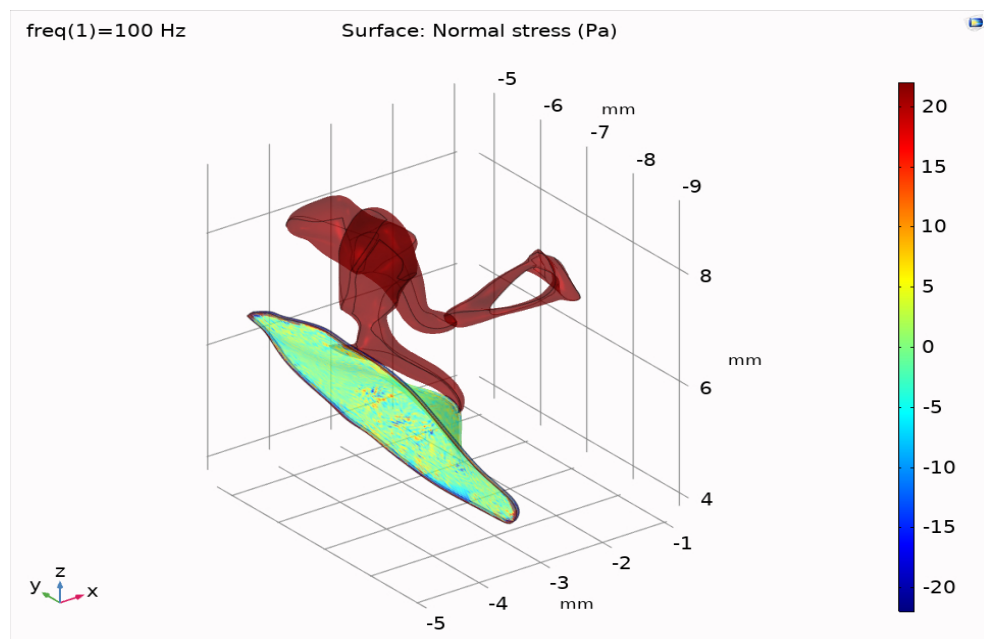


Рис. 3.1. Імітаційна модель середнього вуха. Частота вхідного сигналу 100 Гц
Коефіцієнт передачі – 19,34.

Значення звукового тиску побудовані в межах $[-22;22]$. Варто зазначити, що від'ємні значення тиску вказують на те, що рух в цій точці зворотній (тобто сигнал знаходиться в протифазі).

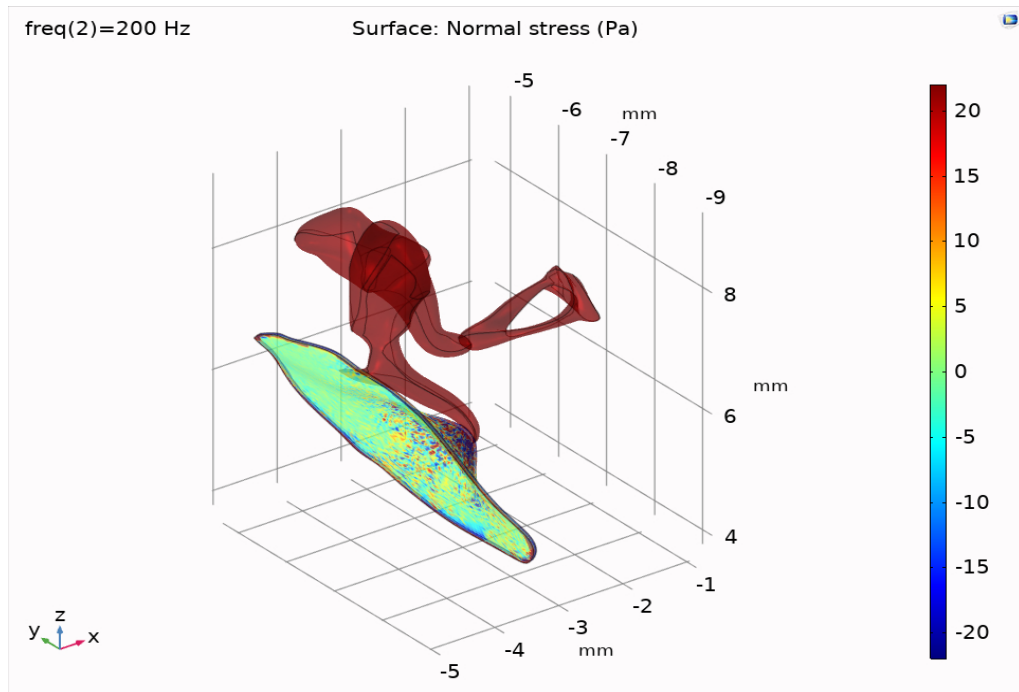


Рис. 3.2. Імітаційна модель середнього вуха. Частота вхідного сигналу 200 Гц
Коефіцієнт передачі – 20,26.

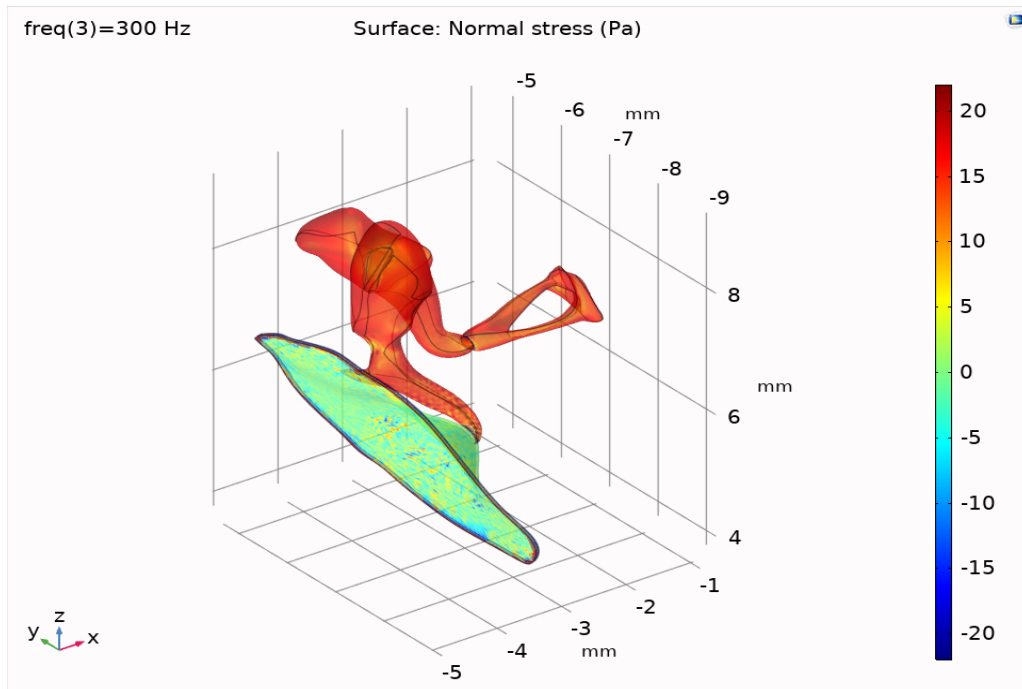


Рис. 3.3. Імітаційна модель середнього вуха. Частота вхідного сигналу 300 Гц
Коефіцієнт передачі – 18,565.

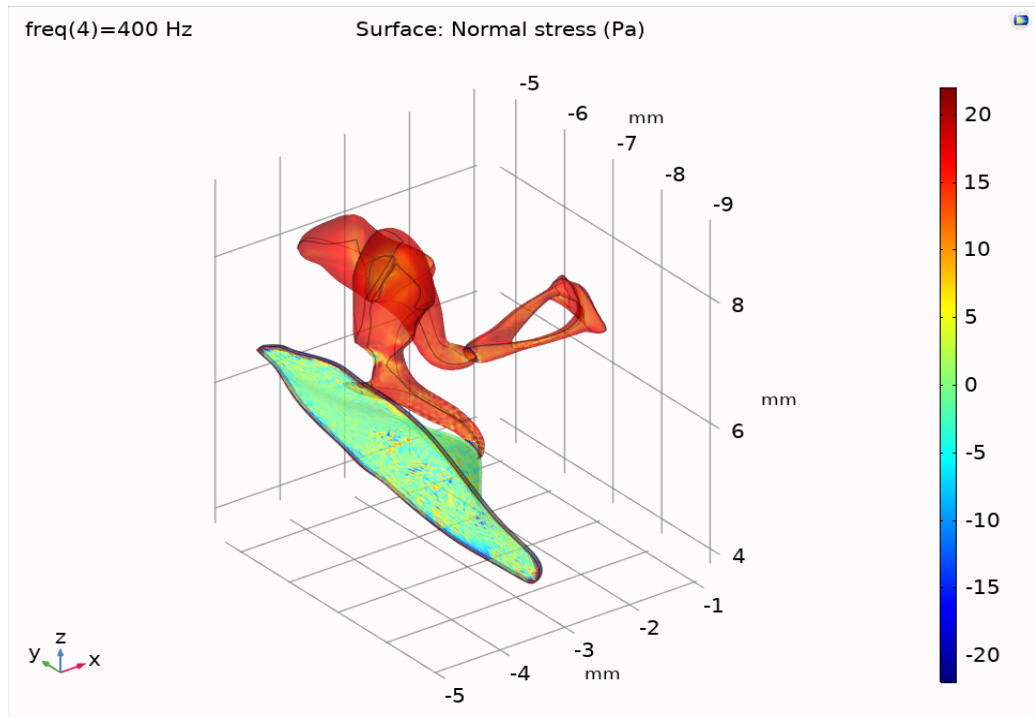


Рис. 3.4. Імітаційна модель середнього вуха. Частота вхідного сигналу 400 Гц
Коефіцієнт передачі – 19,413.

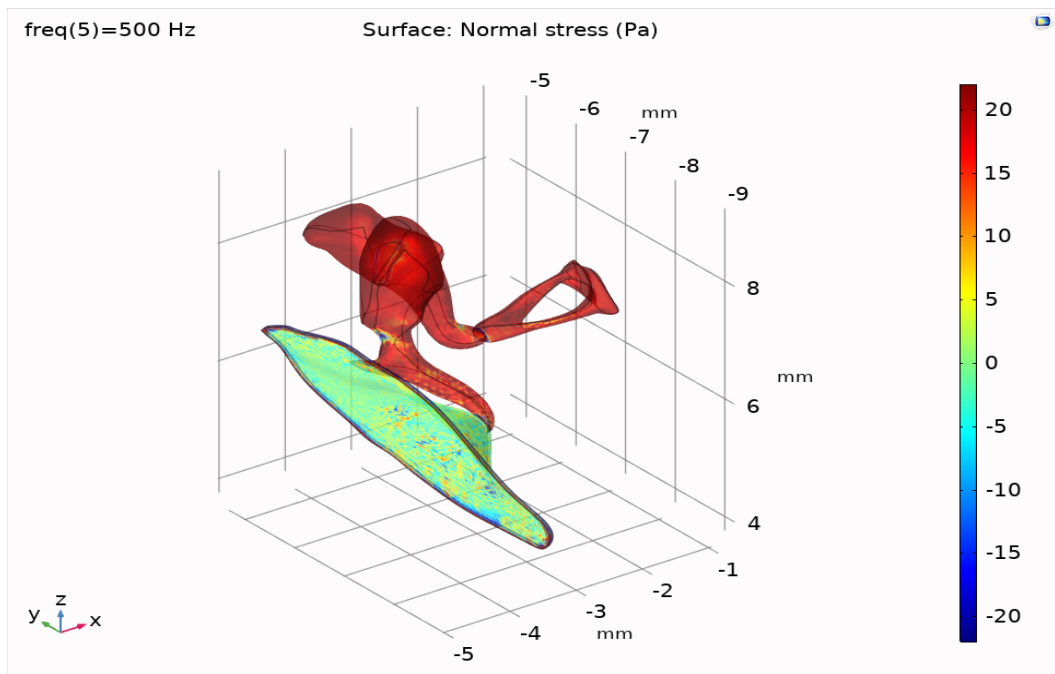


Рис. 3.5. Імітаційна модель середнього вуха. Частота вхідного сигналу 500 Гц
Коефіцієнт передачі – 21,55.

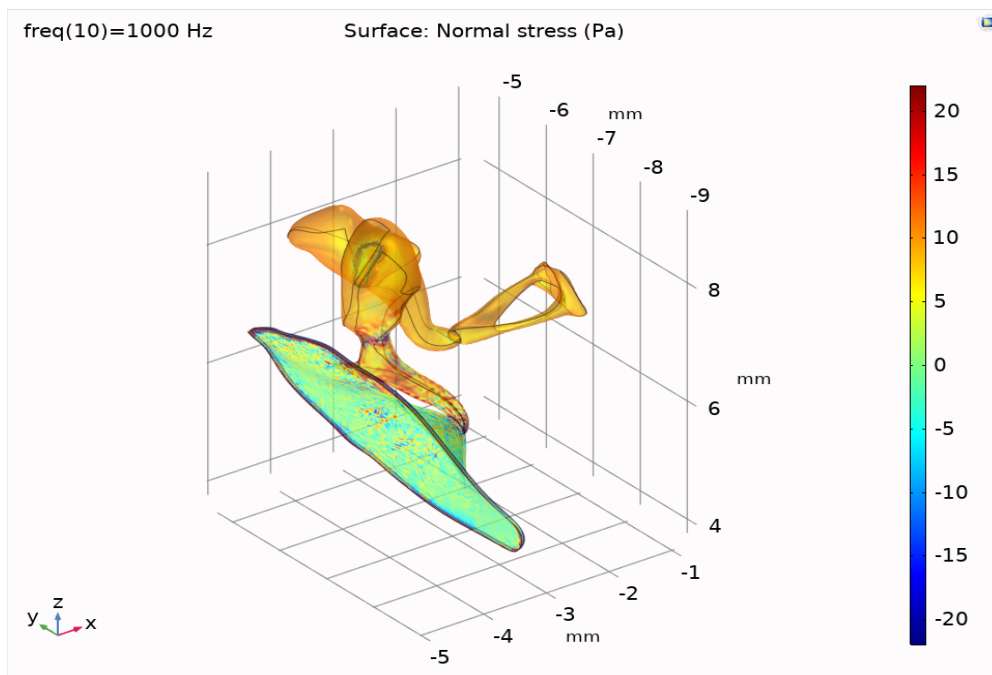


Рис. 3.6. Імітаційна модель середнього вуха. Частота вхідного сигналу 1000 Гц
 Коефіцієнт передачі – 12,41. На частоті 1000 Гц відбувається доволі цікава ситуація: значення коефіцієнту передачі суттєво знизилось. Варто відзначити, що вже на значенні 1100 Гц коефіцієнт був значно вищий:

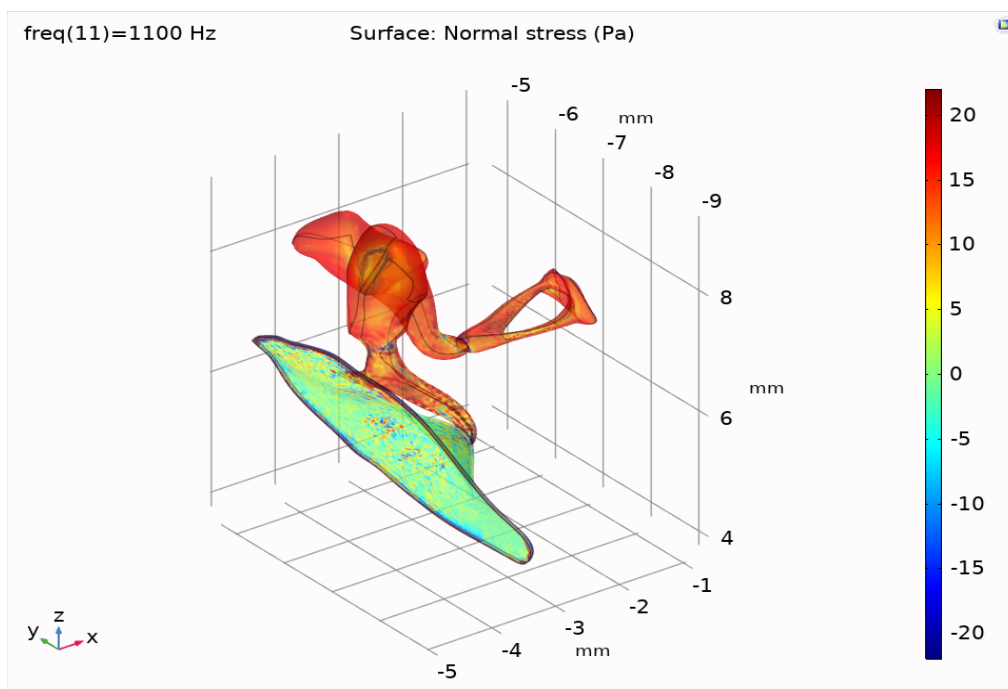


Рис. 3.7. Імітаційна модель середнього вуха. Частота вхідного сигналу 1100 Гц

Коефіцієнт передачі – 18,37.

Починаючи з частоти 2700 Гц, значення коефіцієнту проходження сигналу зменшилось і стало в районі 15-16:

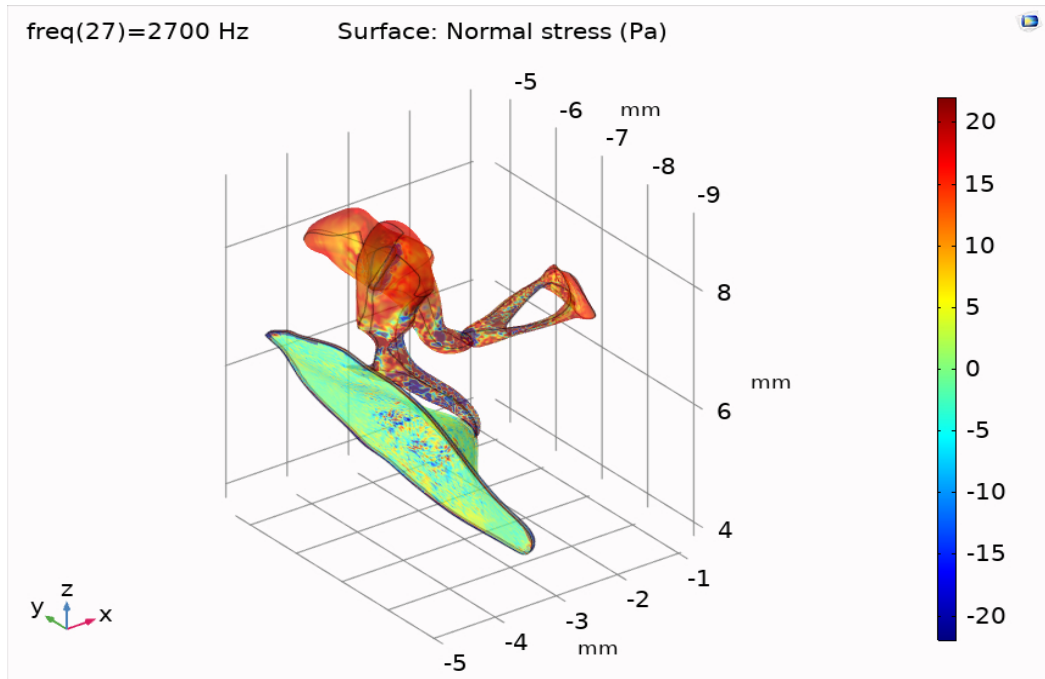


Рис. 3.8. Імітаційна модель середнього вуха. Частота вхідного сигналу 2700 Гц
Коефіцієнт передачі – 15,938.

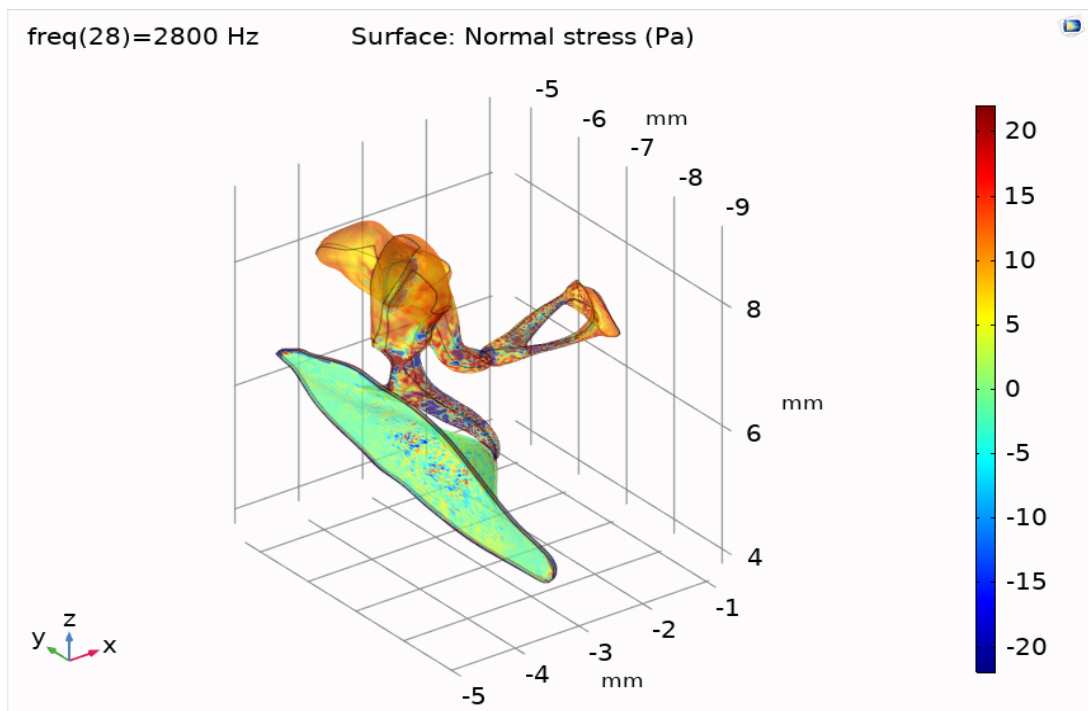


Рис. 3.8. Імітаційна модель середнього вуха. Частота вхідного сигналу 2800 Гц

Коефіцієнт передачі – 15,345. На частоті 3500 Гц значення коефіцієнту становить 13,265. До кінця не відомо, з чим пов'язаний такий помітний спад амплітуди сигналу на виході. Очевидно, що модель ще потребує доопрацювання.

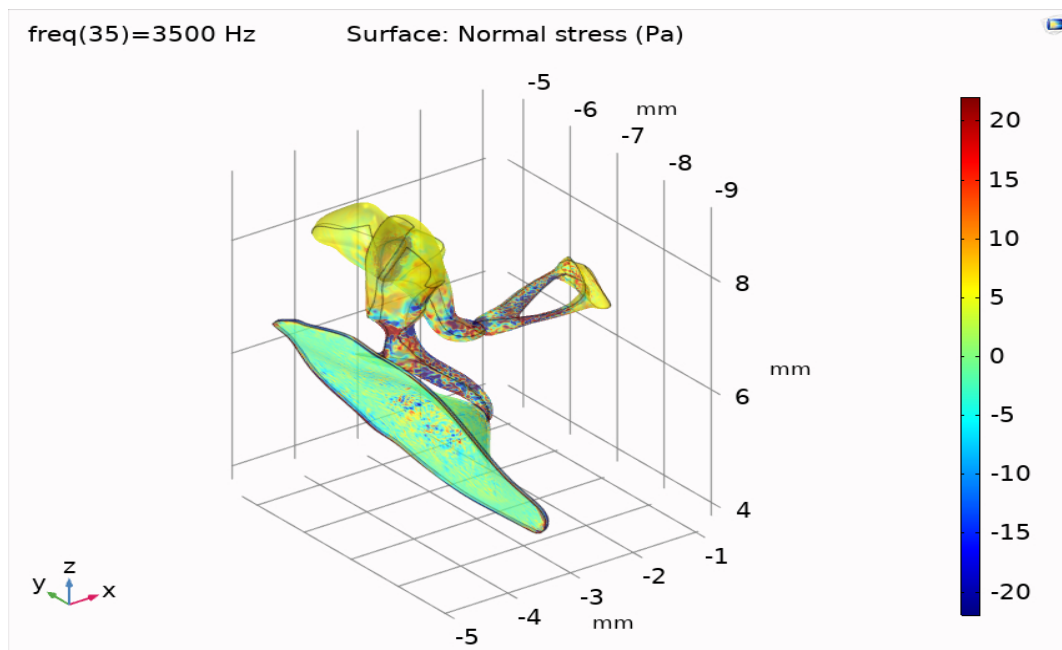


Рис. 3.9. Імітаційна модель середнього вуха. Частота вхідного сигналу 3500 Гц
Значення коефіцієнту на смузї частот наведені в таблиці 3.1.1:

Таблиця 3.1.1

Частота	Коеф
100	19,34
200	20,26
300	18,565
400	19,413
500	21,55
600	20,34
700	19,85
800	19,62
900	18,46
1000	12,41
1100	18,37
1200	19,52
1300	20,63
1400	21,37

1500	20,73
1600	20,12
1700	19,78
1800	19,435
1900	19,61
2000	18,72
2100	19,35
2200	19,26
2300	18,74
2400	18,35
2500	18,62
2600	18,07
2700	15,938
2800	15,345
2900	16,03
3000	17,13
3100	16,89
3200	15,43
3300	14,89
3400	15,31
3500	13,265

Маючи значення коефіцієнту передачі сигналу на смузі частот можна побудувати його амплітудну частотну характеристику:

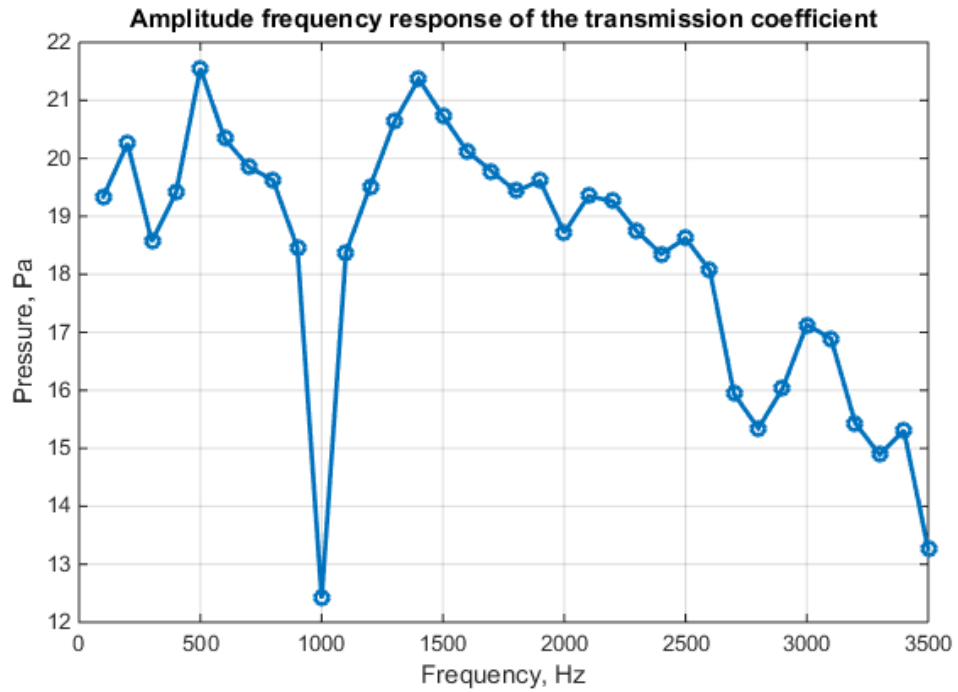


Рис. 3.10. АЧХ коефіцієнту передачі сигналу для середнього вуха

3.2. Моделювання протезу

Для зручності порівняння моделювання проводилось в діапазоні частот 100–3500 Гц з кроком 100 Гц. Як і в попередньому випадку, на вхід подавали гармонічний сигнал з амплітудою 1 Па.

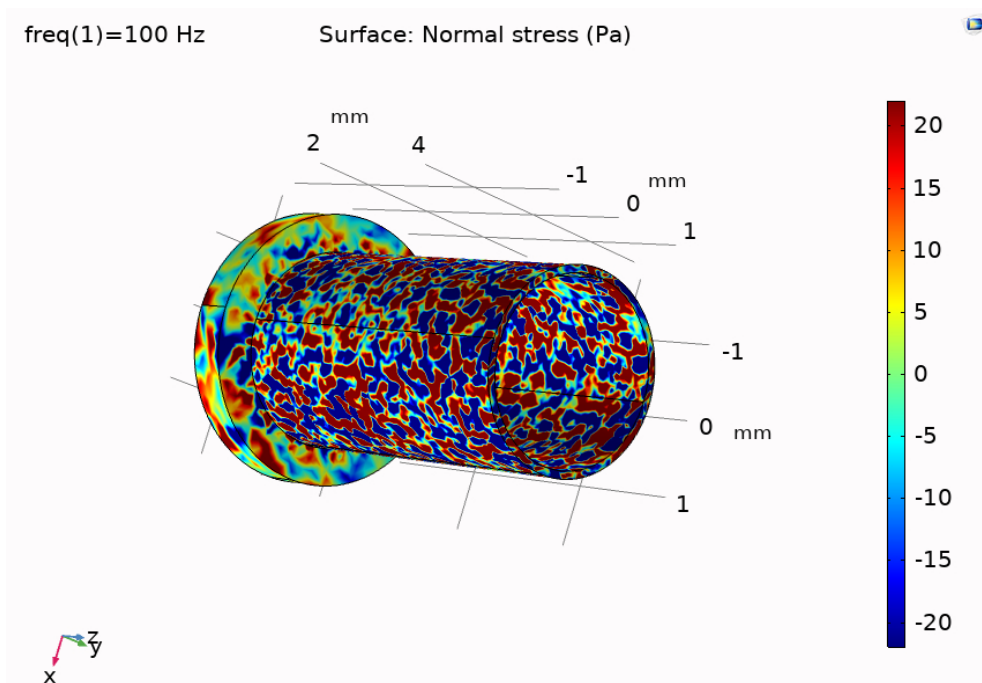


Рис. 3.11. Імітаційна модель замінника. Частота вхідного сигналу 100 Гц
Коефіцієнт передачі 18,53.

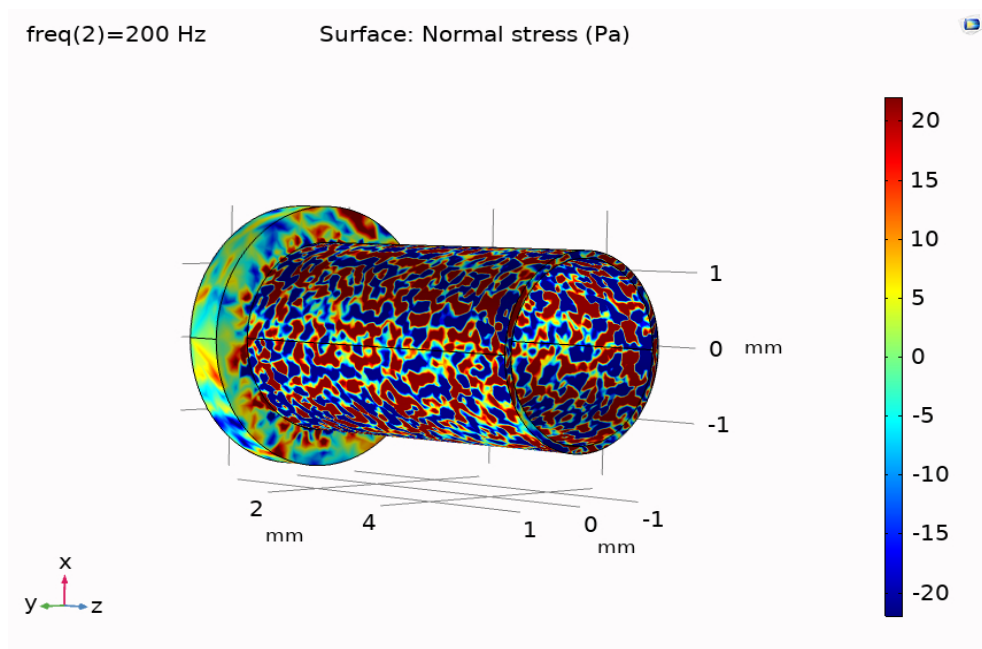


Рис. 3.12. Імітаційна модель замінника. Частота вхідного сигналу 200 Гц
Коефіцієнт передачі 18,24. Для наглядності будемо наводити графіки на тих же частотах, що і для середнього вуха.

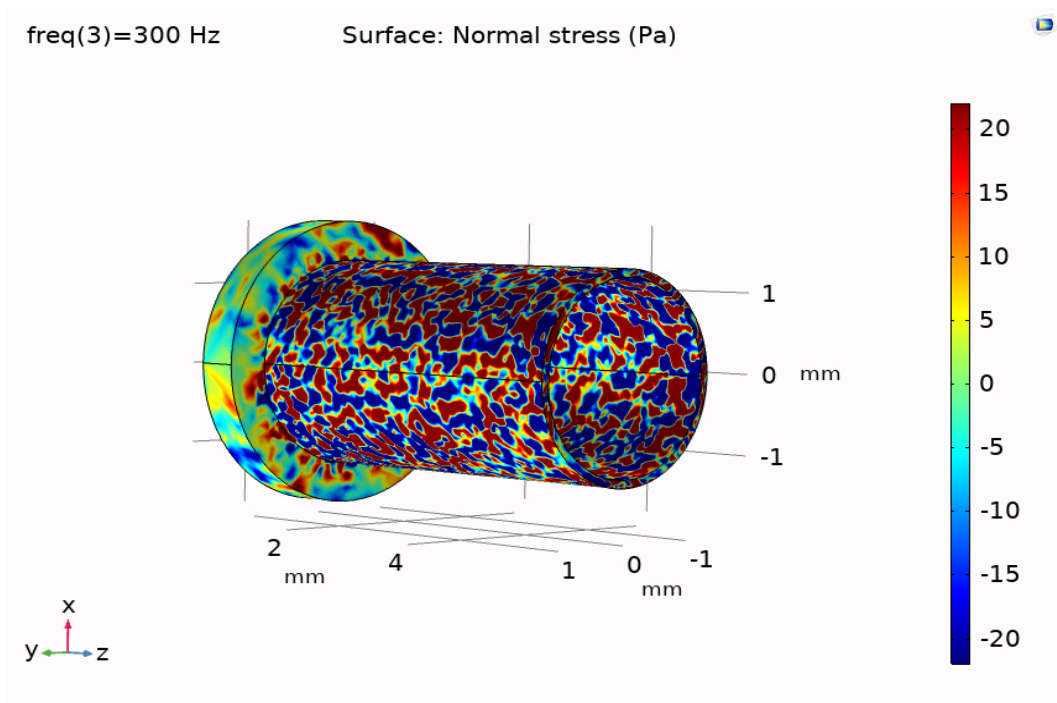


Рис. 3.13. Імітаційна модель замінника. Частота вхідного сигналу 300 Гц
Коефіцієнт передачі – 17,35.

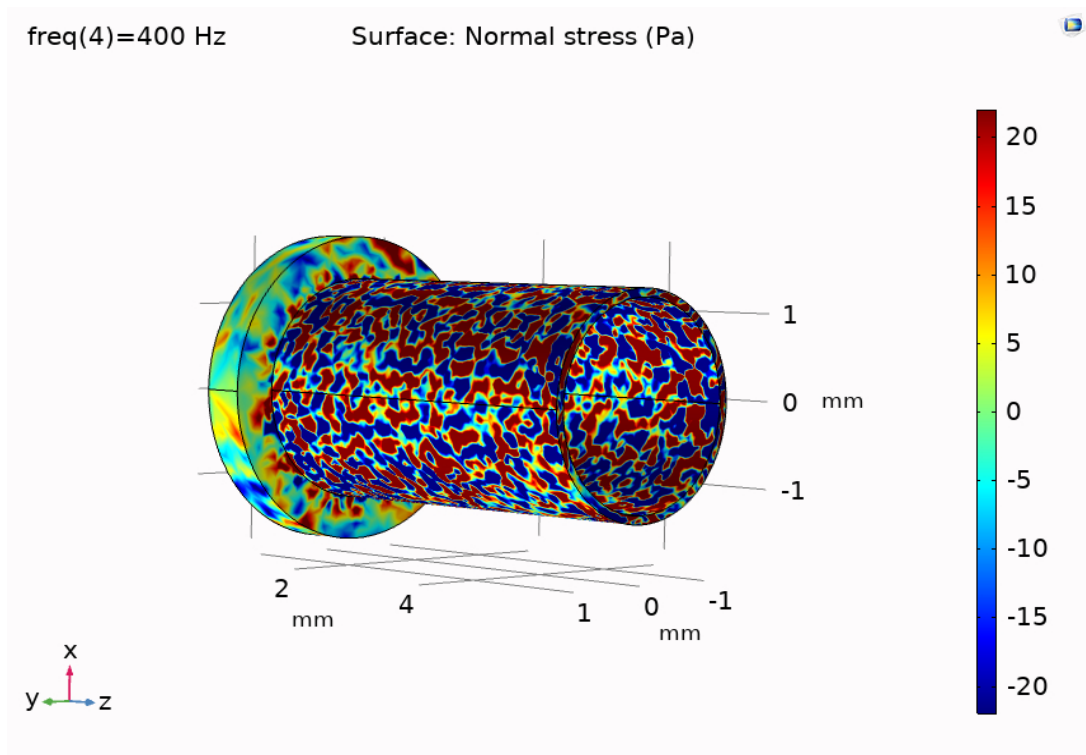


Рис. 3.14. Імітаційна модель замінника. Частота вхідного сигналу 400 Гц
Коефіцієнт передачі – 18,02.

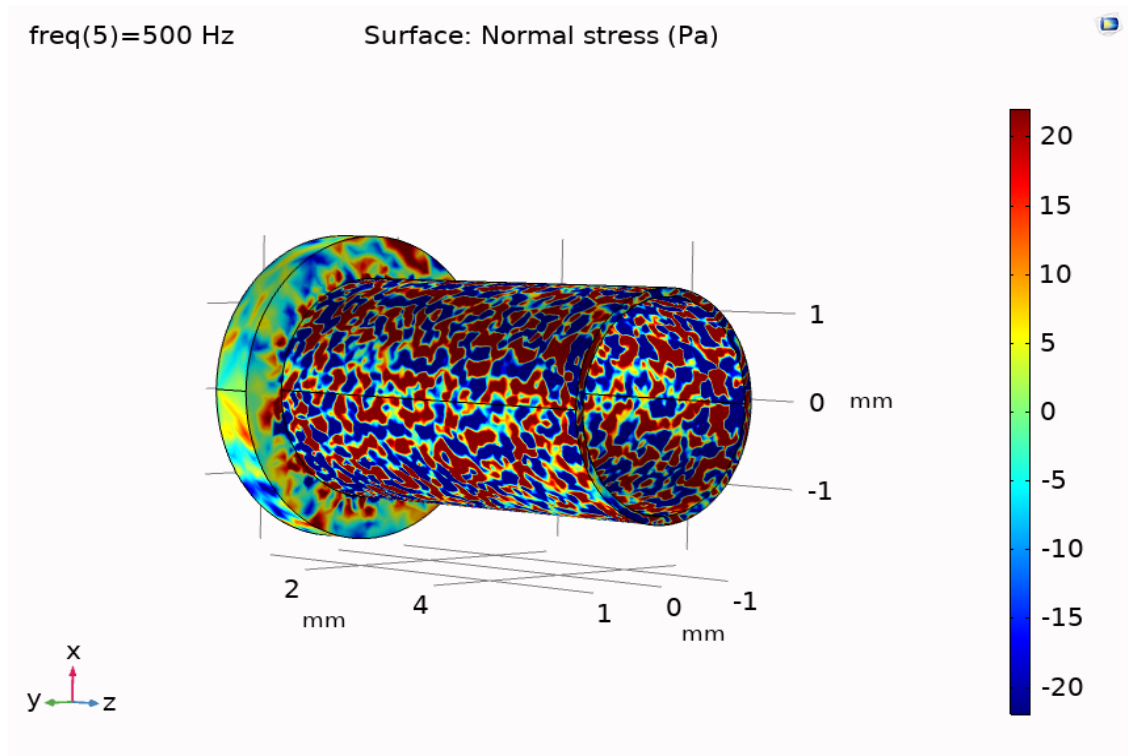


Рис. 3.15. Імітаційна модель замінника. Частота вхідного сигналу 500 Гц
Коефіцієнт передачі – 18,47.

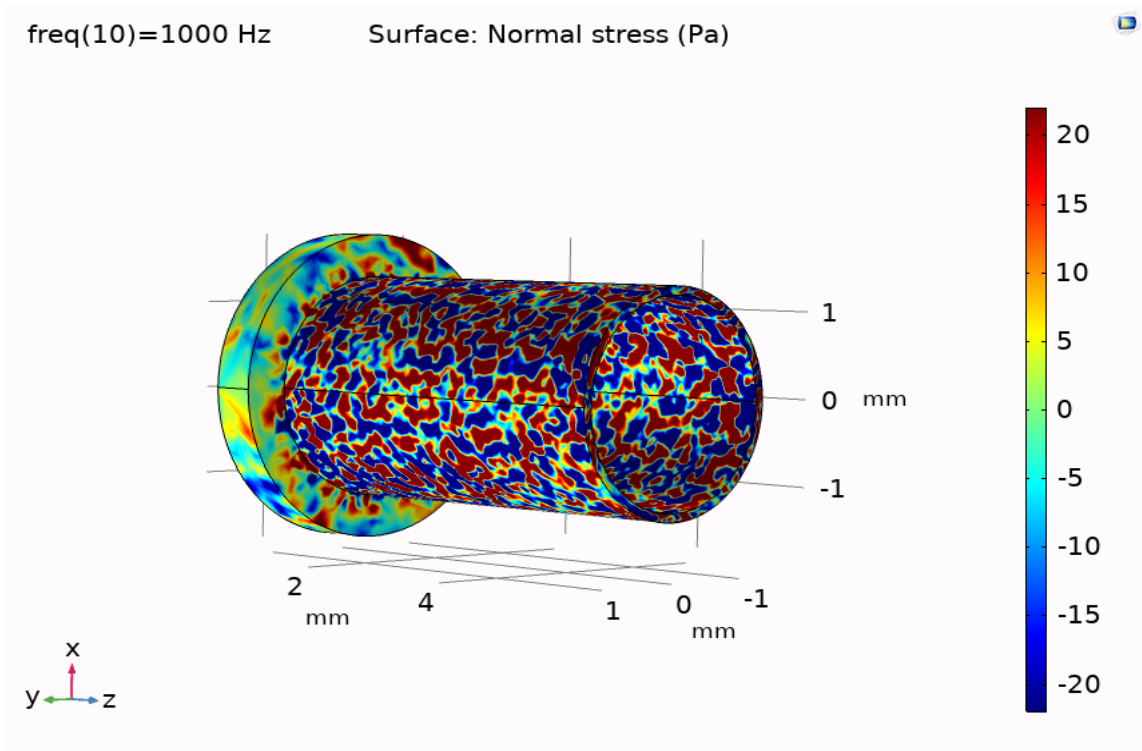


Рис. 3.16. Імітаційна модель замінника. Частота вхідного сигналу 1000 Гц

Коефіцієнт передачі – 18,81. Проаналізувавши графіки вище, можна зазначити, що модель на низьких частотах має приблизно однаковий коефіцієнт, а його розбіжність складає не більше 5%.

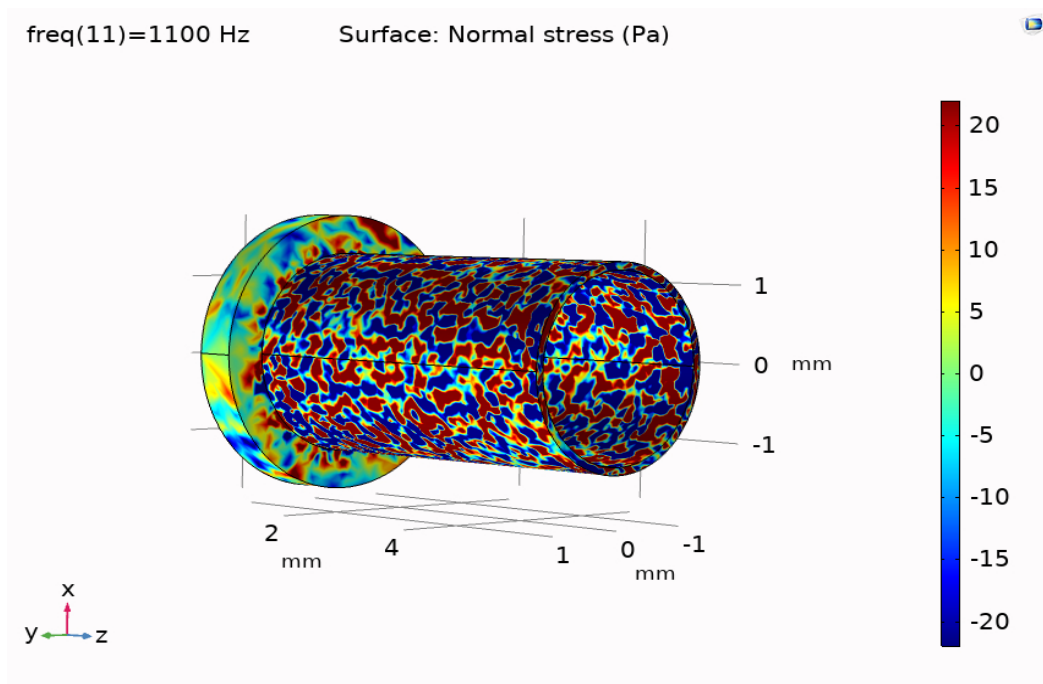


Рис. 3.17. Імітаційна модель замінника. Частота вхідного сигналу 1100 Гц
Коефіцієнт передачі – 19,03.

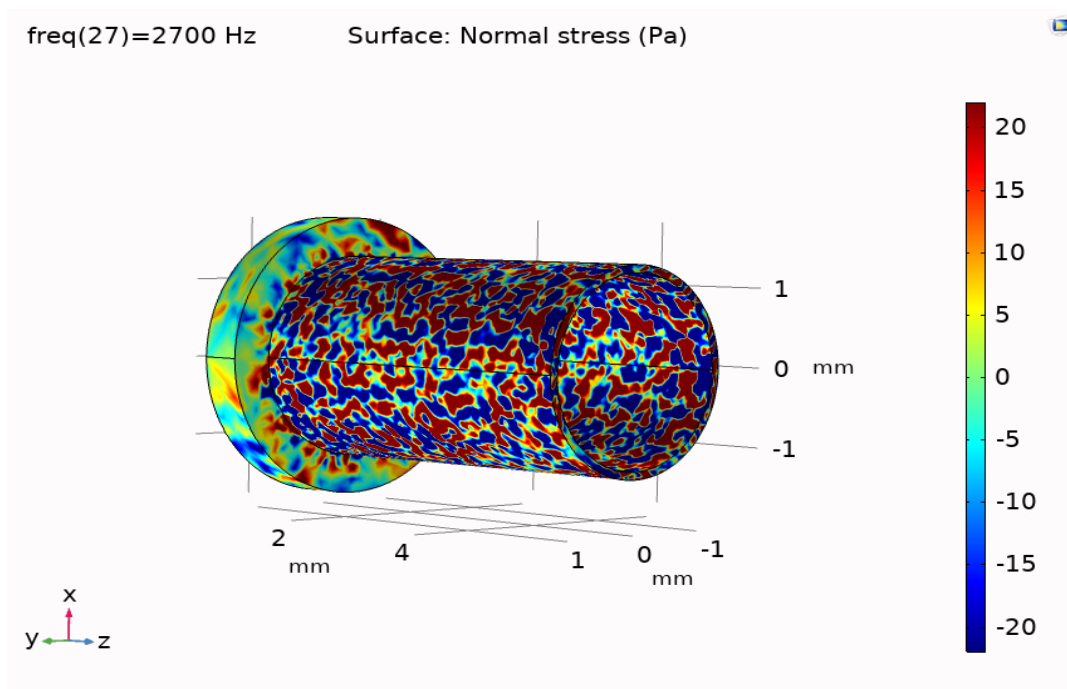


Рис. 3.18. Імітаційна модель замінника. Частота вхідного сигналу 2700 Гц

Коефіцієнт передачі – 18,23.

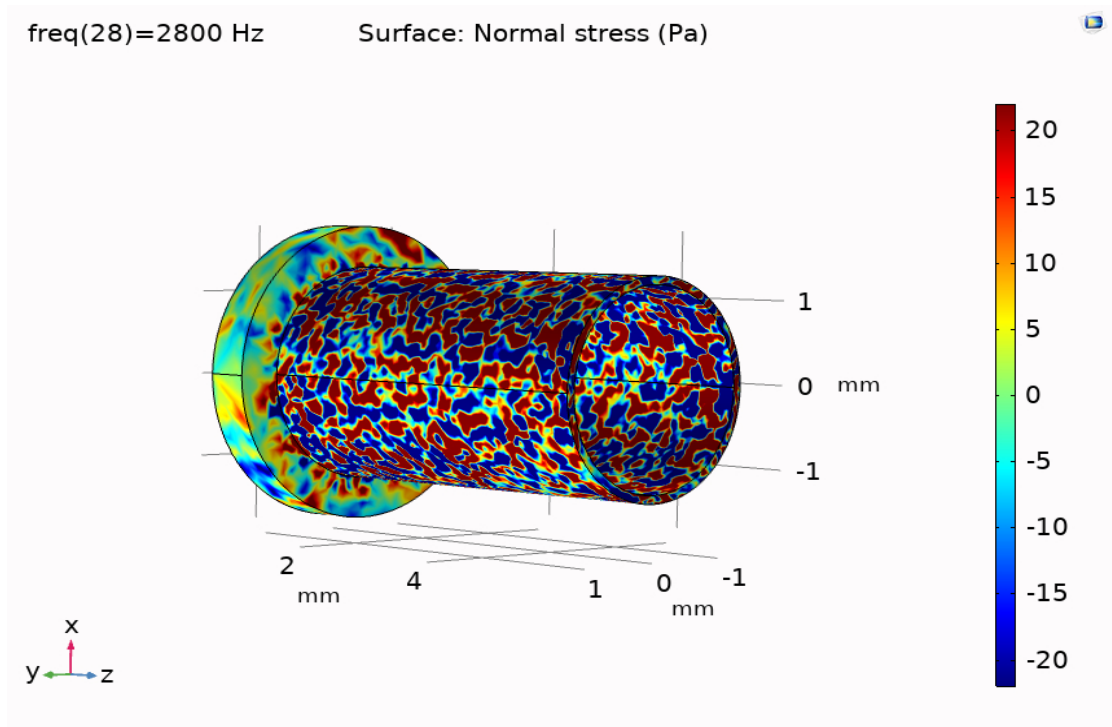


Рис. 3.19. Імітаційна модель замінника. Частота вхідного сигналу 2800 Гц
Коефіцієнт передачі – 18,76.

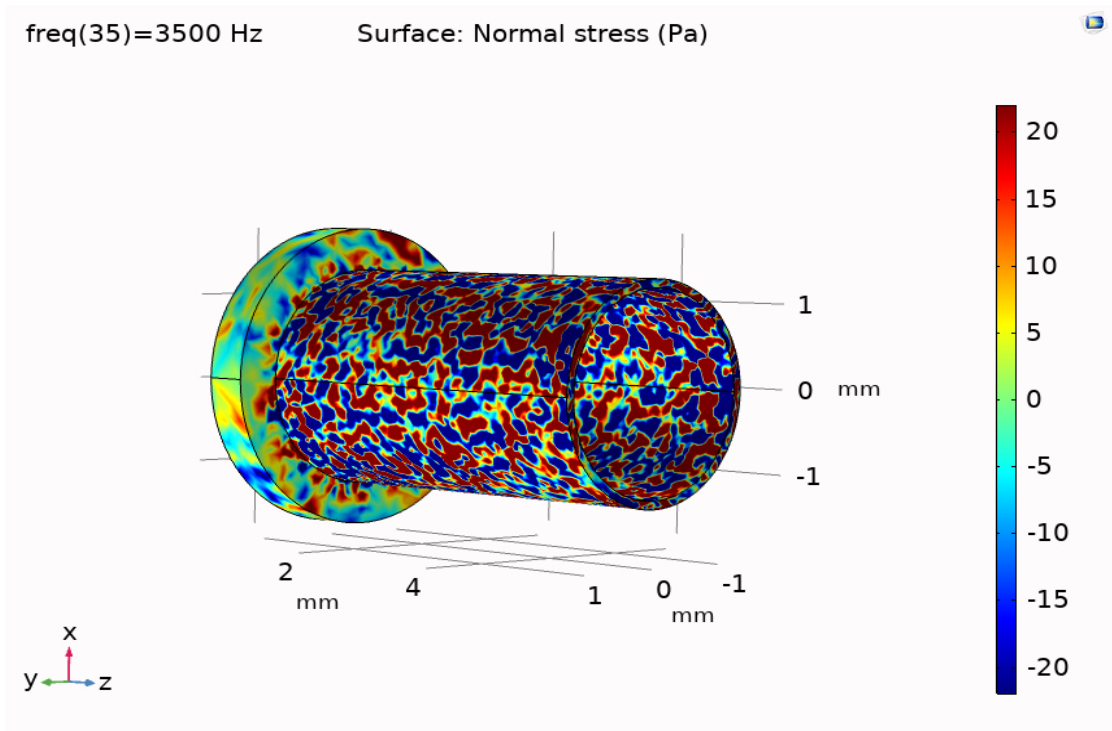


Рис. 3.20. Імітаційна модель замінника. Частота вхідного сигналу 3500 Гц

Коефіцієнт передачі – 18,43. Результати моделювання на смузі частот наведені в таблиці 3.2.1.

Таблиця 3.2.1.

Частота	Коефіцієнт передачі
100	18,53
200	18,24
300	17,35
400	18,02
500	18,47
600	19,03
700	18,14
800	17,55
900	18,09
1000	18,81
1100	19,03
1200	18,44
1300	18,65
1400	18,32
1500	18,44
1600	18,78
1700	18,63
1800	17,98
1900	17,85
2000	18,33
2100	18,51
2200	18,34
2300	18,17
2400	17,99
2500	17,86
2600	18,37
2700	18,23
2800	18,76
2900	19,05
3000	19,01
3100	18,15

3200	17,84
3300	18,25
3400	18,54
3500	18,43

Отримавши значення коефіцієнту можна побудувати амплітудно частотну характеристику для протезу:

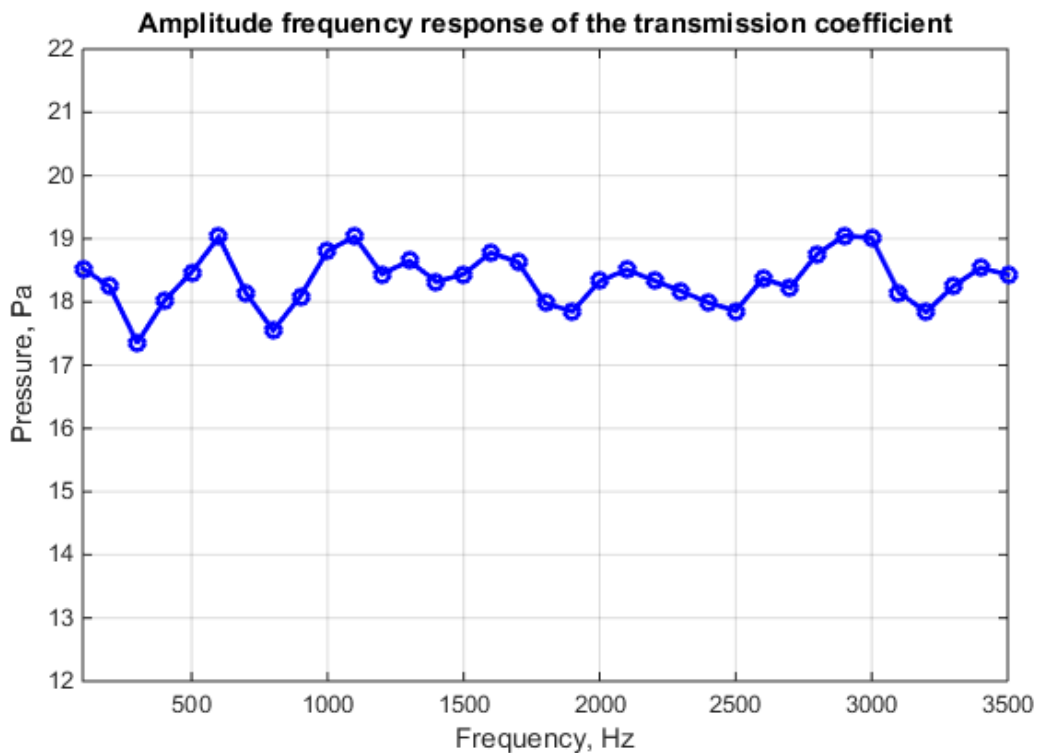


Рис. 3.21. АЧХ коефіцієнту проходження сигналу для протезу

Отже, можна підтвердити гіпотезу, що для замінника з зазначеними механічними та фізичними параметрами коефіцієнт передачі майже не змінюється в області низьких/середніх частот.

3.3. Висновки

Отримані результати вказують на те, що для замітника процес передачі звукових коливань проходить +/- однаково на смузі частот. Щодо моделі середнього вуха, то для низьких частот підтверджується відповідність дійсності: значення коефіцієнту передачі сигналу близьке до загальноприйнятого (близько 22). Проте, на частоті 1000 Гц наявний помітний спад, а також починаючи з частоти 2700 Гц коефіцієнт поступово зменшується до 13,265 (3500 Гц). Щодо порівняння двох частотних характеристик, то видно їх принципову відмінність: для замітника значення коефіцієнту не виходять з діапазону 17,3 – 19,3; для середнього вуха маємо динамічну зміну на смузі частот.

РОЗДІЛ 4

ПОРІВНЯННЯ РЕЗУЛЬТАТІВ МОДЕЛЮВАННЯ З ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНИМИ, ЩО ОТРИМАНІ ЗА ДОПОМОГОЮ КОМП'ЮТЕРНОГО ВУШНОГО ЕХО-СПЕКТРОМЕТРА

4.1. Використання комп'ютерного вушного ехо-спектрометра та порівняння з результатами моделювання

Як зазначалося в першому розділі, за допомогою ехо-спектрометра можна отримати об'єктивний показник слухової здатності – фактор норми А, що в ідеалі рівний одиниці. Окрім фактору норми, можна отримати ще багато корисних характеристик, наприклад ЧХ коефіцієнту відбиття від барабанної перетинки від частоти чи несучу частоту відбитого від вуха сигналу. У цьому розділі наведемо результати досліджень для декількох пацієнтів та спробуємо порівняти ці значення з імітаційною моделлю з Comsol.

У наш час всі сучасні пристрої, в тому числі і для медичної діагностики передбачають застосування відповідного програмного забезпечення для роботи у відповідному режимі. Не виключення і комп'ютерний вушний ехо-спектрометр. Програмне забезпечення було написано у середовищі Matlab. Дана програма передбачає формування сигналу, подальше його відтворення через телефон, прийом відбитого (ехо-сигналу) через мікрофон, а також обробку вже прийнятого сигналу і обрахунок потрібних акустичних параметрів. Нижче наведено лістинг програми, яка складається з чотирьох частин, а також пояснення після кожної частини щодо виконання деяких функцій.

Лістинг програми.

```
1) function y = telephone(f, tau, n, Fd, f_pulse, graph)
```

```
% f - main frequency
```

```
% tau - pulse duration
```

```
% n - number of pulses
```

```
% Fd - sampling frequency
```

```

% f_pulse - pulse frequency (f_pulse < f)
% graph - 0 or 1
t_pulse = 1/f_pulse;
t1 = 0 : 1/Fd : tay/f; % time of one pulse
y1 = sin(2*pi*f*t1); % output
t2 = tay/f : 1/Fd : 1/f_pulse;
y2 = 0*t2;
t0 = [t1 t2];
y0 = [y1 y2];
y = y0;
for i = 1:(n-1)
    y = [y y0];
end
np = n*length(y0)/Fd-1/Fd;
t = 0 : 1/Fd : np;
sound(y,Fd)

```

Перша програма відповідає за формування сигналів прямокутної форми і подальше його відтворення через телефон. Отже, f – це, власне, частота, на які проводяться вимірювання; f_pulse – частота задаючого імпульсу. Обирається імпульс потрібної частоти та тривалості, задається частота дискретизації Fd і сигнал відтворюється за допомогою функції `sound`.

```

2) function [s smax] = microphone(f, Fd, T, graph)
% f - main frequency
% recording time
% Fd - sampling frequency
% smax - maximum signal amplitude
% graph - 0 or 1
rec = audiorecorder(Fd,24,1,1);

```

```

recordblocking(rec,T);
s = getaudiodata(rec);
smax = max(s);
tp = 0 : 1/Fd : T-1/Fd;
if graph
figure
plot(tp,s,'k','Linewidth',.1)
xlabel('t, s'); ylabel('Amplitude');
title(['Microphone signal, f = ' num2str(f), 'Hz']); grid on
end
end

```

Ця програма відповідає за прийом ехо-сигналу на комп'ютер. Функція `audiorecorder` відповідає за запис прийнятого сигналу, а функція `getaudiodata` формує масив відліків відбитого сигналу. Далі відбувається побудова графіку отриманого сигналу.

```

3) n = 1; % number of pulses
Fd = 44100; % sampling frequency
tay = 7; % number of pulses
T = 1; % recording time
f_pulse = 100; % pulse frequency (f_pulse < f)
f = 200:100:3500;
for m = 1:length(f)
y = telephone(f(m), tay, n, Fd, f_pulse, 0);
[s smax] = microphone(f(m), Fd, T, 1);
Wn = [2*f(m)/Fd*0.7, 2*f(m)/Fd*1.3]; % relative cutoff frequencies
win = rectwin(201); a = fir1(200, Wn, 'bandpass', win, 'noscale');
y = filter(a,1,s);
Spectrum = abs(fft(y, Fd));

```



```

k = 1:length(Spectrum); x_norm = k/length(Spectrum)*Fd;
l2 = (length(x_norm))/2; figure
plot(x_norm(1:l2),Spectrum(1:l2),'r','Linewidth',1); grid on;
xlabel('f, Hz'); ylabel('Amplitude'); title('Spectrum of echo signal');
maxAmp = 0; frMax = 0;
    for is = 1:l2
        if (Spectrum(is) > maxAmp)
            frMax = is;
            maxAmp = Spectrum(is);
        end
    end
MaxAmp(m) = 2*maxAmp/f(m);% normalized amplitude
freqMax(m) = frMax;
end
MaxAmp
freqMax
figure
plot(freqMax,MaxAmp,'b-o','Linewidth',.1); grid on;
xlabel('f, Hz'); ylabel('Normalized amplitude')

```

Програма виконує головну функцію – за її допомогою прямокутний імпульс випромінюється на заданих частотах. Підключаються функції, що описуються вище, далі знаходимо спектр отриманого сигналу. Також будується АЧХ ехо-сигналу.

На рис. 4.1 зображено вигляд прямого сигналу на частоті 660 Гц, який подано з персонального комп'ютера за допомогою середовища Matlab.

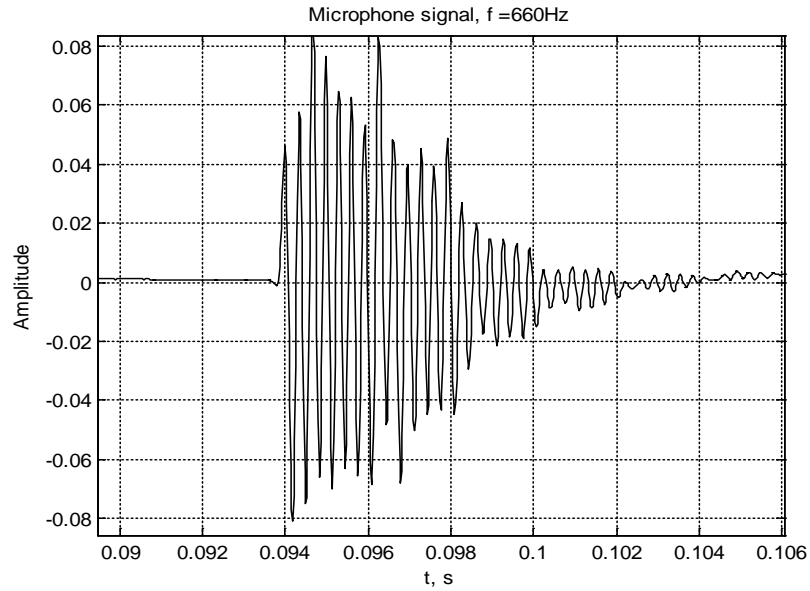


Рис. 4.1. Вигляд прямого сигналу

На рис. 4.2 зображено вигляд ехо-сигналу. Як бачимо, другий сигнал подано з затримкою в часі, що власне вказує на те, що він був відбитий від вуха і повернувся назад через звукопровід. Також спостерігаємо значне зменшення амплітуди у ехо-сигналу порівняно з прямим.

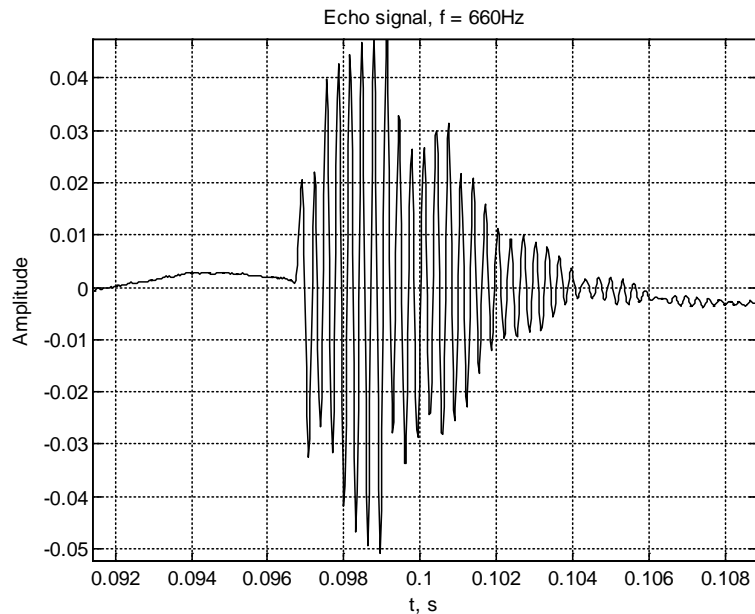


Рис. 4.2. Вигляд ехо-сигналу

Процедуру вимірювань проводять на частотах від 200 до 3500 Гц з кроком в 100 Гц. Також фіксується пікове значення амплітуди для прямого та ехо-сигналу. Це необхідно для подальшої обробки вимірювань, а також для побудови АЧХ прямого та АЧХ ехо-сигналу. АЧХ прямого сигналу зображено на рис. 4.3.

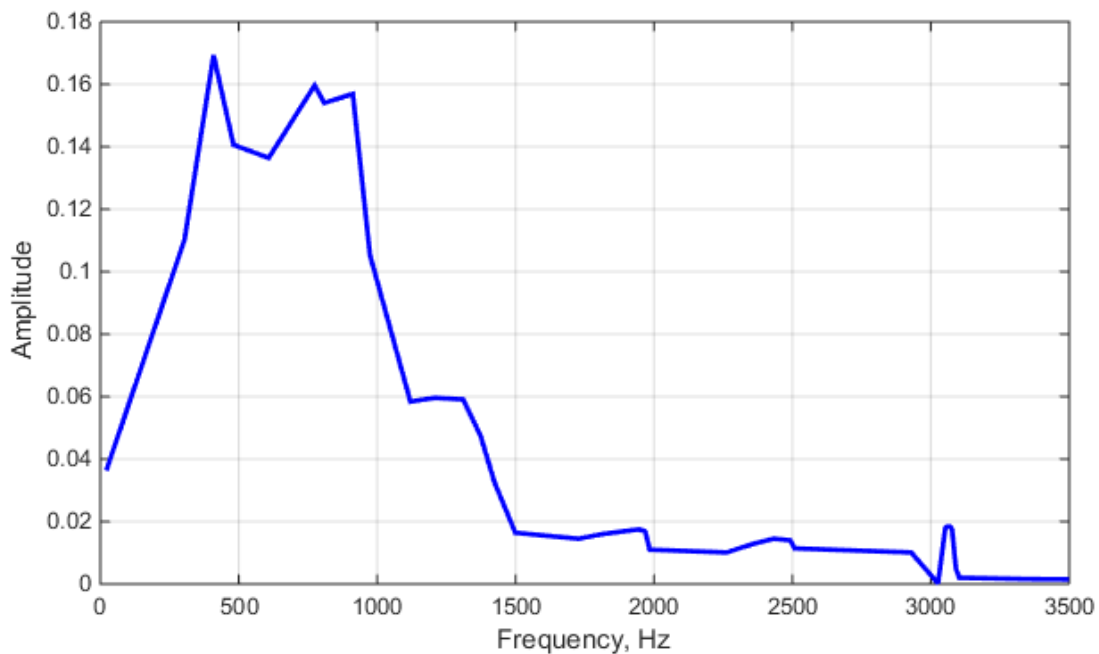


Рис. 4.3. АЧХ прямого сигналу

На рис. 4.4 зображено АЧХ ехо-сигналу лівого вуха першого експериментального дослідження, а на рис. 4.5 – правого вуха. Як бачимо, звукове сприйняття для правого та лівого вуха дещо відрізняється. Всього було три експериментальних досліджень для лівого та правого вуха, АЧХ ехо-сигналів яких можна побачити на рис. 4.4-4.9

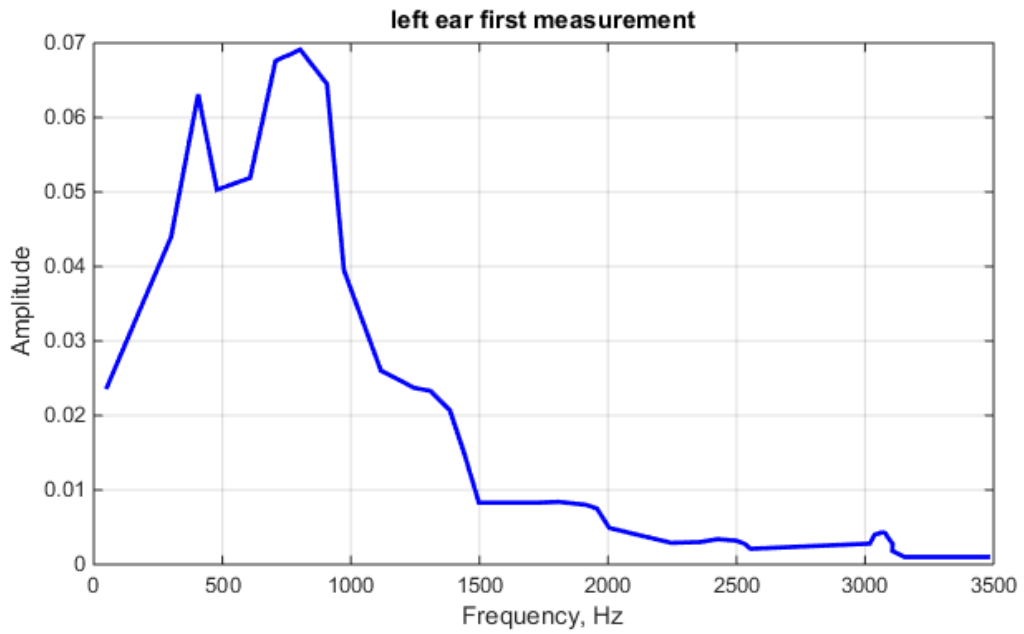


Рис. 4.4. АЧХ эхо-сигнала лівого вуха першого експериментального дослідження

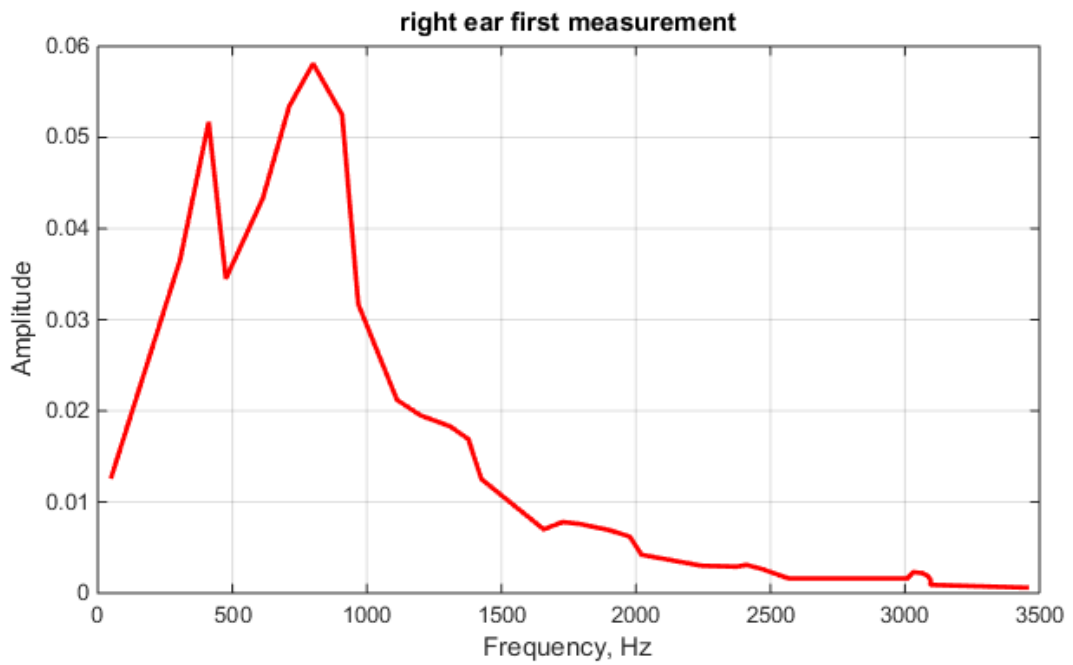


Рис. 4.5. АЧХ эхо-сигнала правого вуха першого експериментального дослідження

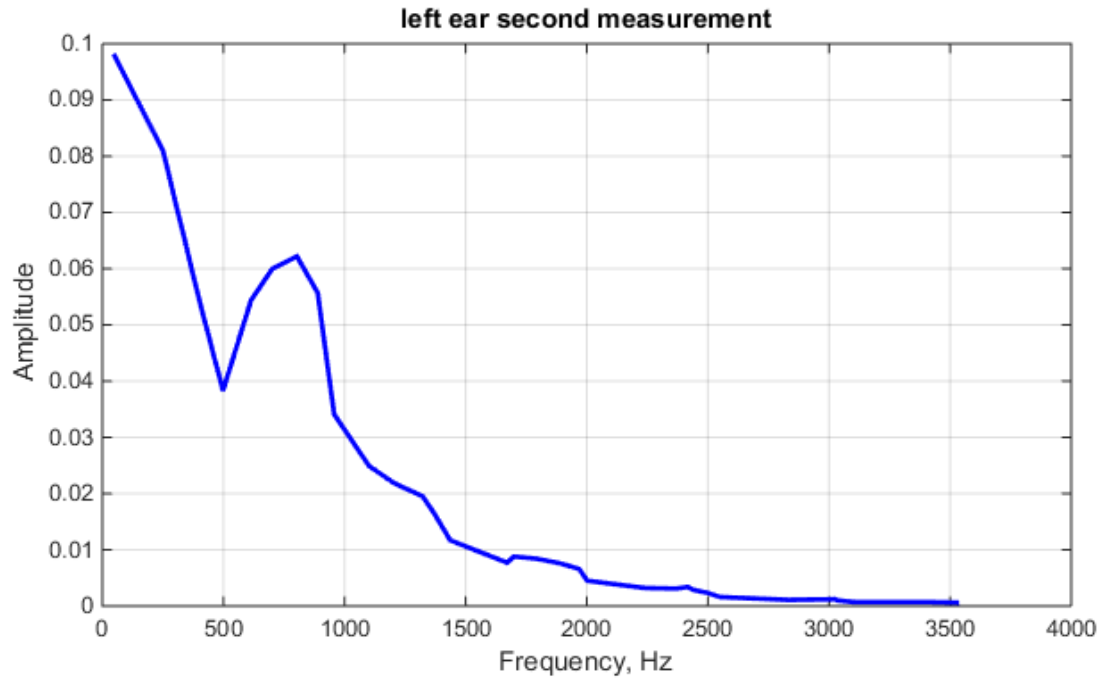


Рис. 4.6. АЧХ ехо-сигналу лівого вуха другого експериментального дослідження

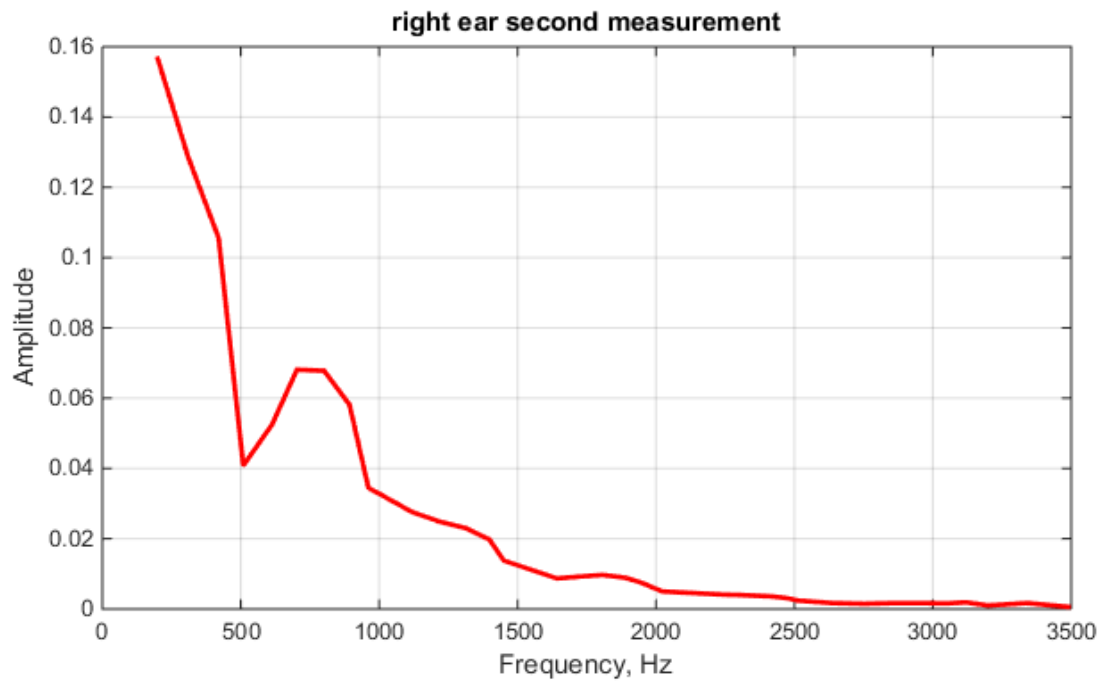


Рис. 4.7. АЧХ ехо-сигналу правого вуха другого експериментального дослідження

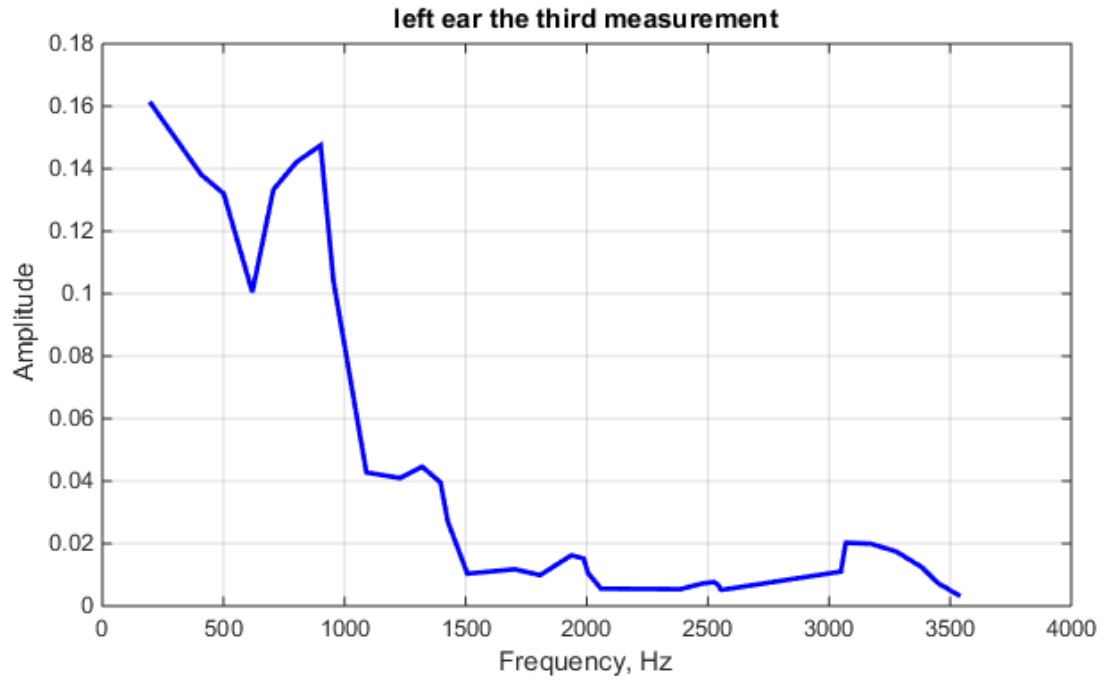


Рис. 4.8. АЧХ ехо-сигналу лівого вуха третього експериментального дослідження

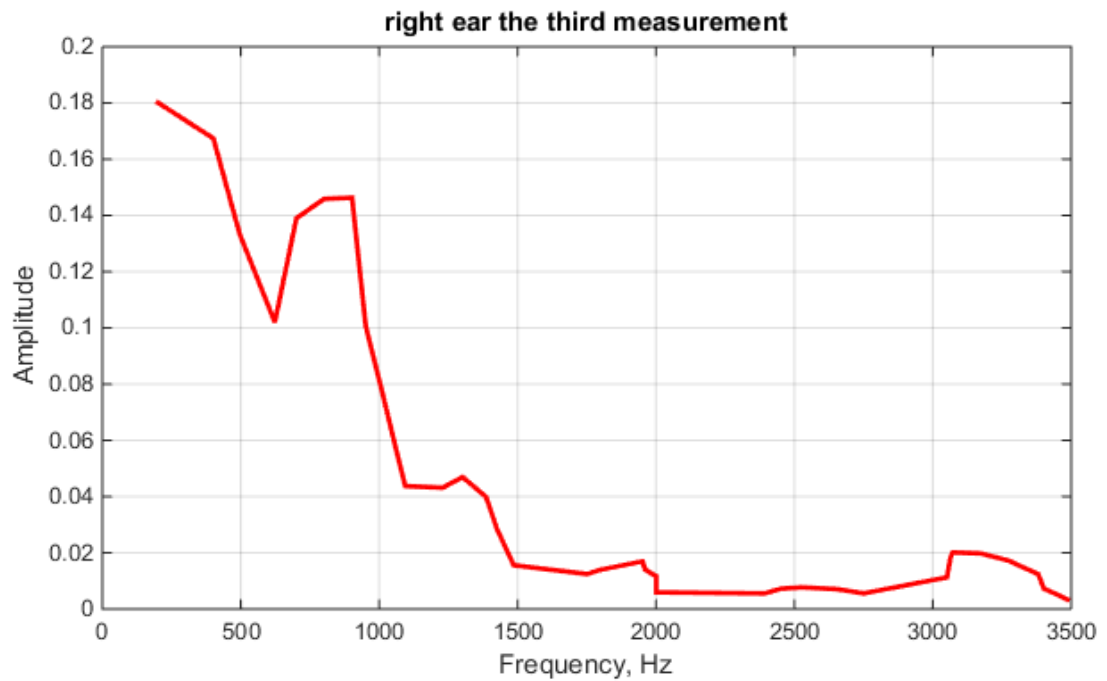


Рис. 4.9. АЧХ ехо-сигналу правого вуха третього експериментального дослідження

Для розрахунку акустичних характеристик вушної системи людини ключовим параметром є коефіцієнт відбиття від барабанної перетинки, який дорівнює відношенню амплітуди ехо-сигналу до амплітуди прямого сигналу:

$$\lambda(f) = y_{\text{exo}} / y_{\text{m}}, \quad (4.1)$$

де y_{exo} – амплітудні значення ехо-сигналу, y_{m} – амплітудні значення прямого сигналу. Отримуємо графіки коефіцієнту відбиття від барабанної перетинки від частоти для п'яти вимірювання (рис.3.10 – рис.3.15), які потрібні для подальших розрахунків.

За частотною характеристикою залежності коефіцієнту відбиття від частоти знаходять величину λ_{res} , де λ_{res} – значення коефіцієнту відбиття від барабанної перетинки на частоті резонансу.

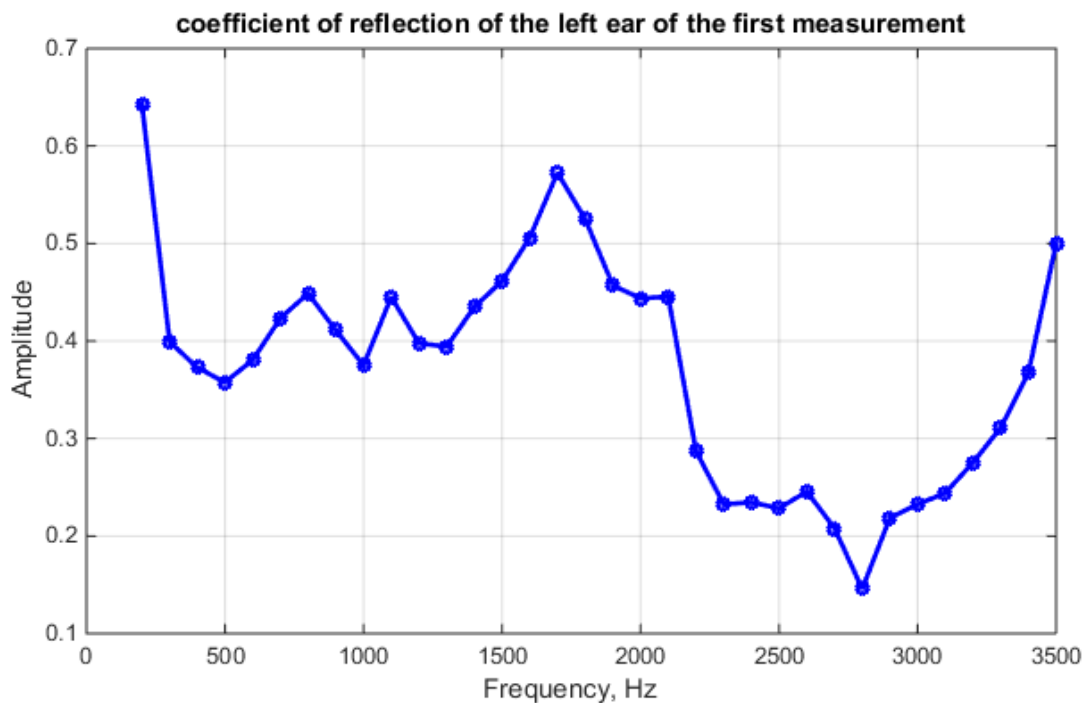


Рис. 4.10. Залежність коефіцієнту відбиття від барабанної перетинки від частоти лівого вуха першого експериментального дослідження

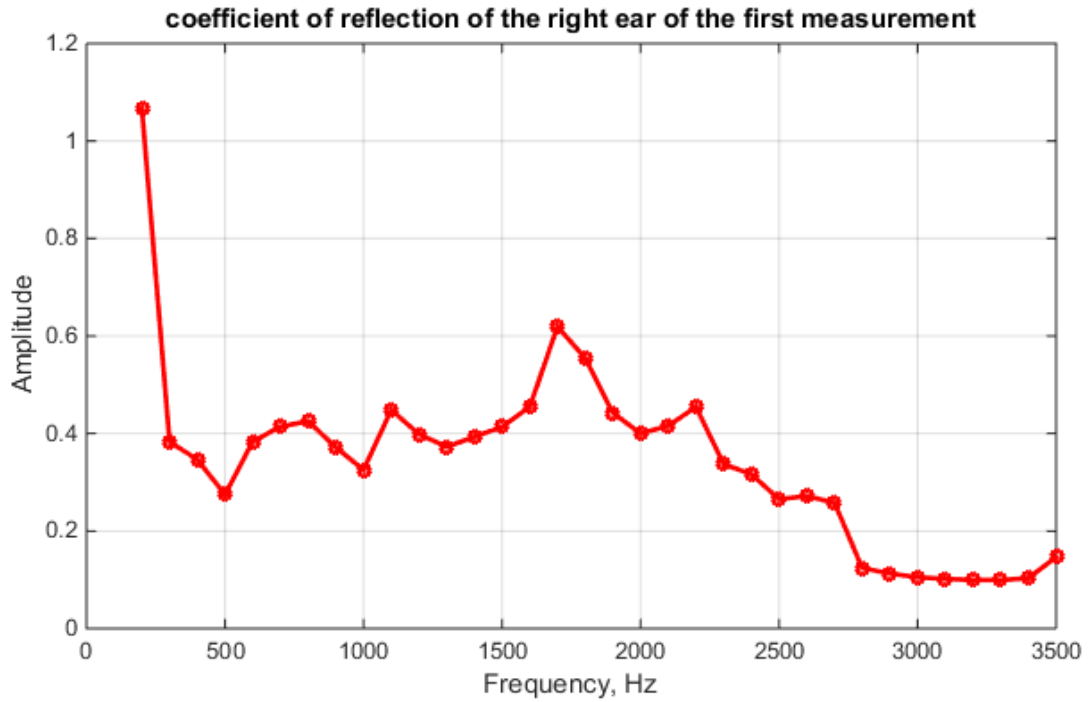


Рис. 4.11. Залежність коефіцієнту відбиття від барабанної перетинки від частоти правого вуха першого експериментального дослідження

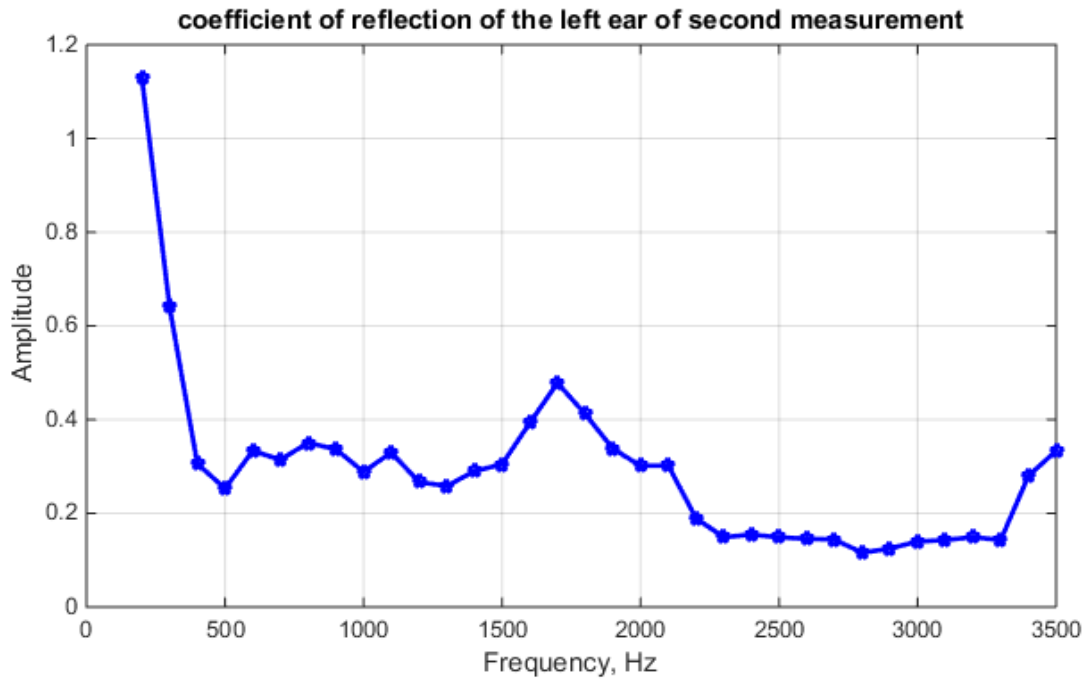


Рис. 4.12. Залежність коефіцієнту відбиття від барабанної перетинки від частоти лівого вуха другого експериментального дослідження

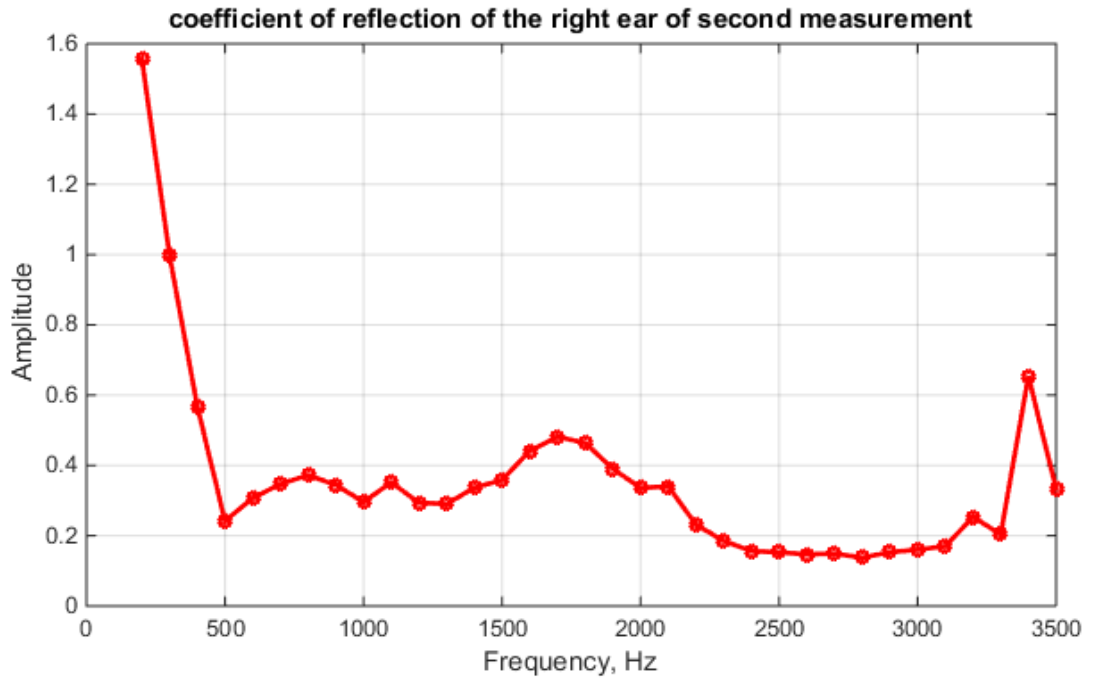


Рис. 4.13. Залежність коефіцієнту відбиття від барабанної перетинки від частоти правого вуха другого експериментального дослідження

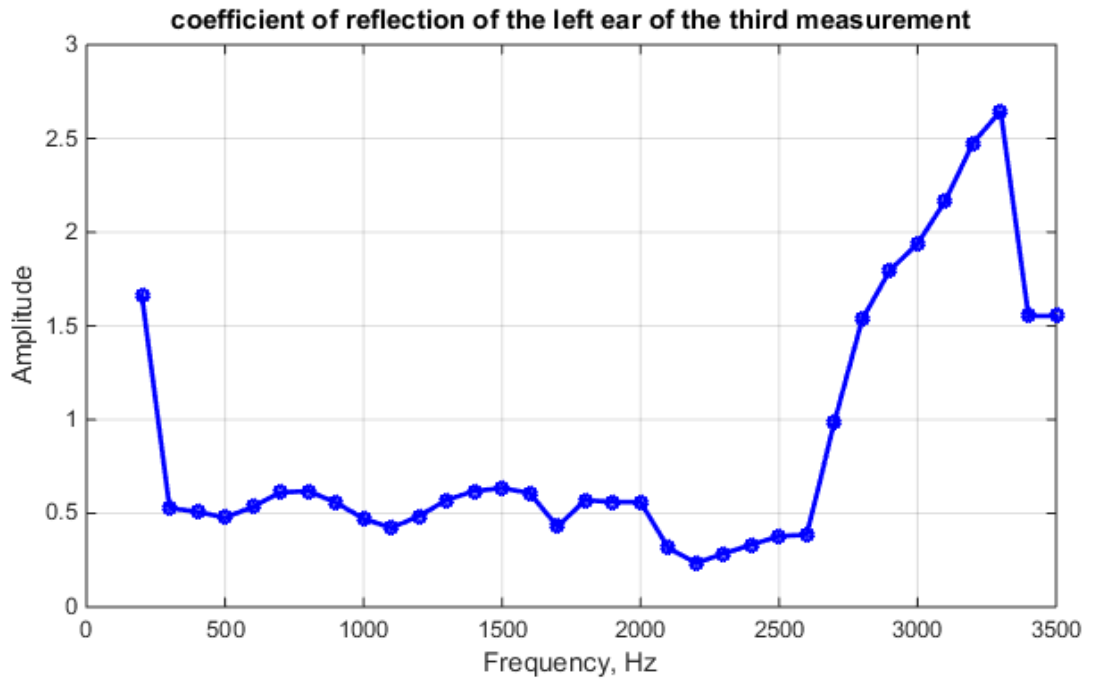


Рис. 4.14. Залежність коефіцієнту відбиття від барабанної перетинки від частоти лівого вуха третього експериментального дослідження

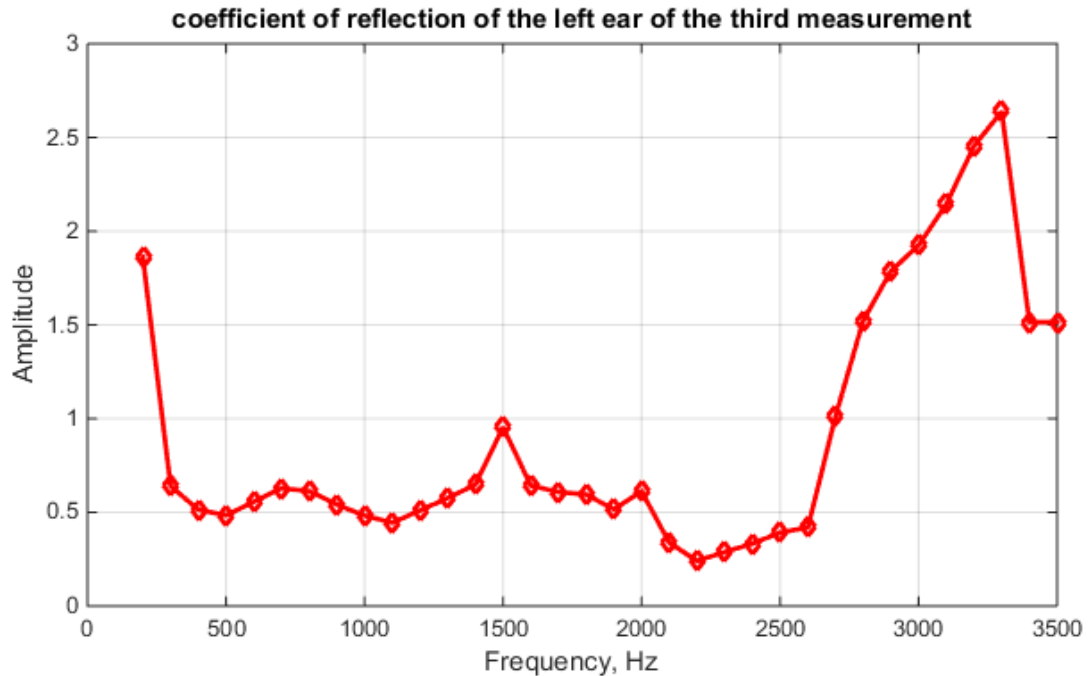


Рис. 4.15. Залежність коефіцієнту відбиття від барабанної перетинки від частоти лівого вуха третього експериментального дослідження

Далі знаходять відношення значення активної складової імпедансу R до

значення імпедансу повітря у площині барабанної перетинки $Z_n = \rho_0 \cdot c_0 / S_{б.н}$:

$$q = R / Z_n = \frac{1 + \lambda_{\min}}{1 - \lambda_{\min}}, \quad (4.2)$$

де $S_{б.н.} = 64 \cdot 10^{-2} \text{ м}^2$ – площа барабанної перетинки; $\rho_0 = 1,29 \text{ кг} / \text{м}^3$; $c_0 = 340 \text{ м} / \text{с}$ – густина і швидкість звуку повітря.

Після цього знаходять значення коефіцієнту відбиття на частоті 440 Гц та підставляють отримане значення з формули (4.2) для подальшого обчислення параметру Q :

$$Q = \sqrt{\frac{\lambda^2(440) \cdot (1+q)^2 - (1-q)^2}{0,71 \cdot (1 - \lambda^2(440))}} \quad (4.3)$$

Підставляємо значення з формули (4.3) в формулу (4.4) для знаходження фактору норми A :

$$A = Q \cdot \sqrt{\frac{1}{1 + 1/V_{\text{б.н.}}}}, \quad (4.4)$$

де $V_{\text{б.н.}} = \frac{1}{Q \cdot \omega_p \cdot q \cdot z_{\text{п.мех}}}, \text{м}^3$ – еквівалентний об'єм барабанної перетинки,
 $z_{\text{п.мех}} = z_2 \cdot S_{\text{б.н.}}$, $z_2 = 4,1 \cdot 10^2 \text{ Па} \cdot \text{с/м}$ – питомий акустичний імпеданс повітря.

Нижче наведемо обраховані значення еквівалентного об'єму барабанної перетинки, а також фактор норми для кожного експериментального дослідження.

1. Перше експериментальне дослідження:

- ліве вухо – $V_{\text{б.н.}} = 9.9950\text{e-}08$, $A = 1.0024$
- праве вухо – $V_{\text{б.н.}} = 1.0423\text{e-}07$, $A = 0.8722$

2. Друге експериментальне дослідження:

- ліве вухо – $V_{\text{б.н.}} = 1.3919\text{e-}07$, $A = 0.7242$
- праве вухо – $V_{\text{б.н.}} = 8.0277\text{e-}08$, $A = 1.2692$

3. Третє експериментальне дослідження:

- ліве вухо – $V_{\text{б.н.}} = 6.2002\text{e-}08$, $A = 1.5220$
- праве вухо – $V_{\text{б.н.}} = 5.8356\text{e-}08$, $A = 1.5390$

Значення коефіцієнту відбиття від барабанної перетинки можна порівняти з зворотнім коефіцієнтом. Ідея зворотного коефіцієнту полягає в наступному: провести моделювання середнього вуха подаючи сигнал на стремінце, провести моделювання середнього вуха, подаючи сигнал на барабанну перетинку та поділити результати:

$$y_{\text{зв}} = y_{\text{см}} / y_{\text{бн}}, \quad (4.5)$$

де $y_{\text{см}}$ - коефіцієнт передачі при подачі сигналу на вихід стремінця, $y_{\text{бн}}$ - коефіцієнт передачі при подачі сигналу на барабанну перетинку.

В результаті моделювання при подачі сигналу на вихід стремінця можна побачити такий результат:

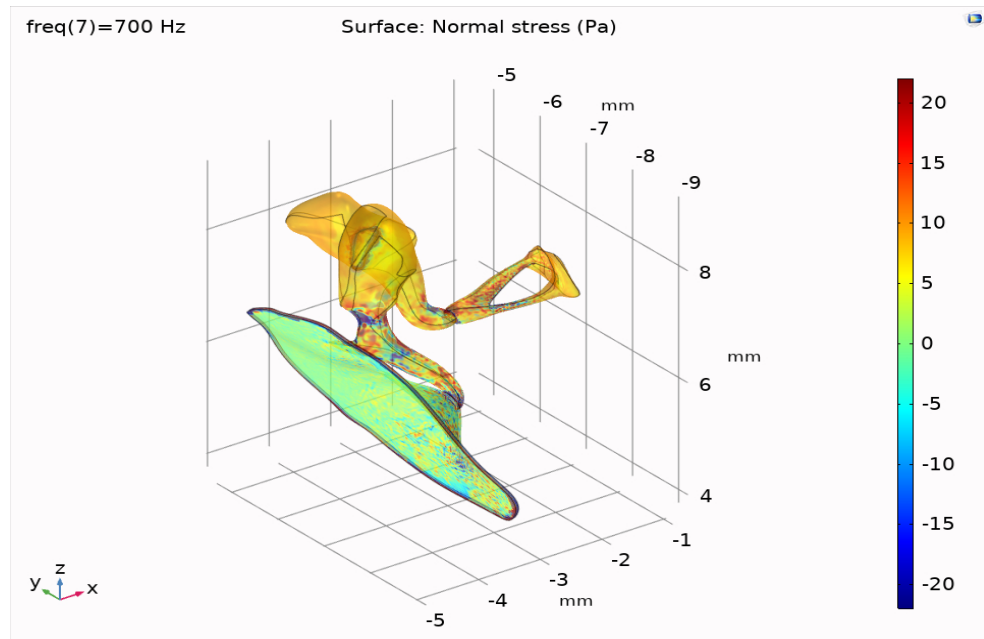


Рис. 4.16. Коефіцієнт передачі в зворотному напрямку на частоті 700 Гц

Отже, після ряду моделювань та використовуючи формулу (4.5) отримано ЧХ зворотного коефіцієнту:

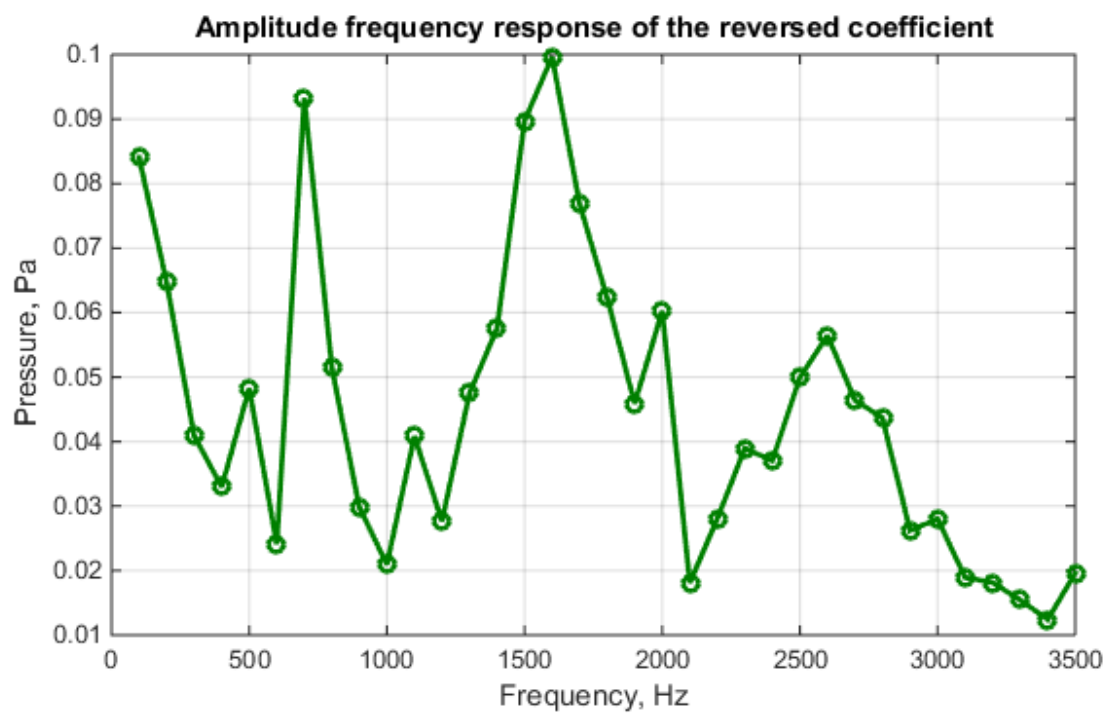


Рис. 4.17. ЧХ зворотного коефіцієнту

Для розрахунку задаємося середнім за часом тиском на барабанній перетинці, яке було б менше рівня звукового тиску (УЗД) стимулу нормального вуха для створення акустичного рефлексу (70 ÷ 90 дБ).

Тривалість імпульсу зондуєчого сигналу візьмемо для $f_3 = 660$ Гц $\tau_i = \frac{6}{660} \approx 10$ мс. Врахуємо, що поріг чутності по інтенсивності $I_{н.с}$ в імпульсному режимі і при $f_{повт} \ll 200$ Гц більше, ніж в неперервному:

$$\begin{aligned} I_{\text{імп}} &= I_{\text{н.с}} \cdot \frac{200}{\tau} \quad \text{або} \\ P_{\text{імп}} &= P_{\text{н.с}} \cdot 4.5; \\ 20 \lg \left(\frac{P_{\text{імп}}}{P_{\text{н.с}}} \right) &= 20 \lg(4.5) = 13 \text{ дБ.} \end{aligned} \quad (4.6)$$

Виберемо УЗД сигналу рівним 100 дБ, тобто $P_{\text{б.п}} = 2$ Па.

Врахуємо, що варіант слухового ехоскопії з поєднаним перетворювачем застосовується при калібрування перетворювачів на основі методу самовзаємності. Він полягає в тому, що якщо чутливість приймача в режимі телефону $S_{\text{тел}}$, Па / А, а R - його опір постійному струму (або модуль електричного імпедансу); $U_{\text{возб}}$ і $U_{\text{ехо}}$ - напруги збудження і ехо-сигналу, χ - коефіцієнт відбиття від барабанної перетинки, то:

$$U_{\text{ехо}} / U_{\text{возб}} = \chi K_u \cdot K_{\text{сп}} = \frac{S_{\text{тел}}^2}{R} \cdot H \cdot \chi, \quad (4.7)$$

де

$$H = 2A_0 / z_2 \quad \left(z_2 = 4.1 \cdot 10^2 \frac{\text{Па} \cdot \text{с}}{\text{м}} \right) \quad (4.8)$$

коефіцієнт взаємності для плоскої хвилі, A_0 - площа перетворювача. Загасанням в звукопроводі можна знехтувати.

Для обраного телефону ТМ-2А, який застосовується в слухових апаратах, з параметрами $A_0 = 3 \cdot 10^{-4} \text{ м}^2$ ($D = 20 \text{ мм}$), $S = 700 \text{ Па/А}$, $R = 150 \text{ Ом}$:

$$\frac{U_{\text{ехо}}}{U_{\text{возб}}} = 4.8 \cdot 10^{-3} \chi. \quad (4.9)$$

Для узгодження розмірів телефону і звукопроводу з $D = 20 \text{ мм}$ і $d = 6 \text{ мм}$ застосовується узгоджувальний рупор, який не змінює відносини (4.9). Однак, його наявність призводить до збільшення рівня акустичного тиску у барабанній перетинці в порівнянні з тиском на поверхні телефону майже на порядок, тобто на 20 дБ:

$$p_{\text{б.п}} = p_{\text{тел}} \left(\frac{D}{d} \right)^2 \approx \left(\frac{20}{6,3} \right)^2 \cdot p_{\text{тел}} \approx 10 \cdot p_{\text{тел}}.$$

(4.10)

При використанні суміщеного телефону-мікрофона використовується рупорний перехід, який розширюється з боку перетворювача.

Тиск у барабанній перетинці визначається формулою (4.10).

Тиск ехо-сигналу в звукопровідній трубці при коефіцієнті відбиття по амплітуді χ :

$$p_{\text{ехо}} = \chi p_{\text{б.п}} = \chi p_{\text{тел}} \left(\frac{D}{d} \right)^2.$$

(4.11)

Абсолютне значення напруги на мікрофоні $U_{\text{ехо}}$ отримаємо, якщо задамося тиском у барабанній перетинці: $p_{\text{б.п}} = 2 \text{ Па}$, тоді згідно (4.10): $p_{\text{тел}} = p_{\text{б.п}} \cdot \left(\frac{d}{D} \right)^2$.

Підставляємо в (4.7):

$$U_{\text{ехо}} = \frac{\pi}{2} \chi p_{\text{б.п}} \frac{d^2}{z^2} S_{\text{тел}} = 0.2 \cdot \chi, \text{ мВ}. \quad (4.12)$$

Необхідне значення $U_{\text{возб}}$ отримаємо, підставляючи (4.12) в (4.9):

$$U_{\text{возб}} = \frac{U_{\text{эхо}}}{\gamma \cdot 4.8 \cdot 10^{-3}} \approx 42 \text{ мВ.}$$

Видно, що коефіцієнт трансформації напруги, що підводиться до телефону, в напругу ехо-сигналу малий навіть при повному відбитті.

Коефіцієнт посилення підсилювача розраховується за коефіцієнтом подвійного перетворення телефону, який дорівнює (4.7):

$$K_{\text{дв}} = \frac{S^2}{R} H, \quad (4.13)$$

де $R = 150 \text{ Ом}$, $H = 2A/z_2$, $A_0 = \pi D^2/4 \approx 3 \cdot 10^{-4} \text{ м}^2$ ($D = 2 \cdot 10^{-2} \text{ м}$ - для телефону ТМ - 2А), $z_2 = \rho c = 4,1 \cdot 10^2 \frac{\text{Па} \cdot \text{с}}{\text{м}}$ - питомий акустичний імпеданс повітря,

$$H = 1.47 \cdot 10^{-6} \frac{\text{м}^3}{\text{Па} \cdot \text{с}}.$$

Для чутливості по струму телефону рівною $S = 7 \cdot 10^2 \text{ Па/А}$ згідно (4.13):

$$K_{\text{дв}} = 4.8 \frac{\text{мВ}}{\text{В}}.$$

При $U_{\text{зГ}} \equiv U_{\text{возб}} = 2 \text{ В}$ і коефіцієнту відбиття 10%, амплітуда ехо-сигналу буде рівною: $U_{\text{эхо}} = 1 \text{ мВ}$.

Коефіцієнт посилення γ отримуємо, розділивши необхідне для відхилення на всю шкалу осцилографа напругу, на $U_{\text{эхо}}$. Якщо $U_{\text{вх}} = 10 \text{ мВ}$, то $\gamma = 10 \text{ мВ}/1 \text{ мВ} = 10$.

4.2. Висновки

Отже, теоретичні розрахунки підтверджені експериментальними дослідженнями. Даний метод доцільно застосовувати, адже його результати корелюються з результатами моделювання. Варто зазначити, що результати досліджень для кожної людини різні, а також, що всі пацієнти мають слухові вади, тому вигляд частотної характеристики коефіцієнту відбиття від барабанної перетинки дещо відрізняється від зворотного коефіцієнту.

РОЗДІЛ 5

РОЗРОБЛЕННЯ СТАРТАП-ПРОЕКТУ

Метою розділу є формування інноваційного мислення, підприємницького духу та формування здатностей щодо оцінювання ринкових перспектив і можливостей комерціалізації основних науково-технічних розробок, сформованих у попередній частині магістерської дисертації у вигляді розроблення концепції стартап-проекту в умовах висококонкурентної ринкової економіки глобалізаційних процесів.

В даному розділі магістерської дисертації буде виконано перший етап розроблення стартап-проекту, а саме маркетинговий аналіз. В межах цього етапу необхідно :

- розробити опис самої ідеї проекту та визначити загальні напрями використання потенційного товару чи послуги, а також їх відмінність від конкурентів;
- проаналізувати ринкові можливості щодо його реалізації;
- на базі аналізу ринкового середовища розробити стратегію ринкового впровадження потенційного товару в межах проекту.

5.1. Опис ідеї проекту

Табл. 5.1.Опис ідеї стартап-проекту

Зміст ідеї	Напрямки застосування	Вигоди для користувача
Ідея стартап-проекту полягає в створенні пристрою, який	1. Розробка пристрою для проведення діагностики слуху	Підвищена точність результатів, можливість

дозволяє знаходити патології слуху в немовлят об'єктивним методом	людини(ехо-спектрометр).	проведення процедури особам будь-якого віку
	2. Розробка нових методик проведення діагностики слуху людини	Спрощений розрахунок та аналіз результатів, що підвищує точність досліджень

Табл.5.2.Визначення сильних, слабких та нейтральних характеристик ідеї проекту

Оскільки аналогів даному пристрою немає, за конкурентів візьмемо виробників, які виготовляють пристрої найбільш схожі по методиці діагностики – тимпанометри.

№ п/п	Техніко-економічні характеристики ідеї	Товари/концепції конкурентів			W (слабка сторона)	N (нейтральна сторона)	S (сильна сторона)
		Мій проект	Interacoustics	Amplivox			
1.	Доступ до ресурсів	обмежений	Необмежений	необмежений	Велика залежність від фонового шуму приміщ	Розроблена нова методика проведення діагност	Проведені реальні дослідження, достовірність

					ення та якості деталей	ики слуху людини	яких підтверджена
2.	Постійні витрати	Незначні	Значні	Значні	Потрібні затрати на розробку самого пристрою для проведення діагностики	Потрібно збільшити діапазон вимірювальних частот для кращого відображення картини	Витрати на виробництво такого пристрою в десятки разів менше аналогів
3.	Орієнтована ціна	\$1000	\$30000	\$20000	Для створення пристрою ціна може коливатись	Для проведення досліджень при діагностиці затрати не потрібні	Ціна є найнижчою на ринку

5.2. Технологічний аудит ідеї проекту

Табл.5.3. Технологічна здійсненність ідеї проекту

№ п/п	Ідея проекту	Технології її реалізації	Наявність технологій	Доступність технологій
1	Розробка пристрою для проведення досліджень патологій середнього вуха (ехо-спектрометр)	Програмний продукт Matlab	Наявна	Доступна
2	Розроблення рекомендацій щодо проведення діагностики середнього вуха людини	Методика для проведення досліджень	Наявна	Доступна
<p>Обрана технологія реалізації ідеї проекту:</p> <p>Буде розроблений пристрій на базі програмного продукту Matlab, за допомогою якої буде можливість отримати частотну характеристику коефіцієнту відбиття від барабанної перетинки та фактору норми.</p>				

5.3. Аналіз ринкових можливостей запуску стартап-проекту

Табл.5.4. Попередня характеристика потенційного ринку стартап-проекту

№	Показники стану ринку (найменування)	Характеристика
---	--------------------------------------	----------------

п/п		
1	Кількість головних гравців, од	3
2	Загальний обсяг продаж, грн/ум.од	20000
3	Динаміка ринку (якісна оцінка)	Зростає
4	Наявність обмежень для входу (вказати характер обмежень)	Немає
5	Специфічні вимоги до стандартизації та сертифікації	Є
6	Середня норма рентабельності в галузі (або по ринку), %	35%

Табл.5.5. Характеристика потенційних клієнтів стартап-проекту

№ п/п	Потреба, що формує ринок	Цільова аудиторія (цільові сегменти ринку)	Відмінності у поведінці різних потенційних цільових груп клієнтів	Вимоги споживачів до товару
1	Зниження ціни на виготовлення обладнання для проведення діагностики слуху	Пацієнти з вадами слуху. Від легких та глибоких втрат слуху	Важлива ціна товару та гарантійна і постгарантійна підтримка з боку постачальника	Продукція повинна бути одночасно недорогою та надійною
2	Якісне покращення отриманих	Пацієнти з вадами слуху (від середніх до	Співвідношення ціна/якість проведення	Результати діагностики повинні

	даних в ході проведення діагностики слуху та проведення процедур для немовлят	глибоких втрат слуху),	діагностики слуху	відповідати реальному стану пацієнта
--	---	------------------------	-------------------	--------------------------------------

Табл.5.6. Фактори загроз

№ п/п	Фактор	Зміст загрози	Можлива реакція компанії
1	Ефект масштабу	Можливість зростання обсягу інвестицій, який доведеться вкласти новій компанії для проведення досліджень та розширення бази, щоб закріпитися на ринку	Зменшення масштабів досліджень, або зменшення собівартості продукції
2	Патенти	Можливість розроблення вже запатентованих ідей	Дослідження вже існуючих патентів в даній галузі
3	Відомий бренд	Можливість важкого подолання бар'єру при боротьбі з вже існуючими компаніями	Поширення інформації про переваги даного проекту

Табл.5.7. Фактори можливостей

№ п/п	Фактор	Зміст можливості	Можлива реакція компанії
1	Зниження цін на елементи для виготовлення обладнання для діагностики слуху	Буде знижена ціна на проведення діагностики слуху та операцій для вживлення імплантатів середнього вуха, що збільшить попит на продукцію	Збільшення обсягів досліджень та покращення якості
2	Можливість розширення ринку та експорт обладнання	Через низьку ціну на діагностику є можливість збільшення попиту і за кордоном, оскільки ціни на медицину та технічне обслуговування за кордоном значно перевищує українські товари та послуги, а при покращенні якості така можливість дуже вірогідна	Покращення якості товарів та послуг в цій сфері, та можливе співробітництво з більшими компаніями, обмін знаннями та технологіями для оптимізації товарів та послуг.

Табл.5.8. Ступеневий аналіз конкуренції на ринку

Особливості конкурентного середовища	В чому проявляється дана характеристика	Вплив на діяльність підприємства (можливі дії компанії, щоб бути конкурентоспроможною)
1. Вказати тип конкуренції - олігополія	На ринку існує дві основні фірми	Орієнтуватися на ринок України та Європи
2. За рівнем конкурентної боротьби - локальний	Головні конкуренти знаходяться на ринку США та Європи	Орієнтуватися на ринок України та Європи
3. За галузевою ознакою - внутрішньогалузева	Конкуренція відбувається між компаніями однієї галузі	Покращувати якість, не збільшуючи ціну
4. Конкуренція за видами товарів - товарно-видова	Конкуренція відбувається між компаніями, які розроблюють однакові продукти, але при різному відношенні ціна/якість	Зберігати тенденцію на збільшення якості
5. За характером конкурентних переваг - цінова	Головним критерієм конкуренції наразі є ціна на продукцію	Внести конкуренцію за якістю
6. За інтенсивністю - не марочна	Одним з головним критерієм конкуренції є якість	Внести конкуренцію за ціною

Табл.5.9. Аналіз конкуренції в галузі за М. Портером

	Прямі конкуренти в галузі	Потенційні конкуренти	Постачальники	Клієнти	Товари-замінники
Складові аналізу	Interacooustics, Amplivox	Ефект масштабу, патенти	Продукція постачальника посідає важливе місце у виробництві даної галузі	Кількість споживачів, доступність інформації для споживачів	Товари замінники не існують
Висновки :	Конкуренція боротьба велика в основному на ринку США та Європи	- Є можливість входу на ринок України та в подальшому на ринок Європи; - Потенційні конкуренти є на ринку США та Європи;	Постачальники не диктують умови на ринку	Головним критерієм для клієнтів є найкраще співвідношення ціна-якість. Проте в цій галузі дуже важливим критерієм	Є обмеження для роботи на ринку через товари та послуги замінники.

				є також досвід. В Україні споживачі мало проінформовані про такі можливості.	
--	--	--	--	--	--

Табл.5.10.Обґрунтування факторів конкурентоспроможності

№ п/п	Фактор конкурентоспроможності	Обґрунтування (наведення чинників, що роблять фактор для порівняння конкурентних проектів значущим)
1	Низька ціна	Через низьку ціну можливий великий попит, що дасть можливість розвиватися далі
2	Відношення ціна/якість	За рахунок відношення ціна/якість та розширених можливостей діагностики можна заволодіти ринком як в Україні так і за кордоном

Табл.5.11.Порівняльний аналіз сильних та слабких сторін «Розробка електроакустичної моделі середнього вуха»

№ п/п	Фактор конкурентоспроможності	Бали 1-20	Рейтинг товарів-конкурентів у порівнянні зі стартап-проектом							
			-3	-2	-1	0	1	2	3	
1	Низька ціна	15	Intera cousti cs		Amp livox					
2	Відношення ціна/якість	17				Ampli vox, Interac oustics				

Табл.5.12.SWOT- аналіз стартап-проекту

Сильні сторони: Низька ціна	Слабкі сторони: Новачок на ринку
Можливості: Зайняти місце на ринку України, а з часом Європи	Загрози: Патентні суперечки

Табл.5.13.Альтернативи ринкового впровадження стартап-проекту

№ п/п	Альтернатива (орієнтовний комплекс заходів) ринкової поведінки	Ймовірність отримання ресурсів	Строки реалізації
1	Загарбник	Висока	1 рік

5.4. Розроблення ринкової стратегії проекту

Табл.5.14.Вибір цільових груп потенційних споживачів

№ п/п	Опис профілю цільової групи потенційних	Готовність споживачів сприйняти продукт	Орієнтовний попит в межах цільової групи (сегменту)	Інтенсивність конкуренції в сегменті	Простота входу у сегмент

	клієнтів				
1	Медичні центри	Готові	Великий	Висока	Середня
2	Приватні особи	Готові	Великий	Висока	Мала
Які цільові групи обрано: В якості цільової групи обрано медичні центри					

Табл.5.15.Визначення базової стратегії розвитку

№ п/п	Обрана альтернатива розвитку проекту	Стратегія охоплення ринку	Ключові конкурентоспроможні позиції відповідно до обраної альтернативи	Базова стратегія розвитку
1	За цільову групу обрано медичні центри	Концентрований маркетинг	Низька ціна на виріб, гарантійне та пост гарантійне обслуговування	Стратегія спеціалізації
2	Обрано весь ринок	Масовий маркетинг	Відношення ціна/якість	Стратегія лідерства по витратах

Табл.5.16.Визначення базової стратегії конкурентної поведінки

№ п/п	Чи є проект «першопрохідцем» на ринку?	Чи буде компанія шукати нових споживачів, або забирати існуючих у конкурентів?	Чи буде компанія копіювати основні характеристики товару конкурента, і які?	Стратегія конкурентної поведінки*
1	Є, в Україні	Переконання існуючих споживачів у конкурентів	Ні	Стратегія лідера
2	Є, в Європі та США (за технічною сутністю)	Переконання існуючих споживачів у конкурентів	Ні	Стратегія заняття конкурентної ніші

Табл.5.17.Визначення стратегії позиціонування

№ п/п	Вимоги до товару цільової аудиторії	Базова стратегія розвитку	Ключові конкурентоспроможні позиції власного стартап-проекту	Вибір асоціацій, які мають сформувати комплексну позицію власного проекту (три ключових)
1	Низька ціна, висока надійність	Стратегія спеціалізації	Ціна виробу буде нижче ніж у конкурентів, гарантійна та пост гарантійна підтримка здійснюється локально	Відношення ціна/якість, підтримка споживачів
2	Якість, ціна проведення діагностики	Стратегія лідерства по витратам	Ціна діагностики буде нижчою ніж у конкурентів	Якісні отримані дані діагностики

5.5 Розроблення маркетингової програми стартап-проекту

Табл.5.18.Визначення ключових переваг концепції потенційного товару

№ п/п	Потреба	Вигода, яку пропонує товар	Ключові переваги перед конкурентами (існуючі або такі, що потрібно створити)
1	Спрощення проведення процедури та розширення вікового діапазону	Зниження ціни	Основною перевагою серед конкурентами є низька ціна, можливість проведення процедури для немовлят та спрощена процедура проведення тесту
2	Спрощення розробки нової методики діагностики слуху	Зниження ціни	Низька ціна на проведення діагностики слуху

Табл.5.19.Опис трьох рівнів моделі товару

Рівні товару	Сутність та складові		
I. Товар за задумом	Продукт використовується для застосування нової методики проведення діагностики слуху		
II. Товар у реальному виконанні	Властивості/характеристики	М/Нм	Вр/Тх /Тл/Е/Ор
	1. Побудова частотної характеристики	М	Тх
	2. Створення бази параметрів та характеристик	М	Тх
	3. Фактору норми	М	Тх
	Не потребує пакування, програмний продукт можна завантажити на ПК		
	Марка: ResTump inc. Назва товару: ResTump		
	Знижки постійним та оптовим клієнтам		
III. Товар із підкріпленням	Гарантія якості		
	Підтримка користувача		
За рахунок чого потенційний товар буде захищено від копіювання: особиста (персональна) ліцензія.			

Табл.5.20.Визначення меж встановлення ціни на обладнання для діагностики слуху

№ П/П	Рівень цін на товари-замінники	Рівень цін на товари-аналоги	Рівень доходів цільової групи споживачів	Верхня та нижня межі встановлення ціни на товар/послугу
1	> \$10000	> \$10000	\$10000-100000/міс	\$2000-4000
2	> \$20000	> \$20000	\$20000-200000/міс	\$8000-12000

Табл.5.21.Формування системи збуту

№ п/п	Специфіка закупівельної поведінки цільових клієнтів	Функції збуту, які має виконувати постачальник товару	Глибина каналу збуту	Оптимальна система збуту
1	Оптові закупівлі	Транспортування, поділ	без посередників	Традиційна
2	Купування через інтернет-магазин та в магазинах	Транспортування, поділ, встановлення контакту	Один посередник	Багатоканальна

Табл.5.22.Концепція маркетингових комунікацій

№ п/п	Специфіка поведінки цільових клієнтів	Канали комунікацій, якими користуються цільові клієнти	Ключові позиції, обрані для позиціонування	Завдання рекламного повідомлення	Концепція рекламного звернення
1	Консерватор	Конференції, виставки, інтернет	Якість, ціна	Показати переваги технології	Реклама повинна продемонструвати якість та надійність практичного застосування технології
2	Нерішучий	Інтернет, телебачення	Ціна	Ознайомити клієнтів з існуючою технологією	Реклама повинна вразити клієнта новизною технології

5.6. Висновки

Представлена технологія є новою на світовому ринку, проте на ринку України та Європи є конкуренти зі схожою концепцією. Для входу на ринок знадобиться час, оскільки потрібен реальний досвід, широкі дослідження та фінансова підтримка перед виходом у світ. Цільова група з часом буде тільки збільшуватися, оскільки кількість людей із проблемами слуху кожен рік зростає. Великою проблемою є погана проінформованість та платоспроможність жителів України. Проте, новизна і спрощеність цього методу має привернути увагу нових споживачів, оскільки медичні послуги та товари закордоном на порядок дорожчі ніж в Україні. В результаті будуть збільшені обсяги експорту.

Через низьку ціну, можливість проведення процедури для немовлят, простоту проведення, високу точність результатів та взагалі відношення ціна/якість проект є конкурентоспроможним.

За цільову групу клієнтів обрано медичні центри, оскільки у них великий масштаб закупівель.

Проект має перспективу і у інших напрямках, є можливість розвиватися та покращувати у інших напрямках сфери медичного обслуговування шляхом залучення нових розробок.

ВИСНОВКИ

Диплом складається з п'яти розділів.

У першому розділі розглянуті сучасні методи діагностики слухової системи людини, їх переваги та недоліки. Як і було зазначено, можна виділити три основні методи за якістю результатів: застосування тимпанометрії, ото акустична емісія та використання комп'ютерного вушного ехо-спектрометра.

Другий розділ присвячений огляду пакету Comsol та опису акустичних та механічних характеристик моделей звукопровідної системи здорового вуха людини та протезу. Обрана модель замінника має велику практичну популярність.

Третій розділ являє собою дослідження запропонованих моделей. Результати показують, що модель замінника має достатньо високу ефективність на смузі частот, а розкид величини коефіцієнту передачі становить 10%. Щодо моделі звукопровідної системи, то все не так однозначно. Так, значення коефіцієнту передачі мають вищі значення на низьких частотах, проте на частоті 1000 Гц наявне характерне його зниження, а починаючи з частоти 2700 Гц коефіцієнт поступово спадає до 13. Безумовно, можна зробити висновок, що замінник менш ефективний, проте модель звукопровідної системи потребує поліпшення. Із її суттєвих недоліків – не врахована наявність хрящових тканин між кісточками та барабанною перетинкою та врахована рідина, в якій знаходиться система. Тим не менш, наявність такої моделі є суттєвим прогресом в дослідженнях слухової системи.

У четвертому розділі увагу було прикуто до досліджень слухових властивостей декількох пацієнтів за допомогою ехо-спектрометра та порівняння результатів з моделюванням. Отримавши частотну характеристику коефіцієнту відбиття від барабанної перетинки та зворотного коефіцієнту бачимо, що характер кривої досить схожий, отже доцільність використання такого методу підтверджена.

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. <https://aurora.ua/ru/sluh/diagnostika-i-sluhoprotezirovanie/diagnostika-sluha-metodami-subektivnoi-audiometrii.htm>
2. «ГЛУХОТА ТА ТУГОВУХІСТЬ У ДІТЕЙ: ПРИЧИНИ, ДІАГНОСТИКА, ЛІКУВАННЯ ТА ПРОФІЛАКТИКА», Г. М. Кожушко, О. А. Прокопович, 2017
3. <https://bettertone.com.ua/uk/slukhovi-vyklykani-potentsialy/>
4. A. Prodeus, V. Lozinskyi, A. Semenchuk, A. Harasiuk, S. Klymenko, A. Telenga, “Subjective Assessment of the Influence of Room Characteristics on Intelligibility of Noised Speech”, IEEE 39th International Conference on Electronics and Nanotechnology (ELNANO), 2019
5. <http://ergoya.com.ua/impedansometriya-2/>
6. <http://medbe.ru/materials/audiologiya/akusticheskaya-refleksometriya/>
7. Е. Гарбарук, О. Горкина, П. Павлов, «Отоакустическая эмиссия: фундаментальные предпосылки и клинические применение (обзор литературы)», 2019
8. http://www.pathme.at.ua/ua_metode_oae.html
9. <https://bettertone.com.ua/uk/service/audiometriya-slukhu/>
10. <https://www.comsol.ru/comsol-multiphysics>
11. J. A. Stone, S. K. Mukherji, B. S. Jewett, V. N. Carrasco, M. Castillo, “CT Evaluation of Prosthetic Ossicular Reconstruction Procedures: What the Otologist Needs to Know”, 2000
12. Найда С.А. Спосіб експрес-контролю норми акусто-механічної системи вуха та комп’ютерний вушний ехо-спектрометр для його реалізації // Патент України на винахід № 63226; номер заявки №2003032015 ; заявл. 06.03.2003; опубл. 15.01.2004, Бюл. №1, власник НТУУ “КПІ”.

13. Дидковский В.С., Найда С. А., Чернецкая Н.В. Эхоскопия уха - новое направление исследования и диагностики слуха // Электроника и связь. - 1997. -№2. -С.261-265.
14. Дидковский В.С., Найда С. А. Актуальные направления исследований в области технической акустики // Электроника и связь. -1998. -№4. -Ч.3. - С.608-612.
15. Дідковський В.С., Найда С.А., Алексеєнко О.В. Широкопasmові електроакустичні тракти медичних приладів. - Кіровоград: Імекс-ЛТД, 2014.- 264 с. ISBN: 978-966-189-240-7.
16. V.S. Didkovskiy, S.A. Naida. Building-up principles of auditory echoscope for diagnostics of human middle ear // Radioelectronics and Communications Systems, 2016, V. 59, No. 1, p. 39-46. doi: <http://dx.doi.org/10.3103/S0735272716010039>
17. Зубченко О. О. Широкопasmовий аудіологічний скрінінг слуху людини // Автореферат кандидатської дисертації: спеціальність 05.09.08, “Прикладна акустика та звукотехніка”, науковий керівник д.т.н., проф. Найда С.А., дата захисту 29.03.2016 р. <http://ela.kpi.ua/handle/123456789/15362>
18. Дідковський В.С., Найда С.А., Зубченко О.О. Вушний ехо-спектрометр для контролю норми середнього вуха людини // Патент України на корисну модель №80345, номер заявки №u201213529 від 26.11.2012; опубл. 27.05.2013, Бюл.№ 10.
19. Найда С. А., Лозенко Е. Р., Электроакустический зонд широкополосного ушного эхо-спектрометра для скрининга слуха новорожденных // Electronics and Communications, №1, 2017, 13 с.
20. Найда С.А., Лозінський Б.В., Лозінський В.В. Определение частотных характеристик среднего уха // II Міжнародна науково-практична конференція “Концептуальні шляхи розвитку науки”, 14-15 квітня 2017 р., м.Київ. –С.10-13.

21. Лозінський В.В. Дослідження акустичних характеристик середнього вуха людини за допомогою комп'ютерного вушного ехоспектрометра // XI Міжнародна науково-технічна конференція молодих вчених “Електроніка-2018”, 3-5 квітня 2018 р., м.Київ. –С.89-92.