

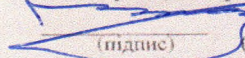
НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»
Факультет Електроніки
(повна назва інституту/факультету)

Кафедра Акустичних та Мультимедійних електронних систем
(повна назва кафедри)

«На правах рукопису»
УДК _____

«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 і знаходження парціальних частот зовнішнього та середнього вуха людини

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

Гарасюк Анастасія Олегівна
(прізвище, ім'я, по батькові)

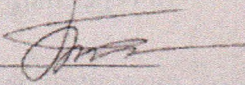

(підпис)

Науковий керівник професор каф. АМЕС, д.т.н. Дідковський В. С.
(посада, науковий ступінь, вчене звання, прізвище та ініціали)

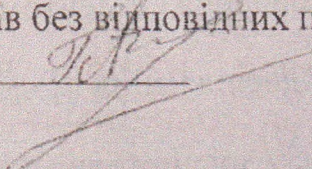

(підпис)

Рецензент проф. каф. електронної інженерії, д.т.н. Прокопенко Ю. В.

(посада, науковий ступінь, вчене звання, науковий ступінь, прізвище та ініціали)


(підпис)

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

Студент _____


(підпис)

Київ – 2020 року

Національний технічний університет України

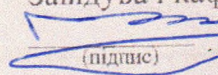
«Київський політехнічний інститут
імені Ігоря Сікорського»

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

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

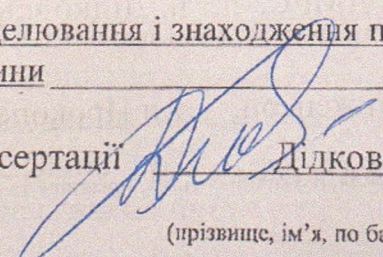
«12» 05 2020 р.

ЗАВДАННЯ

на магістерську дисертацію студенту

Гарсюк Анастасії Олегівні
(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема дисертації Моделювання і знаходження парціальних частот зовнішнього та середнього вуха людини

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

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

2. Строк подання студентом дисертації 09 травня 2020 р.

3. Об'єкт дослідження модель зовнішнього та середнього вуха людини

4. Предмет дослідження (Вихідні дані – для магістерської дисертації за освітньо-професійною програмою) акустичні характеристики слухової системи людини, а саме виміряна експериментально частотна характеристика вуха людини.

5. Перелік завдань, які потрібно розробити дослідити існуючі методи моделювання слухової системи, провести моделювання зовнішнього та середнього вуха для знаходження парціальних частот.

6. Перелік графічного (ілюстративного) матеріалу 1)Анатомія слухової системи людини; 2)Моделі середнього вуха людини; 3) Результати моделювання зовнішнього та середнього вуха;

7. Орієнтовний перелік публікацій «Розвиток методів моделювання зовнішнього та середнього вуха людини», «Застосування ортогональних подань для знаходження пуассонівської спектральної щільності шумових діагностичних сигналів», «Subjective Assessment of the Influence of Room Characteristics on Intelligibility of Noised Speech», «Predictive Estimation of Speech Intelligibility Masked by Noise Interference Using Analytical Modeling», «Аналіз спектральних характеристик української та декількох європейських мов».

8. Дата видачі завдання 10.09.2018 р.

Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання магістерської дисертації	Строк виконання етапів магістерської дисертації	Примітка
1	Ознайомлення з існуючими методами моделювання слухової системи людини	12.09.2018 – 30.12.2018	виконано
2	Механічне моделювання середнього вуха людини	01.01.2019 – 30.10.2019	виконано
3	Створення електричної моделі та її дослідження	01.11.2020 – 01.02.2020	виконано
4	Підготовка матеріалів до друку та оформлення пояснювальної записки	02.02.2020 – 08.05.2020	виконано
5	Підготовка та оформлення презентації для доповіді	15.05.2020	

Студент

(підпис)

А.О.Гарасюк

(ініціали, прізвище)

Науковий керівник дисертації

(підпис)

В.С.Дідковський

(ініціали, прізвище)

РЕФЕРАТ

Обсяг дипломної роботи складає 88 сторінок, 25 таблиць, 28 рисунків, 51 літературне джерело та 4 додатки.

Наша здатність чути залежить насамперед від звукових хвиль, які рухаються через зовнішнє та середнє вухо до внутрішнього вуха. Отже, характеристики зовнішнього та середнього вуха забезпечують передачу звуку до внутрішнього вуха. Тому вкрай важливо розуміти механізм роботи слухової системи людини.

Дослідження людського слуху, як правило, засновані на експериментах в природних умовах або в пробірці на тимчасових кісткових зразках. Їхньою ціллю, по-перше, є отримання уявлення про функціональність всієї системи або середнього вуха та, по-друге, оцінка впливу захворювань і хірургічної реконструкції на здатності слуху.

У роботі проведено аналіз існуючих методів моделювання середнього вуха людини та запропоновано розширену модель зовнішнього та середнього вуха людини з використанням методу електромеханічних аналогій.

Ключові слова: *середнє вухо; електромеханічні аналогії; частотна характеристика; електрична модель середнього вуха.*

ABSTRACT

The volume of the thesis is 88 pages, 26 tables, 25 figures, 51 references and 4 appendices.

Our ability to hear depends primarily on sound waves traveling through the outer and middle ear toward the inner ear. Hence, the characteristics of the outer and middle ear affect sound transmission to/from the inner ear. Therefore, it is extremely important to understand the mechanism of the human auditory system.

Studies of human hearing are usually based on experiments in vivo or in vitro on temporary bone samples. Their purpose, firstly, is to get an idea of the functionality of the entire system or middle ear and, secondly, to assess the impact of disease and surgical reconstruction on hearing.

The main possible approaches for theoretical obtaining of the external and middle ear frequency response based on the results of the average frequency response of a healthy person are analyzed, namely: a mechanical model with concentrated parameters, a finite element method and an electromechanical analogy method.

As a result, an equivalent electrical circuit is proposed that takes into account both the outer ear and the middle ear, and allows you to reproduce more of the characteristic resonances of the frequency response of the average healthy person.

Keywords: *middle ear; electromechanical analogies; frequency response; middle ear electrical model.*

ЗМІСТ

ВСТУП.....	8
РОЗДІЛ 1. ВІДОМОСТІ ПРО СЛУХОВУ СИСТЕМУ ЛЮДИНИ	9
1.1. Анатомія та фізіологія слухової системи.....	9
1.2. Сучасні представлення про середнє вухо	11
1.3. Внутрішнє вухо людини	15
1.4. Відомості про акустичні характеристики слухової системи людини.....	21
Висновки до першого розділу.....	30
РОЗДІЛ 2. ОГЛЯД ВІДОМИХ МОДЕЛЕЙ СЕРЕДНЬОГО ВУХА ЛЮДИНИ	31
2.1. Класична модель трансформатора	31
2.2. Двопортові моделі.....	32
2.3. Моделі зв'язаних елементів.....	34
2.3.1. Еквівалентна схема середнього вуха людини за Найдою С.А.....	34
2.4. Розподілена лінія електропередачі.....	36
2.5. Метод скінченних елементів.....	37
2.6. Моделювання елементів з дробовим порядком.....	47
Висновки до другого розділу	49
РОЗДІЛ 3. РЕЗУЛЬТАТИ МОДЕЛЮВАННЯ ЗОВНІШНЬОГО ТА СЕРЕДНЬОГО ВУХА ЛЮДИНИ.....	50
3.1. Передумови моделювання та постановка проблеми	50
3.2. Механічна модель зовнішнього та середнього вуха людини.....	53
3.2.1. Аналітичне знаходження власних частот системи з трьома степенями свободи.....	54
3.3. Електрична модель зовнішнього та середнього вуха	59

Висновки до третього розділу.....	66
РОЗДІЛ 4. РОЗРОБКА СТАРТАП-ПРОЕКТУ.....	67
4.1. Опис ідеї проекту.....	67
4.2. Технологічний аудит ідеї проекту.....	68
4.3. Аналіз ринкових можливостей запуску проекту.....	69
4.4. Розробка ринкової стратегії проетку.....	78
4.5. Розробка маркетингової програми проекту	79
Висновки до четвертого розділу	82
ВИСНОВКИ ДО РОБОТИ	83
СПИСОК ВИКОРИСТАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ	84

ВСТУП

У світі майже 10% людей мають різноманітні патології слуху. Майже 500 млн населення живуть із туговухістю чи повною глухотою; із них понад 32 млн — діти. За останньою статистикою близько 55 млн людей у Південній Америці страждають різною формою втрати слуху на одне чи два вуха; 16% дорослих європейців мають втрату слуху. Тому проблема дослідження слухової системи людини з метою покращення теоретичного та практичного оснащення діагностування для подальшого лікування людей зі слуховими вадами є надзвичайно гострою.

Вивчення механіки зовнішнього та середнього вуха протягом останніх років викликає чималий інтерес, оскільки її розуміння дозволяє застосовувати нові методи хірургічної реконструкції вуха. При цьому, знання передавальних характеристик середнього вуха, що є перетворювачем який дозволяє ефективно передавати енергію сигналу в завиток, коли звук спочатку перетворюється на механічні коливання ланцюга барабанної перетинки та кісточок, а потім у вібрації рідини у внутрішньому вусі [3]. При відсутності такого трансформатора енергія коливань у більшій мірі буде відбиватися на межі овального вікна з рідиною лабіринту.

Дана робота присвячена розвитку методів моделювання зовнішнього та середнього вуха людини та розв'язку задачі синтезу елементів слухової системи.

РОЗДІЛ 1. ВІДОМОСТІ ПРО СЛУХОВУ СИСТЕМУ ЛЮДИНИ

1.1. Анатомія та фізіологія слухової системи

Найяскравіші відмінності між вухом людини та вухами інших ссавців полягають у будові крайньої зовнішньої частини – вушної раковини. У людини вушна раковина є майже рудиментарною, як правило, нерухомою оболонкою, що лежить близько до голови. Основна функція вушної раковини – спрямовувати вхідний звук у зовнішній слуховий канал і сприяти локалізації звуку.

Вона складається з тонкої пластинки жовтого еластичного хряща, покритою щільно прилягаючою шкірою. Хрящ формується в чітко окреслені западини, хребти та борозни, які утворюють неправильну неглибоку воронку. Найглибша впадина, яка веде безпосередньо до зовнішнього слухового каналу, або акустичного проходу, називається конха. Частково вона охоплена двома невеликими виступами, козелком (*tragus*) спереду та протикозелком (*antitragus*) ззаду (рис.1). Над козелком знаходиться завиток (*helix*), що починається з «підлоги» конхи і продовжується до верхньої частини вушної раковини. Внутрішній концентричний хребет, протизавиток (*antihelix*), оточує раковину та відокремлений від спіралі борозни, яка також називається ямкою завитка. У деяких вухах у верхній, задній частині завитка видно невелику випуклість, відому як горбок Дарвіна; це залишок складеної точки вуха віддаленого предка людини. Сережка(*lobule*)- м'ясиста нижня частина вушної раковини - єдина область зовнішнього вуха, яка не містить хрящів. Вушна раковина також має кілька невеликих рудиментарних м'язів, які прикріплюють її до черепа та шкіри голови. У більшості людей ці м'язи не функціонують, хоча деякі люди можуть добровільно активувати їх для виробництва обмежених рухів.

Зовнішній слуховий канал - це трохи вигнута трубка, яка простягається всередину від підлоги конхи та закінчується біля барабанної перетинки. У своїй зовнішній третині стінка каналу складається з хряща; у внутрішніх дві третини, з кістки. По всій довжині проходу вистелена шкіра, яка також покриває зовнішню поверхню барабанної перетинки. Тонкі волоски, спрямовані назовні та видозмінені потові залози, які виробляють вушну сірку, вирівнюють канал і відштовхують комах від їх потрапляння.

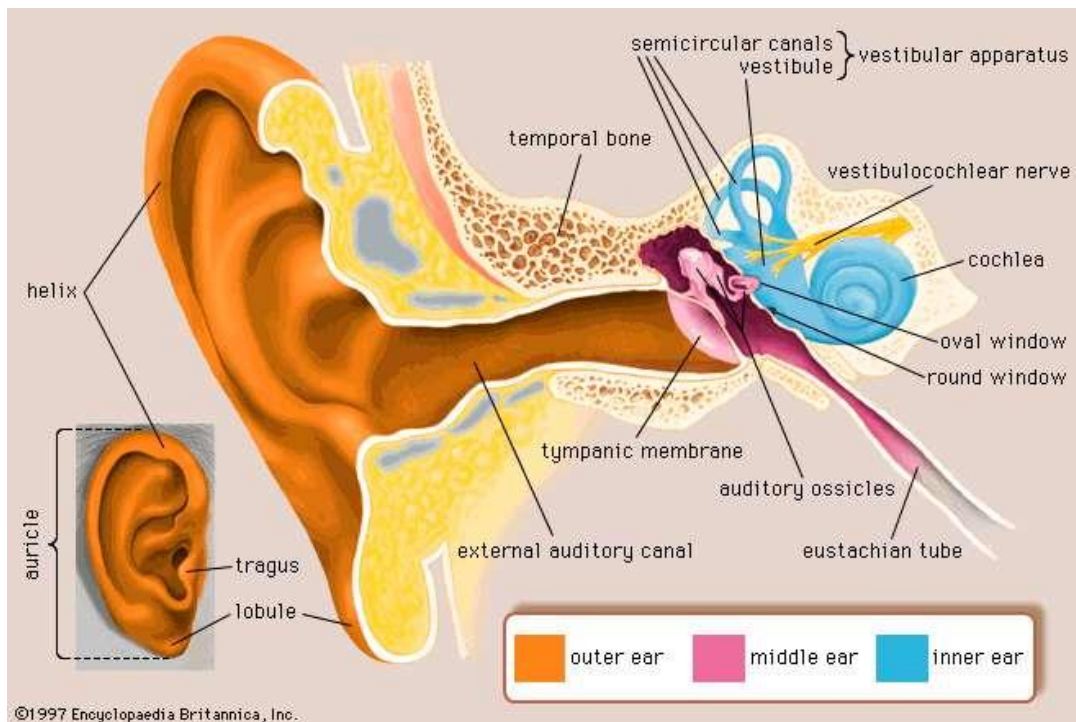


Рис.1 Будова зовнішнього, середнього та внутрішнього вуха

Барабанна перетинка стоїть під кутом $45-50^\circ$ до лінії, проведеної через дно зовнішнього слухового проходу, тобто її площа більша за площу зовнішнього слухового проходу.

Товщина й еластичність барабанної перетинки в різних відділах досить значно відрізняються. Так, в центральних відділах і на периферії вона має більшу товщину, ніж в проміжній зоні. Максимальна її товщина 100 мкм, мінімальна - 50 мкм. Барабанна перетинка має певну конусоподібність,

спрямовану вершиною (*umbo*- зона прикріплення рукоятки молоточка) всередину барабанної порожнини. У барабанній перетинці розрізняють натягнуту частину (*pars tensa*) і не натягнуту (*pars flaccida*). Натягнута частина барабанної перетинки вставлена в кісткове кільце (*annulus tympanicus*), і утримується там за рахунок кільцеподібної зв'язки (*annular ligament*).

Основою барабанної перетинки є шар сполучнотканинних волокон, зовні покритий епітелієм, зсередини - слизовою оболонкою барабанної порожнини. У тканинній плівці, що становить основу барабанної перетинки, розрізняють кілька видів волокон: радіарні, циркулярні, параболічні (передні та задні), півмісяцеві та поперечні. Радіарні волокна поширюються від рукоятки молоточка до периферії; таким чином, в центрі їх кількість максимальна. Круглі волокна концентрично поширюються навколо рукоятки молоточка, в верхніх відділах набуваючи паралельний їй напрямок. Параболічні волокна починаються від латерального відростка молоточка та продовжуються донизу по параболічній кривій навколо рукоятки молоточка. У нижніх відділах барабанної перетинки є короткі поперечні волокна, що йдуть горизонтально. Півмісяцеві волокна зміцнюють край барабанної перетинки, відходячи від кільцеподібної зв'язки [1, 2].

1.2. Сучасні представлення про середнє вухо

Порожнина середнього вуха - це вузький заповнений повітрям простір. Невелике звуження ділить його на верхню і нижню камеру, барабанну порожнину, розташовану нижче. Ці камери також називають відповідно *atrium* та *attic*. Простір середнього вуха приблизно нагадує прямокутну кімнату з чотирма стінами, підлогою та стелею. Зовнішня (бічна) стінка простору середнього вуха утворена барабанною перетинкою. Стеля (верхня

стінка) - це тонка пластинка кістки, яка відокремлює порожнину середнього вуха від порожнини черепа та головного мозку вгорі. Підлога (нижня стінка) - це також тонка кісткова пластина, в цьому випадку відокремлює порожнину середнього вуха від яремної вени та сонної артерії внизу. Задня стінка частково відокремлює порожнину середнього вуха від іншої порожнини, соскоподібної антральної ділянки, але отвір у цій стінці веде до порожнини та до невеликих повітряних клітин осередку соскоподібного відростка, що є грубою, злегка частиною, що злегка виходить за межі скроневої кістки безпосередньо за зовнішнім слуховим каналом. У передній стінці знаходиться отвір євстахієвої труби (або слухової трубки), що з'єднує середнє вуха з носоглоткою. Внутрішня (медіальна) стінка, яка відокремлює середнє вуха від внутрішнього вуха, або лабіринт, є частиною кісткової отичної капсули внутрішнього вуха. Він має два невеликих отвори, або фенестри, один над іншим. Верхнє - овальнє вікно, яке закрито підніжжям стремінця. Нижнє - це круглє вікно, яке вкрите тонкою мембраною.

Три слухові кісточки - молоточок, коваделко(наковальня) та стремінце-утворюють рухливий ланцюг передачі сигналу від барабанної перетинки до овального вікна (рис.2). Ці три кісточки з'єднані між собою двома суглобами; третім з'єднанням в цій системі є кріплення основи стремінця в овальному вікні - синдесмоз (*syndesmosis tympanostapedial*). У першому з цих суглобів - коваделко-молоточковим (*incudomallearis*) суглобові поверхні покриті хрящем; суглоб має сідловидну форму, відстань між суглобовими поверхнями в ньому близько 150 мкм; еластична синовіальна капсула утримує суглоб. З огляду на форму суглобової поверхні, рухливість суглоба обмежена ротаційними рухами навколо осі, що проходить в передньо-задньому напрямку через короткий відросток коваделка та передній відросток молоточка. Опукла поверхня відростка (*processus lenticularis*) і відповідна їй западина на голівці стремінця утворюють коваделко-

придворний суглоб (*incudostapedial*). Це також справжній синовіальний суглоб, з синовіальними хрящовими поверхнями та суглобовою капсулою [3]. Остання має велику піддатливість, завдяки чому можливий досить великий обсяг рухів в цьому суглобі. Кріплення стремінця виконано за допомогою кільцеподібної зв'язки, характер і розташування волокон якої детально вивчені Eyster [4]. У цьому з'єднанні можливі як поштовхуючі рухи основи стремені, так і руху ротаційного характеру.

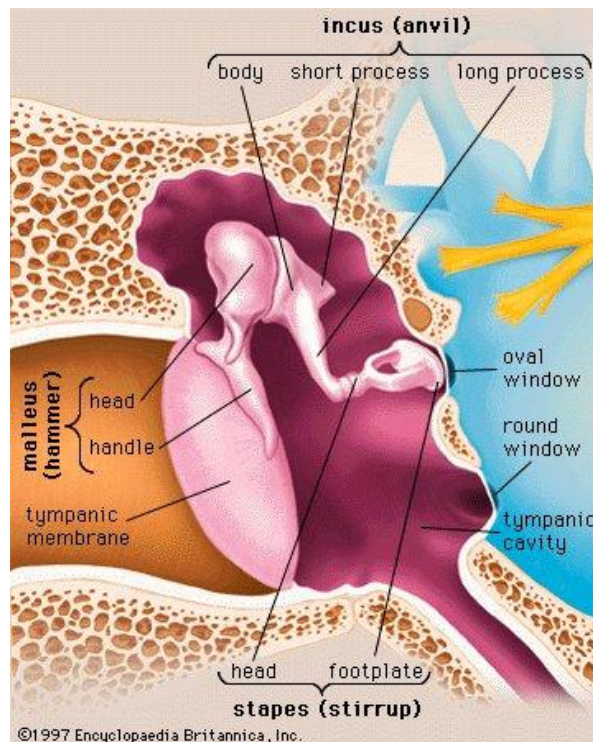


Рис.2 Будова середнього вуха

У механіці середнього вуха має величезне значення з'єднуючий апарат-передня, задня, верхня і бічна молоточкові зв'язки, задня зв'язка коваделка, за допомогою яких слухові кісточки утримуються у підвішеному стані в барабанній порожнині. Є два м'язи - м'яз, що натягує барабанну перетинку, і придворний м'яз, укладені в кісткові канали та пов'язані відповідними сухожиллями з ланцюгом слухових кісточок. Дія цих м'язів полягає в основному в зменшенні кількості енергії, що проводиться ланцюгом слухових кісточок. Особливий інтерес представляє акустичний рефлекс -

відповідь зовнішньобарабанних м'язів на подразнення інтенсивними звуками. У людини, на думку більшості авторів, акустичний рефлекс є головним чином, результатом скорочення придворного м'язу; м'яз, що напружує барабанну перетинку, відповідає тільки на надмірно інтенсивні звуки [4, 5, 6, 7]. Так, в дослідях на щурах було показано, що акустичний рефлекс викликається на 3 кГц при рівні звукового тиску 57 дБ, при цьому його поріг збільшується до вищих частот і зменшується до низьких з кроком приблизно 18 дБ на октаву [8]. Для людини загальноприйнятими вважається поява акустичного рефлексу при рівні звукового тиску 75 ± 5 дБ для широкосмугових звукових стимулів, для тонів 500-4000 Гц - 80-90 дБ. При зменшенні тривалості стимулів, починаючи від 1000 до 10 мс, пороги акустичного рефлексу підвищуються в середньому на 30 дБ [9-11].

У даний час вважається, що є головна вісь ротації слухових кісточок, що проходить від передньої молоточкової складки до задньої наковальної зв'язки, а також вісь спільної гравітації, що проходить через центри тяжкості молоточка і коваделка [3]. При обертанні навколо єдиної осі відбувається посилення коливань барабанної перетинки за рахунок важільного ефекту, так як рукоятка молоточка в 1,2-3,5 рази довше, ніж наступні елементи ланцюга слухових кісточок практично у всіх ссавців [12].

Самі коливання барабанної перетинки вперше були теоретично обґрунтовані Helmholtz[13]. Він запропонував теорію, згідно з якою коливання барабанної перетинки можна розглядати як коливання увігнутої мембрани й одним з механізмів посилення коливань є те, що в центрі барабанної перетинки за рахунок її увігнутості спостерігається більший зсув, ніж по краях. Співвідношення кривизни барабанної перетинки, згідно з цією теорією, залежать від взаємодії між натягом радіальних і циркулярних волокон, при цьому циркулярні волокна повинні бути розтяжними на

відміну від радіальних. Dahmann[14] і Esser[15] експериментально підтримали теорію Helmholtz. Guelke і Keen[16] довели значення м'язу, що натягує барабанну перетинку в зміні її кривизни і підтримці належного натягу. Критику теорії Helmholtz висловив Bekesy, який експериментально довів, що 65% барабанної перетинки жорстко пов'язано з рукояткою молоточка, таким чином барабанна перетинка вібрує як підвішена пластина [6]. Крім того, він не знайшов істотної різниці між еластичністю радіальних і циркулярних волокон. Wever і Lawrence[17], також не змогли відтворити результатів Helmholtz, Hartmann[18], вказавши на помилку в обчисленнях Helmholtz. Утім, з винаходом більш сучасних методик дослідження коливань барабанної перетинки Khanna Tonndorf було показано, що барабанна перетинка коливається на низьких частотах за законами, близькими до вказаних Helmholtz, проте жорстко пов'язані з рукояткою молоточка ділянки підкоряються залежностям, зазначеним Bekesy. Сучасними дослідженнями показано, що, хоча область рукоятки молоточка коливається менше, ніж інші ділянки барабанної перетинки в середньому, кривизна барабанної перетинки, безсумнівно, має значення у посиленні передачі вібрації на слухові кісточки, однак її величина значно менше, ніж це передбачалося Helmholtz [19, 20].

1.3. Внутрішнє вухо людини

Внутрішнє вухо - це найбільш медіальна частина вушної структури. Воно містить органи слуху та рівноваги і розташований у кістковому лабіринті перистої частини скроневої кістки. Будова внутрішнього вуха показана на рисунку 3.

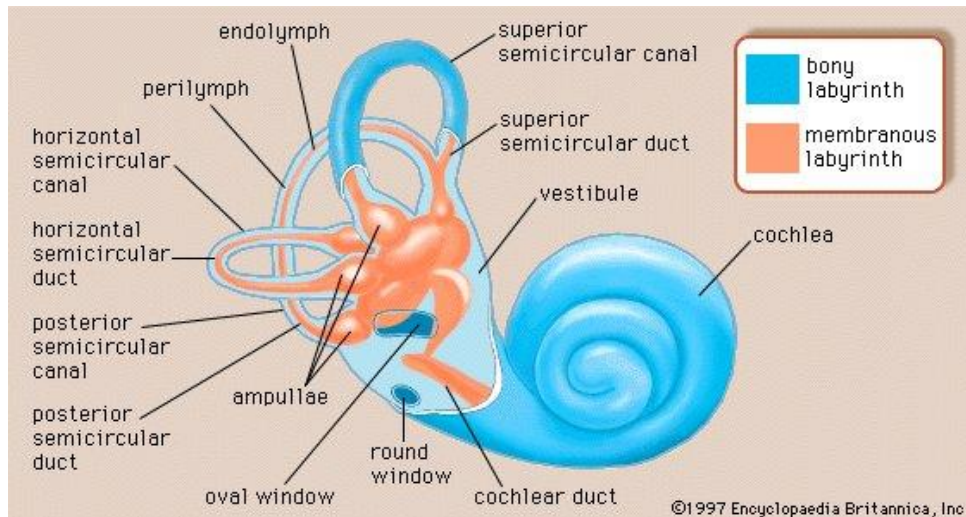


Рис. 3. Будова внутрішнього вуха

Кістковий лабіринт внутрішнього вуха має загальний об'єм близько 200 мм³ (Buckingham & Valvassordi, 2001) і розділений на три секції, що називаються переддвер'я (*vestibulum*), напівкруглі канали (*canales semicirculares*) та завиток (*cochlea*). Усі три відділи займають невеликий перетинчастий лабіринт, оточений нестисливою рідиною, що називається перилімфою, яка містить високий вміст натрію та низьку кількість калію, як рідина між клітинами організму. Основними частинами перетинчастого лабіринту є мембранозні напівкруглі канали, присінок (*vestibulum*), овальний мішечок (*sacculus*), маточка (*utricle*) та кохлея. Мембранозний лабіринт заповнений рідиною, яка називається ендолімфою, яка має високий вміст калію та мало вмісту натрію, як рідина всередині клітин. Взаємозв'язки між кістковим лабіринтом, мембранозним лабіринтом та пов'язаними з ними рідинами показані на рис.4. Маточка й овальний мішечок (в області вестибули) та перетинчасті напівкруглі канали є частинами вестибулярної системи. Ця система є органом рівноваги, що містить рецептори, чутливі до сили тяжіння, лінійних рухів та кутового прискорення голови.

Кохлея містить кохлеарний канал, який вміщує нейронні рецептори, чутливі до вібрацій і служить кінцевим органом для слуху.

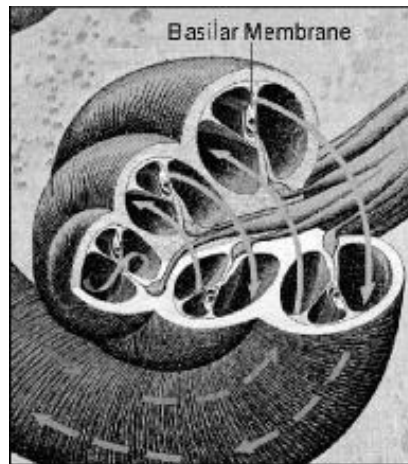


Рис.4. Будова завитка(Andringa, Niessen & Nillesen,2004).

Завиток є равликоподібною оболонкою, що закручена приблизно в $2\frac{1}{2}$ до $2\frac{3}{4}$ разів (Yost & Nielsen, 1977) навколо кісткового стовпа, який називається *modiolus*. Слуховий нерв і кровоносні судини, які постачають структури завитка, надходять у слизову через *modiolus*. Широкий кінець завитка називається основою, а вузький кінець – де повороти стають більш жорсткими, називається верхівкою. Базальний кінець закінчується овальними та круглими вікнами. Діаметр завитка близько 9,0 мм у її основи і 5,0 мм на її верхівці. Його загальна довжина (без намотування) приблизно 32 мм. Організація завитка така, що стимуляція його базального кінця призводить до сприйняття високих частот, а стимуляція апікального призводить до сприйняття низьких частот.

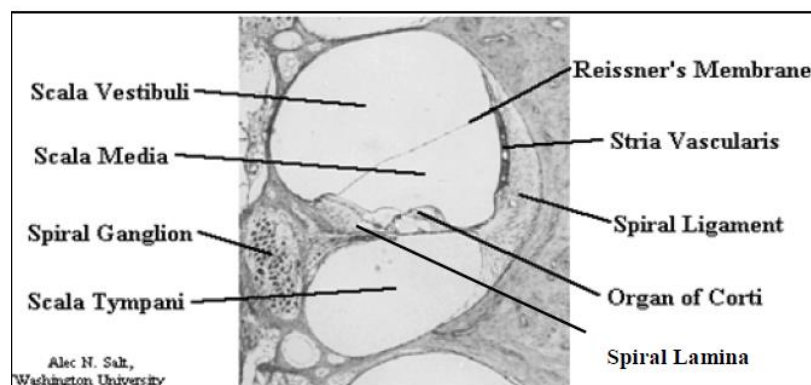


Рис. 5. Поперечний переріз завитка

Картина поперечного перерізу завитка показана на рис. 5. Ліва частина зображення зображує *modiolus*, що містить спіральний ганглії слухового нерва. Виступ назовні праворуч від *modiolus* - це тонка кісткова пластинка, яка називається спіральною пластинкою, яка ділить завиток на два канали, які називаються *scala vestibuli* (розташовані вище) та *scala tympani* (розташовані нижньо). *Scala vestibuli* бере свій початок біля овального вікна і є продовженням писінка(рис.5). Овальне вікно являє собою невеликий отвір в слизовій оболонці, вкритому мембраною. Підніжка стоп підвішена над овальним вікном. Овальне вікно служить стиком на шляху передачі між середнім і внутрішнім вухом. *Scala tympani* починається в іншому перетинчастому отворі до порожнини середнього вуха, який називається круглим вікном (рис.6).

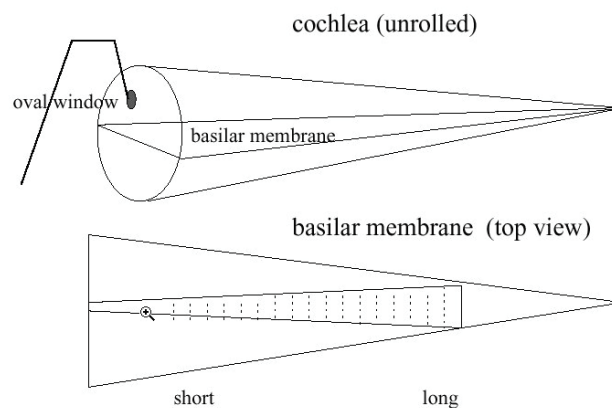


Рис.6. Розгорнутий схематичний вид базилярної мембрани

Між круглим вікном і окостеневим ланцюгом немає стику. Відсутність стику дозволяє круглому вікну компенсувати тиск, що діє на овальне вікно підніжкою стулок. *Scala vestibuli* і *scala tympani* заповнені перилімфою. Два канали є окремими, за винятком дуже вузького отвору на верхівці завитка, який називається гелікотремою. Між *scala vestibuli* і *scala tympani* є ще один трикутний канал, який називається кохлеарною протокою (*scala media*).

Scala media наповнюється ендолімфою і закінчується при гелікотремі. Верхня межа *scala media*, що відокремлює її від *scala vestibuli*, називається вестибулярною мембраною (мембрана Рейснера), тоді як нижня межа, відокремлюючи її від *scala tympani*, називається базилярною мембраною.

Базилярна мембрана відділяє *scala vestibuli* від *scala tympani* і є анатомічною основою органу Корті. Базилярна мембрана і орган Корті служать кінцевим трансформатором звукової енергії від механічної до хімічної. Орган Корті - це механо-біологічний перетворювач, де механічні коливання кохлеарних рідин перетворюються на нейронні імпульси, які направляються до мозку. Орган Корті розташований у межах *scala media* і рознесений по всій довжині базилярної мембрани.

Мембрана завдовжки приблизно 32 мм і товщиною 0,1 мм і складається з приблизно 24 000 волокон, що направлені в перпендикулярному напрямку до осі кохлеарної протоки. Слухові нервові клітини та кровоносні судини поширюються від *modiolus* в базилярну мембрану і підтримують біохімічні процеси, що виконуються в органі Корті. Хоча ширина завитка зменшується від основи до верхівки, ширина базилярної мембрани зростається у зворотному напрямку. Вона змінюється від ширини 0,06 мм біля основи до 0,5 мм на вершині (Yost & Nielsen, 1977). Відповідно, жорсткість і маса також змінюються по її довжині. Базилярна мембрана приблизно в 100 разів жорсткіша біля основи, ніж у верхівки. Схематичний вигляд розгорнутої базилярної мембрани показано на рис. 6.

Вібрація стремінця у овальному вікні приводить у рух кохлеарну рідину (перилімфу) у вестибулі. Коли стремінце коливається медіально, частина нестислимої рідини у внутрішньому вусі виштовхується через гелікотрему до *scala tympani*, що спричиняє зовнішнє випинання круглого вікна. Коли стремінце відтягується від завитка, мембрана круглих вікон *scala tympani* зміщується всередину до завитка. Наявність круглого вікна виключає

потенційні відбиття, щоб не виникало ніяких впливів всередині кохлеарної рідини під час руху овального вікна. Однак через різні розміри та рухливості овальних та круглих вікон зміщення круглого вікна приблизно на 10 дБ менші, ніж зміщення овального вікна (Maspétiol, 1963).

Рухи мембран овального та круглого вікон затримані один проти одного через час, необхідний для переміщення рідини через гелікотрему. Ці запізнілі рухи рідини в *scala vestibuli* і *scala tympani* створюють різницю тиску між обома каналами, які приводять у рух базилярну мембрану. Рух базилярної мембрани необхідний для розміщення миттєвого надлишку рідини, що рухається по її довжині. Рух базилярної мембрани приймає форму мандрівної (поперечної) хвилі, яка змінює свою величину вздовж авитки. Швидкість хвилі, що рухається, найбільша в основі (близько 2 м/с) авитки та зменшується з просуванням хвилі до вершини. Довжина хвилі стає довшою із збільшенням відстані від основи. Місце найбільшого переміщення базилярної мембрани визначається частотою руху і зміною характеристик жорсткості та маси базилярної мембрани по її довжині. Пікові зміщення базилярної мембрани приблизно в 30 разів більше, ніж у підніжжя стремінця, хоча вони ще дуже малі: порядку 0,01 мкм при 100 дБ SPL (менше діаметра атома водню).

Рухи базилярної мембрани приводять в рух орган Корті, що призводить до створення біохімічної реакції в нервових клітинах органу. Орган Корті - це структура, що містить вібраційні рецептори внутрішнього вуха, які перетворюють механічну енергію в електричну. Ця енергія призводить до нейронних імпульсів, які передаються в мозок .

Орган Корті містить приблизно 15 500 маленьких сенсорних клітин, які називаються волосяними клітинами (Yost & Nielsen, 1977), які організовані в чотири ряди, що проходять поздовжньо по базилярній мембрані. Вони жорстко прикріплені до волокнистого шару базилярної мембрани,

підтримуючи клітини (клітини Дейтера) та клітини внутрішнього та зовнішнього стовпа (стрижні Корті). Стрижні Корті утворюють трикутний канал Корті. Назва клітини походить від численних волосоподібних структур (війків), які виступають з верхівки клітин. Стереокілія кожної волосної клітини розташована в декілька характерних за формою рядів з поступово мінливою висотою, а їх кінчики з'єднані з клітинами волосся спеціальними волокнами, звані кінчиками (*tip links*).

Окремі волоскові клітини та пов'язані з ними нервові клітини налаштовані так, щоб найкраще реагувати на одну конкретну частоту, яку називають характерною частотою. Характерна частота специфічної волоскової клітини відповідає розташуванню цієї клітини по довжині базилярної мембрани. Коли звукові хвилі генерують в кохлеї хвилю, що рухається, точка максимального зміщення базилярної мембрани збігається з розташуванням волосяних клітин, налаштованих на частоту подразника. Тому кожна частота сигналу тонотопно відображається на конкретне місце, де генерується нейронна відповідь. Це разом з періодичністю швидкості вогню групами нейронів є механізмом кодування частоти сигналу в нейронну відповідь. Інтенсивність сигналу кодується у кількості волоскових клітин, збуджених подразником, і частоті подальших нейронних вистрілів.

1.4. Відомості про акустичні характеристики слухової системи людини

Середня довжина зовнішнього слухового каналу для дорослих становить 25 мм (Wever & Lawrence, 1954; Yost & Nielsen, 1977). Через похилу орієнтацію барабанної перетинки стінка післяверхового каналу приблизно на 6 мм коротша від протилежної (*anteroinferior*) стінки.

Ефективна акустична довжина каналу приблизно на 25% довша за його фізичну довжину через "кінцевий ефект" раковини та спосіб приєднання раковини до вуха (Teranishi & Shaw 1968). Середня основна резонансна частота зовнішнього слухового каналу становить 2600 Гц (Yost & Nielsen, 1954), що відповідає ефективній довжині вушного каналу (32 мм). Об'єм слухового проходу становить близько 1 см³ (Wever & Lawrence, 1954).

Опис звукового поля в зовнішньому слуховому каналі є складним завданням, особливо на більш високих частотах, на яких довжина звукової хвилі наближається до розмірів каналу. На щастя, поперечний переріз просвіту зовнішнього каналу є досить малим, щоб поперечним розповсюдженням можна було знехтувати більшості звукових частот. На думку Middlebrooks, Makous та Green (1989), основним способом розповсюдження хвиль в канілі є плоска прогресивна хвиля, яка медіально проходить вздовжзовнішнього слухового каналу. Якщо вважати, що канал веде себе як ріг (Webster, 1919), припущення добре застосовується для частот нижче певної частоти обрізання, f_0 , які можна обчислити як

$$f_0 = \frac{c}{\pi d}$$

де c - швидкість звуку в повітрі та d – діаметр зовнішнього слухового. Нижче цієї частоти середній діаметр різка невеликий порівняно з довжиною хвилі розповсюджувальної хвилі, і поширенням хвилі в напрямку, перпендикулярному до головної осі різка, можна знехтувати. Якщо припустити, що зовнішній слуховий канал- це прямий ріг, то одновимірне розповсюдження звукових хвиль уздовж нього могло б бути єдиним типом поширення приблизно до 15 кГц.

Зі збільшенням частоти зменшується довжина хвилі; отже, вище 15 кГц з'являться додаткові резонанси через відображення всередині каналу. Однак зовнішній слуховий прохід - це не прямий ріг.

Через значну кривизну фактична частота відсічення значно нижча і не перевищує 8 кГц. Stinson and Daigle (2005) повідомили про просторові зміни звукового тиску в поперечному перерізі проходу, що досягають 1,5 дБ при 8 кГц і 4,5 дБ при 15 кГц. Нижче 4 кГц просторові варіації були незначними.

Фактична геометрія зовнішнього слухового проходу та механічні властивості його стінок призводять до відносно широкого резонансу в діапазоні від 2000 до 3000 Гц. Деяке додаткове посилення звукового тиску на більш високій і нижчій частотах є результатом резонансних властивостей завитка та відбиття від різних частин людського тіла. На рис. 7 показано посилення звукового тиску в зовнішньому слуховому проході, викликане різними частинами тіла, коли звук надходить до вуха під кутом 45 градусів.

Крива, позначена "Г", - це загальна функція передачі проходу, що поєднує ефекти самоканалу, відбиття та відбиття тіла. Резонансні властивості завитка посилюють звуковий тиск близько 5000 Гц (крива "3"), а відбиття від *helix* та *antihelix* збільшують тиск у широкому діапазоні частот близько 4000 Гц (крива "4"). Комбіновані відбиваючі та резонансні ефекти призводять до посилення вхідного звуку в барабанній перетинці на 5-20 дБ між 1500 до 7000 Гц.

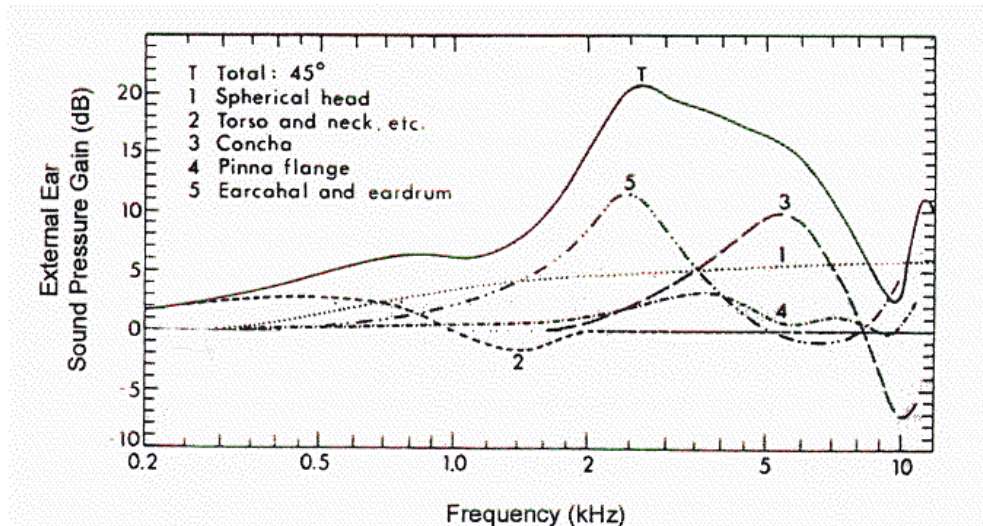


Рис. 7. Підсилення звукового тиску у вушному каналі та оточуючих його структурах (Shaw, 1974).

Збільшення звукового тиску, викликане вушною раковиною, головою та плечима, залежить від напрямку звуку, що надходить. Цей ефект показаний на рис.8. Звук, який наближається від 45-градусного кута призводить до найбільшого загального посилення в області середніх та високих частот, а резонанс завитка найбільше сприяє звукам, що надходять під кутами 90- та 135-градусного (Shaw, 1974).

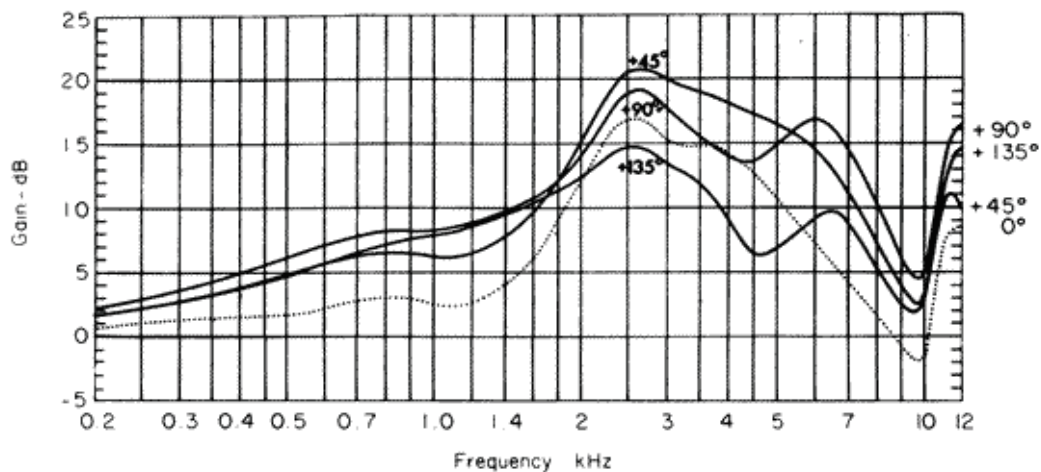


Рис. 8. Підсилення звукового тиску у вушному каналі як функція частоти для різних азимутів джерела (Pickles, 1988).

Власна частота ланцюга слухових кісточок 1400 Гц за Bekesy; за Moller основний резонансний пік середнього вуха 1200 Гц і додатковий на 800 Гц. Carhart вважає, що резонансна частота середнього вуха біля 2000 Гц.

Без системи середнього вуха більша частина акустичної енергії, яка надходить у зовнішній слуховий прохід була б відбита барабанною перетинкою. Відповідний трансформатор середнього вуха складається з трьох механізмів: (а) перетворювач тиску між великою площею барабанної перетинки та малою площею овального вікна, (б) важіль, що перетворює малу силу, що діє на плече, у більшу силу, що діє на стремінце, і (в) важіль, що перетворює велике зміщення барабанної перетинки в мале зміщення молоточка.

Найбільш ефективним із цих трьох механізмів є перетворювач тиску. Принцип дії перетворювачів тиску показаний на рис.9. Співвідношення між активною площею ТМ ($S_1 = 55 \text{ мм}^2$) та площею овального вікна ($S_2 = 3,2 \text{ мм}^2$) становить 17: 1 і виступає як підсилювач тиску. Якщо припустити, що кістяк кісткової тканини являє собою жорстку систему, що передає постійну силу від манубрія китиці до підніжжя ступи, цей механізм забезпечує близько 25 дБ посилення.

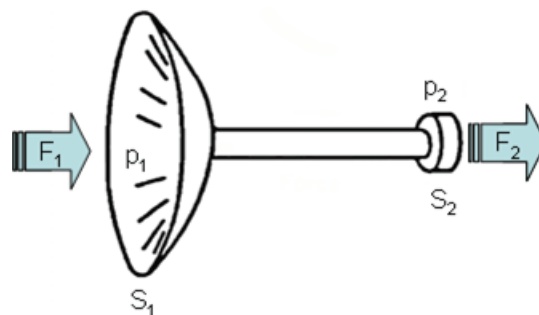


Рис. 9. Концепція перетворювача тиску. (Змінено за Pickles [1988].
Позначення 1 та 2 відповідають барабанній перетинці та овальному вікну відповідно.

Другий механізм - важільна дія кісткового ланцюга. Ця важільна дія впливає з того, що кістка кісткової тканини підтримується зв'язками середнього вуха в місцях з'єднання молоточка – та наковальні з масою кісток, розподіленою приблизно порівну по обидві сторони цієї точки (Buser & Imbert, 1992, стор. 137) . Коливальний рух барабанної перетинки створює обертальний рух кісткового ланцюга навколо передньо-задньої (передньої та задньої) осі в цьому стику, а важеподібна дія кістякового ланцюга передає енергію від відносно більшої кістки (молоточка) до менших кісток (наковальна та стремінце). Ця важільна дія показана на рис.10.

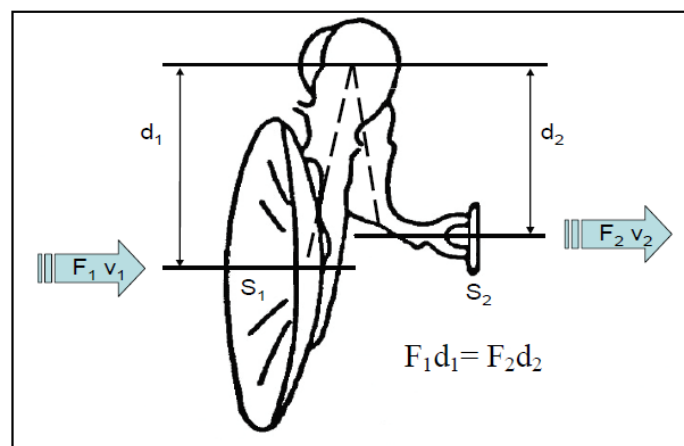


Рис. 10. Механізм дії важеля середнього вуха (модифікований від Pickles [1988])

Різниця між довжиною молоточка (d_1) і довжиною наковальні (d_2) призводить до дії важеля, що збільшує силу на підніжжя стремінця на коефіцієнт 1,15. Якщо припустити, що середнє вухо є ідеальним трансформатором і не втрачає енергію в передачі, ця важільна дія призводить до збільшення відношення сили на 1,15 або 1,2 дБ (Pickles, 1988). Насправді це співвідношення є функцією частоти, а також анатомічних

відмінностей між людьми і коливається від 1,0 до приблизно 2,5 (Brenkman, Grote and Rutten, 1987).

Третій механізм - це ефект вигину барабанної перетинки, який діє як другий важільний механізм вуха. Через форму барабанної перетинки та радіальне положення рукоятки молоточка зміщується менше на молоточку, ніж на краю, і збільшує силу, що діє на кістковий шар. Оскільки кістяк кісткової тканини працює як єдине ціле при низькій інтенсивності звуку, посилення сили в молоточку діє настремінце, збільшуючи тиск на овальне вікно. Чистий ефект механізму вигину барабанної перетинки - це підвищення тиску на овальному вікні приблизно в 2 рази (6 дБ).

Поєднані ефекти важельної дії кісточок і ефекту зміщення барабанної перетинки призводять до збільшення сили на $2 \times 1,15 = 2,3$, що діє на опорну поверхню стремінця, порівняно з силою, що діє на барабанну перетинку. Це збільшення викликає лише зменшення зміщення піку до піку на 2,0 до 2,5, про що повідомляли декілька авторів (Brenkman, Grote & Rutten, 1987; Gyo, Aritomo & Goode, 1987). Ці два механізми, поєднані із збільшенням рівня звукового тиску (SPL) у 17 разів через перетворювач тиску, створюють загальне збільшення SPL на підніжжя сходів в 39 разів (або 32 дБ) вихідної енергії. Це збільшення відповідає потенційній втраті енергії на 30+ дБ, викликаній початковою невідповідністю імпедансу між повітрям і кохлеарною рідиною.

Компенсація різниці імпедансів рідини внутрішнього вуха на повітря у зовнішньому слуховому проході зберігається для низьких частот і середніх до 2400 Гц; після цієї частоти функція середнього вуха стає малоефективною. Зсуви барабанної перетинки у *umbo* відносно постійні при низьких частотах приблизно до 500 Гц, а потім зменшуються зі швидкістю 6 дБ / октава (Shaw, 1974; Brinkman, Grote & Rutten, 1987). Зменшені

переміщення призводять до зменшення звукового тиску, що передається по кістковому ланцюгу. Крім того, виїмка на 3000 Гц у передачі середнього вуха, викликана соскоподібною порожниною та *aditus ad antrum* резонансом, ще більше знижує ефективну передачу звукового тиску (McElveen et al., 1982; Gyo, Goode, & Miller, 1986).

Зміщення осей руху в ланцюгу слухових кісточок зменшує амплітуду зміщення стремінця при частоті більшій 1000 Гц (коефіцієнт зміщення приблизно 2.5:1) і з коефіцієнтом 5:1 на частоті 2000 Гц. Проте, обмежена функціональність трансформатора слухових кісточок після частоти 2000 Гц частково компенсується резонансом зовнішнього вуха.

Можливо оцінити лінійність передачі звуку через середнє вуха зі змінами інтенсивності, вимірюючи зміщення стремінця у відповідь на заданий акустичний тиск на барабанну перетинку. Це означає, що при кожному збільшенні інтенсивності спостерігається відповідне збільшення зміщення стремінця. Діапазон лінійності середнього вуха залежить від специфіки акустичних сигналів, але зазвичай поширюється на 70-80 дБ SPL. Вище цього рівня інтенсивності передача стає нелінійною через наявність акустичного рефлексу. Якщо акустичному рефлексу можна запобігти, лінійність середнього вуха може спостерігатися до 120 дБ SPL (Guinan & Peake, 1967).

Середні значення опору середнього вуха та реактивності, виміряні Zwislocki (1975), показані на рис. 11. На низьких частотах вушний імпеданс виникає в основному від негативної реактивності, пов'язаної з еластичністю барабанної перетинки, і досягає від -1000 до -2000 акустичних Ом. Негативна реакційна здатність зменшується зі збільшенням частоти та стає незначною приблизно на 700 Гц. На більш високих частотах вушний опір є наслідком головним чином позитивної реактивності, пов'язаної з масою (інерцією) структур середнього вуха. Частини реактивності, що

контролюються жорсткістю, мають протилежні знаки та невілюють одна одну в середньочастотному діапазоні. Вушна реактивність практично незначна в діапазоні від 800 до 6000 Гц, внаслідок чого передача енергії від барабанної пертінки до кохлеарних рідин досягає свого максимуму (Gelfand, 1991). Опір барабанної пертінки становить від 250 до 300 rayls на проміжку до 3000 Гц (Moller, 1963, 1974; Zwislocki, 1975). Модуль $|Z|$ імпеданс середнього вуха зменшується до 1000 Гц з нахилом близько -12 дБ на октаву, залишається відносно постійним між 1000 і 3000 Гц і демонструє збільшення з нерівностями вище 3000 Гц (Buser & Imbert, 1992).

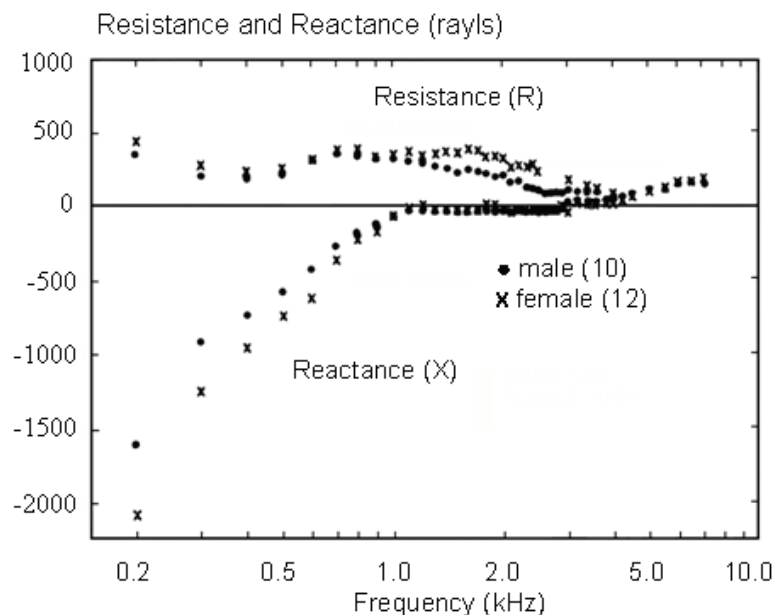


Рис. 11. Частотні характеристики стійкості та реактивності середнього вуха (Zwislocki, 1975).

Підсумовуючи це, механізми середнього вуха та резонансні властивості зовнішнього вуха компенсують більшу частину втрат звукової енергії, викликаних невідповідністю імпедансу між кохлеарними рідинами внутрішнього вуха та повітрям в зовнішньому слуховому проході. Реакційна здатність вуха практично незначна в діапазоні середньої частоти, що сприяє ефективній передачі мовленнєвої енергії.

Висновки до першого розділу.

У даному розділі наведено короткі відомості про анатомію і фізіологію слухової системи людини. Також розглянуто акустичні особливості зовнішнього та середнього вуха людини.

Визначено, що без системи середнього вуха більша частина акустичної енергії, яка надходить у зовнішній слуховий прохід відбивалася барабанною перетинкою.

Середнє вухо має три шляхи забезпечення ефективної передачі енергії коливань, а саме:

- перетворювач тиску між великою площею барабанної перетинки та малою площею овального вікна;
- важіль, що перетворює малу силу, що діє на плече, у більшу силу, що діє на стремінце;
- важіль, що перетворює велике зміщення барабанної перетинки в мале зміщення молоточка.

Описано кожен із цих механізмів, а також наведено відомості стосовно ефективності передачі звуку, резонансів середнього вуха.

РОЗДІЛ 2. ОГЛЯД ВІДОМИХ МОДЕЛЕЙ СЕРЕДНЬОГО ВУХА ЛЮДИНИ

З роками уявлення вчених стосовно найбільш вдалого моделювання середнього вуха людини й слухової системи в цілому змінювалися. Розглянемо далі основні з існуючих на даний час моделі середнього вуха людини.

2.1. Класична модель трансформатора.

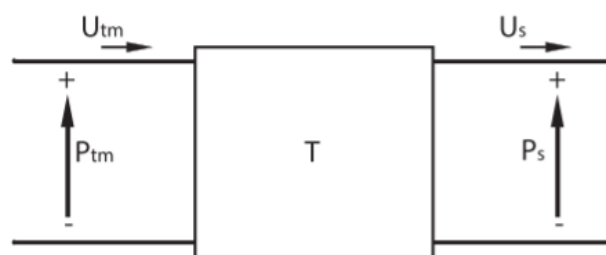
Helmholtz (1868) запропонував просту модель (ідеальна модель трансформатора) для оцінки передачі середнього вуха. Helmholtz моделював молоточок і коваделку як два важелі, а барабанну перетинку та стремінце - як два поршні. Він запропонував, що величину посилення тиску, що надається середнім вухом, можна оцінити за співвідношенням площі та важеля (розглянуто в Dallos, 1973; Rosowski, 1996). Співвідношення площі позначається площею барабанної перетинки, поділеною на площу підніжжя стремінця. Барабанна перетинка має більшу площу, ніж основа стремінця, у результаті чого посилення тиску дорівнює співвідношенню площ. Коефіцієнт важеля відноситься до довжини молоточка поділеної на довжину коваделка; молоточок і наковальня разом працюють як важіль, що забезпечує посилення сили, що перетворюється на підвищення тиску (оглянуто Rosowski, 1996). Коефіцієнт посилення тиску, оцінений класичною моделлю трансформатора, знаходиться на всій частотній області. На основі моделі, що запропонував Helmholtz величина ослаблення тиску та посилення тиску в прямому і зворотному напрямках повинна бути рівною. Проте посилення тиску та ослаблення, оцінені методами *in vivo* вимірювань, а також у трупах людини, - відрізняються один від одного (Shera and Miller, 2002; Puria, 2003; Dong and Olson, 2006). Посилення тиску чутливе до

навантаження вушного каналу, а зворотне ослаблення тиску чутливе до кохлеарного навантаження (Puria and Rosowski, 1996; Magnan et al., 1997; Dong and Olson, 2006).

Основний недолік запропонованої класичної моделі трансформатора, описаної вище, полягає в тому, що вона не враховувала стійкість, демпфування або еластичність системи середнього вуха. Крім того, ця модель не враховує вплив кохлеарного опору на передачу вперед та імпеданс закінчення вушного каналу на зворотну передачу.

2.2. Двопортові моделі

Спрощена модель середнього вуха - це модель з двома портами, яка розглядає середнє вухо як чорну скриньку. Такі моделі визначають матрицю передачі, яка пов'язує тиск і швидкість об'єму у вхідному порту з тиском і швидкістю об'єму у вихідному порту. Для передачі вперед середнім вухом вхід розглядають у вушному каналі або барабанної перетинки, а вихід - на підніжжя стремінця (Shera and Zweig, 1992; Puria, 2003; Songer and Rosowski, 2007). Двопортова модель не містить деталей щодо функції кожної частини середнього вуха.



$$\begin{Bmatrix} P_{tm} \\ U_{tm} \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} A & B \\ C & D \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} P_s \\ U_s \end{Bmatrix} \quad (1) \text{ Тут швидкість гучності,}$$

що надходить у середнє вухо (U_{tm}), і швидкість гучності, що залишає середнє вухо (U_s), визначаються як позитивні. Крім того, у фактичному вушному каналі значення P_{tm} просторово змінюється, а U_{tm} є інтегралом

швидкості барабанної перетинки над площею барабанної пертинки тут. P_{tm} відноситься до усередненого тиску за площею барабанної перетинки та в модель середнього вуха, де барабанну перетинку розглядають як жорстку масу, U_{tm} - швидкість заглиблення, помножена на площу барабанної перетинки.

Досліджуючи рівняння (1) видно, що A , B , C і D фізично можна інтерпретувати таким чином:

$$A = \frac{P_{tm}}{P_s} \Big|_{\text{Fixed stapes}}$$

$$B = \frac{P_{tm}}{U_s} \Big|_{\text{Drained cochlea}}$$

$$C = \frac{U_{tm}}{P_s} \Big|_{\text{Fixed stapes}}$$

$$D = \frac{U_{tm}}{U_s} \Big|_{\text{Drained cochlea}}$$

Де передбачається, що «Fixed stapes» і умова «Drained cochlea» наближаються до $U_s = 0$ і $P_s = 0$ відповідно, і що будь-який потенційний вплив стремінця і кохлії можна ігнорувати. Альтернативно, ці параметри матриці передачі з двома портами можна обчислити, використовуючи чотири інших незалежних вимірювання та знання навантажень на кохлеарні та вушні канали, як це було зроблено для людини[21].

2.3. Моделі зв'язаних елементів

Функція середнього вуха та характеристики передачі залежать від того, як різні частини середнього вуха співпрацюють під час передачі звуку.

Середнє вухо є вирівнюючим перетворювачем імпедансу, що дозволяє ефективно передавати енергію з повітря у равлик. На основі цього уявлення

за допомогою методу електроакустичних аналогій будується математична модель, запропонована Звіслоцьким [22], яка носить назву «електричної моделі». Компоненти середнього вуха представлені тут у вигляді електронних компонентів, що складають цю механічну систему і пов'язаних між собою системою рівнянь, що описують взаємозв'язку між цими компонентами [1, 2]. Даний метод використовується і в даний час, оскільки дозволяє описувати основні взаємозв'язки між структурами середнього вуха найбільш наочно, а також не представляє особливих складнощів при розрахунках.

2.3.1. Еквівалентна схема середнього вуха людини за Найдю С.А.

Нині відомо чимало моделей середнього та зовнішнього вуха [23], [24-26] які базуються на представленні слухової системи за допомогою схем зі зосередженими параметрами. Проте, як показують дослідження, такі уявлення є істинними лише для області низьких частот.

У роботі [24] з використанням механічної моделі акустичного трансформатора, розроблено математичну модель середнього вуха людини. Згідно цієї моделі, еквівалентна схема середнього вуха людини є системою двох зв'язаних контурів (рис 13).

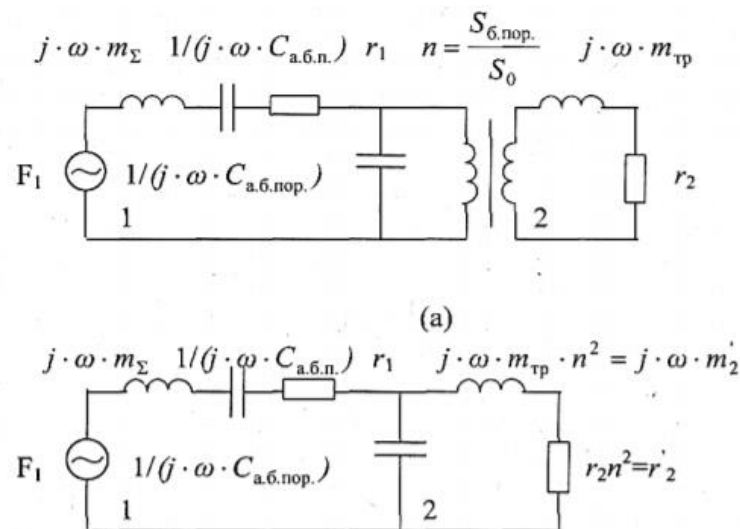


Рис.13 Повна (а) та приведена (б) еквівалентні схеми середнього вуха

Із фізичної точки зору барабанна перетика є тонкою, рівномірно розтягнутою плівкою, яка має розподілені інерцію і пружність, – мембраною. Інерція мембрани характеризується масою одиниці площі ρ (в $\frac{\text{кг}}{\text{м}^2}$), а пружність – силою натягу τ . Остання визначається як сила, що діє в площині мембрани на одиницю довжини опору мембрани. Мембрана при розрахунку змінюється простою коливальною системою у вигляді підвішеного на пружині поршня. Еквівалентна маса поршня $m_{\text{екв}}$ й маса мембрани m_M зв'язані співвідношенням [24]:

$$m_{\text{екв}} = \frac{4}{3} m_M = \frac{4}{3} \pi a^2 \rho \quad (2)$$

Де a – радіус мембрани. Еквівалентна гнучкість пружини становить [24]:

$$C_{\text{екв}} = \frac{1}{8\pi\tau} \left[\frac{M}{H} \right] \quad (3)$$

Оцінка еквівалентної маси барабанної перетинки при товщині $\delta = 0,074$ мм, площі $S_{\text{б.пер.}} = 64 \text{ мм}^2$ і густині $\rho_{\text{пер}} = 10^3 \text{ кг/м}^3$ дає значення $m_{\text{екв}} = 6,3 \text{ мг}$ [24].

До барабанної перетинки прикріплені слухові кісточки: молоточок з $m_{\text{мол}} = 25 \text{ мг}$, коваделко з $m_{\text{ков}} = 30 \text{ мг}$, стремінце з $m_c \approx 2,5 \div 4 \text{ мг}$. Таким чином, сумарна маса кісточок і мембрани складає $m_{\Sigma} = 65 \text{ мг}$ [24].

Середнє вух людини є складною механо-акустичною системою. Механічна її частина утворена барабанною перетинкою і з'єднаною з нею системою кісточок. Акустична частина утворена барабанною порожниною з об'ємом $V_{\text{пор}} \approx 1 \text{ см}^3$ і з'єднаною з нею евстахієвою трубою. Аби отримати

повну та зведену схеми середнього вуха здійснюють заміну елементів середнього вуха на його механічну модель – акустичний трансформатор. Тут $S_{\text{б.пер.}}$, $S_{\text{пор}}$ і S_0 – площі барабанної перетинки, барабанної порожнини і отвору із барабанної порожнини в євстахієву трубу відповідно; r_1 – опір втрат внаслідок передачі звукової енергії через ланцюг звукових кісточок у внутрішнє вухо; r_2 – опір втра повітря, що коливається, на тертя об стінки євстахієвої труби; m_{mp} – маса повітря, що рухається як єдине ціле, в євстахієвій трубі; m_{Σ} – сумарна маса кісточок і барабанної перетинки; $C_{\text{а.пор}}$, $C_{\text{а.бн.}}$ – акустичні гнучкості барабанної порожнини і перетинки відповідно [23].

У роботі [24], розраховані значення парціальних частот контурів порівнюються з експериментальними даними, а саме результатами багаточастотної тимпанометрії і робиться висновок про їхній збг.

2.4. Розподілена лінія електропередачі

Моделі з'єднаних елементів припускають, що механічна система складається з декількох механічних / електричних елементів. Барабанна перетинка зазвичай імітується як однопоршнева (Shera і Zweig, 1992; Kringlebotn, 1988) або модель з двома поршнями (Zwislocki, 1962; Shaw and Stinson, 1983; Goode et al., 1994), що обмежує її нижчі частоти. На більш високих частотах рух барабанної перетинки ускладнюється і різні частини ТМ виходять з фази відносно один одного. Модель розподіленої лінії електропередач, яка має схему з німітично малими індукторами, конденсаторами та резисторами, які постійно розподіляються по лінії, була використана для моделювання барабанної перетинки для врахування цієї проблеми (Puria and Allen, 1998; Puria, 2003; Parent and Аллен, 2007).

2.5. Метод скінченних елементів

Інший підхід до моделювання середнього вуха пропонує «механічна модель», у якій кожен компонент системи описується в вигляді об'єкта, що має певні механічні та фізичні властивості. Фактично за допомогою таких моделей найбільш повно описується поведінка механічних систем, на відміну від електричних моделей-аналогів. Найбільшого поширення серед механічних моделей набув метод скінченних елементів (finite element method, FEM). У цьому випадку всі об'єкти системи розбиваються на складові частини в тривимірному просторі, кожна з яких має строго задані механічні властивості, свій спосіб з'єднання з оточуючими частинами, що описується досить складними і, найголовніше, дуже численними системами рівнянь. Тому метод скінченних елементів набув широкого поширення лише в останні десятиліття з розвитком комп'ютерної техніки.

Серед цих моделей існують твердо тільні моделі, що дозволяють вивчати поведінку тільки твердих структур середнього вуха [27, 28], а також повні моделі, які дозволяють вивчати і поведінку пружних структур, таких, як барабанна перетинка [29-34].

Funnell і Laszlo [35] вперше застосували в 1978 році цей метод для побудови моделі барабанної перетинки кішки, що складалася з 12 елементів. При звуковому тиску в 100 дБ модель давала зміщення барабанної перетинки близько 250 нм в зоні umbo, що добре узгоджується з експериментальними даними Khanna і Tonndorff (1972) [36]. У 1981 році Funnell побудував модель ланцюга слухових кісточок, що складалася з кінцевих елементів [37]. Пізніше неодноразово моделювалася барабанна перетинка як з твердих (пластинчастих) елементів, так і з гнучких. У 1992 р детально вивчалася поведінка рукоятки молоточка, яка, як стверджувалося, може розглядатися як пружний елемент системи [38].

На підставі вивчення цієї моделі авторами був зроблений висновок про частотну залежність поведінки рукоятки молоточка, про залежність характеру цієї поведінки від товщини рукоятки молоточка, що варіюється у різних суб'єктів, а також, можливо, у зв'язку з віковою зміною її параметрів.

Більш складними версіями цієї моделі підтверджується складний характер вібрацій барабанної перетинки на частотах вище 2кГц і виявляється суворі частотна залежність фази і амплітуди коливань різних її ділянок [39].

Модель барабанної перетинки людини методом кінцевих елементів вперше була побудована Lesser і Williams [40], які базувалися на роботі Кірікае (1960) [41], що містить точні дані про будову барабанної перетинки у 25 осіб. Авторами були проведені дослідження при моделюванні статичного навантаження на барабанну перетинку, яка дорівнює приблизно рівню звукового тиску 100дБ. Встановлено, що барабанна перетинка має різну рухливість в різних відділах, а також відзначена висока ступінь впливу свячного апарату, підвищують слухові кісточкі, на зміщення барабанної перетинки. У наступних роботах [42] авторами досліджувалася рухливість моделі барабанної перетинки при звукових впливах. В цілому автори прийшли до висновку про те, що основні верстви барабанної перетинки не підкоряються закону Гука, хоча складові їх волокна є пружними тілами, в основному підкоряються цим законом.

Одним з перших модель середнього вуха методом кінцевих елементів виконав Hiroshi Wada (1992).

Вперше вченими була побудована ланцюг слухових кісточок, поєднана з барабанною перетинкою і має в своєму складі гнучкі з'єднання в області суглобів між слуховими кісточками [33]. Відповідно до цієї моделі загальне зміщення барабанної перетинки становить до 120 нм на низьких частотах. Барабанна перетинка коливається по-різному на різних частотах, також її

частини мають неоднакові фазу і амплітуду коливань, на підставі чого виділено ізофазні регіони барабанної перетинки, які вчиняють приблизно однакові руху. Ці регіони змінюються зі зміною частоти стимулюючого сигналу. В цілому результати дослідів доповнюють і розширюють значення, отримані Bekesy (1941) [23].

Eiber з співавтором. [43], базуючись на даних літератури [41, 44], запропонували свою модель середнього вуха, що складається з великих твердих тіл - слухових кісточок з гнучкими зв'язками між ними. Модель тестувалася у діапазоні частот 600-6500 Гц і показала результати, які можна порівняти з вимірами на трупних кістках за допомогою лазерного доплерівського віброметра.

Всіма авторами відзначається великий вплив обраних параметрів математичної моделі барабанної перетинки на її резонансні частоти (найбільше значення при цьому має модуль Юнга). Крім цього, відзначається, що слухові кісточки людини можуть розглядатися як тверді тіла в діапазоні 0.3-3.5 кГц, за межами цього діапазону слухові кісточки також перетворюються в пружні елементи [44].

Ladak із співавтором. [45] побудували геометричну нелінійну модель барабанної перетинки кішки на підставі експериментальних даних і досліджували її поведінку при барометричних навантаженнях ± 2.2 кПа. При цьому були отримані відхилення барабанної перетинки на $\pm 300-350$ нм і складені карти регіонів рівних зсувів барабанної перетинки при однаковому тиску.

Ferris і Prendergast [46] використовували подібну модель на основі методу скінченних елементів для виявлення впливу установки протеза стремена в ланцюг слухових кісточок з частковою або повною їх заміною. Автори виявили значні зміни в передачі коливань. Так, в моделі нормального вуха коливання стремена загасали з ростом частоти від

величин 10-8 м на низьких частотах до 10-10 м на частоті 3кГц, з кількома резонансними піками, з яких найзначніший виявлявся на частоті 1 кГц. У моделі вуха з виконаним протезуванням з'являлися додаткові резонанси і провали на амплітудно-частотній характеристиці. Авторами зроблений висновок, що система слухових кісточок має достатню гнучкість для узгодження імпедансу, але в той же час і достатню жорсткість всієї системи, щоб не створювати паразитних резонансів.

Особливої уваги серед робіт із застосуванням цього методу заслуговує стаття Н.-J. Beer та співавторів «Finite Element Modeling of the Human Eardrum and Applications».

У цій статті представляється розроблений метод кінцевих елементів частини системи середнього вуха, що складається з барабанної перетинки, молоточка та пов'язуючих їх зв'язок. Перш за все автори фокусуються на моделі генерації, а саме: геометричному відтворенні та структурі мережі кінцевих елементів, оскільки ці кроки визначають основні можливості моделі.

Модель складається з барабанної перетинки, молоточка та з'єднуючих зв'язок як показано на рис. 14. Модель барабанної перетинки та молоточка були отримані окремо та від різних осіб. Було виміряно лише один зразок кожної частини та їхні характерні розміри порівнювали з літературними даними. Зв'язки були спрощено представлені як одиночні стрижні з середньою довжиною і орієнтацією. Оскільки кожна модель індивідуально масштабована, вони можуть бути пристосовані один до одного, незважаючи на їхнє різне походження.

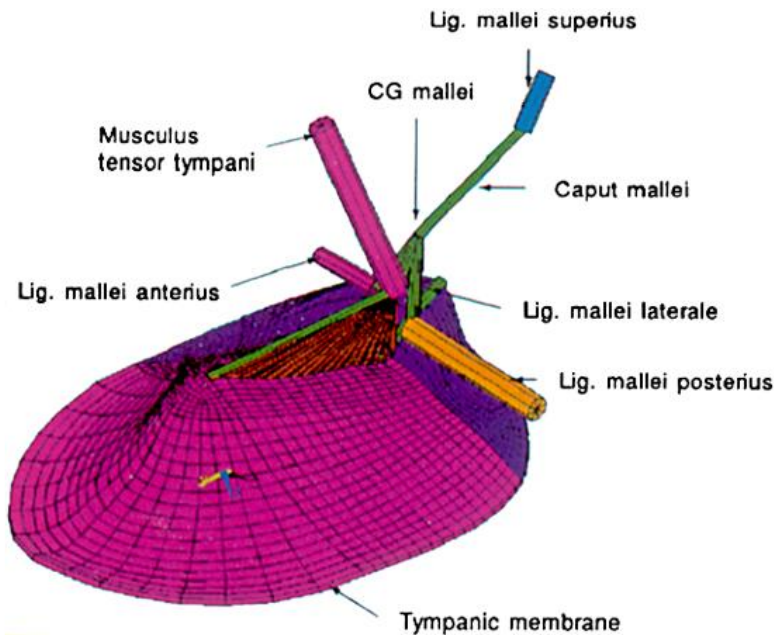


Рис. 14. FEM модель барабанної перетинки з молоточком і зв'язками
(CG = центр тяжіння)

Людська барабанна перетинка утворює просторову оболонкову структуру. Форма поверхні визначалася лазерною скануючою мікроскопією [2]. За допомогою цієї техніки лазерний промінь фокусується на послідовних шарах і об'єкт повністю сканується. Різко відображені частини кожного шару виявляються автоматично за допомогою програмного забезпечення для обробки зображень і використовуються для моделювання форми структури різними способами (*сіра шкала, контурна ділянка тощо*).

Зразок, що використовувався для мікроскопії, складався з барабанної мембрани, оточеної скроневою кісткою і пов'язаною з повним кістковим ланцюгом. Його зберігали в 4°C у розчині солі 0,9%, а перші виміри проводили через 54 год. після смерті.

Зовнішній слуховий канал був видалений крок за кроком з вимірами, проведеними на кожному кроці, поки не вдалося просканувати всю область барабанної перетинки. Вимірювання залишалися незмінними протягом цього періоду часу, тому для подальшої обробки можна використовувати останнє вимірювання за допомогою комбінованої незахищеної (оголеної)

барабанної перетинки. Контрольна ділянка на рис.15 показує форму барабанної перетинки і використовувалася для вибору характерних точок та для визначення їх координат. Вертикальна роздільна здатність становить 0,05 мм, що відповідає відстані між ізолініями 0,1 мм.

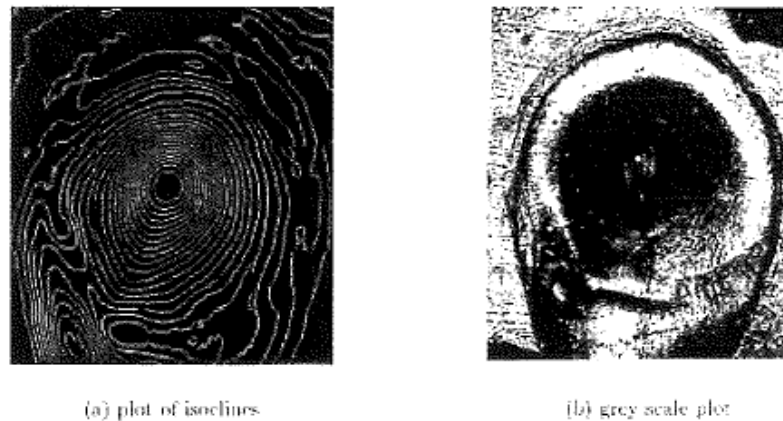


Рис.15. Контурне представлення слухового проходу за допомогою лазерного сканування

Порівняння з іншими описами барабанної перетинки демонструє деякі відмінності [36], [41]. Дві м'язи складок довші, ніж передбачалося. Барабанна перетинка не точно в формі воронки, а межа не лежить у площині. Проте принципову форму границі, як описано Tonndorf et.al. [36] можна підтвердити.

Вибір координат 40 характерних точок поверхні базувався на наступних критеріях:

- розташування *umbo* (центральна, найбільш завернута частина барабанної перетинки)
- розташування точки з'єднання з *processus lateralis* (боковий(латеральний) відросток молоточка)
- розмір черепних складок

- форма границі барабанної мембрани
- форма з'єднувальної лінії з рукояткою молоточка
- форма *pars flacida*
- можливості та вимоги FE-програми для генерації та пледнання геометричних моделей.

Характерні розміри барабанної перетинки використовувались для масштабування: основні діаметри вздовж і перпендикулярно рукоятці молоточка та відстань між *umbo* та площиною межі барабанної перетинки. Це забезпечило можливість створення геометрично подібних моделей, змінюючи лише ці параметри. Масштабування виконувалося в еліптичній циліндричній системі координат з початком на *umbo*, вісь z перпендикулярна площині межі барабанної мембрани і спрямована назовні.

Для даної моделі були застосовані наступні значення для трьох характерних розмірів:

- діаметр, орієнтований вздовж *manubrium mallei* (рукоятки молоточка): 9,7 мм [2]
- діаметр, орієнтований перпендикулярно *manubrium mallei*: 9,1 мм [47]
- відстань між *umbo* та площиною межі барабанної мембрани: 2,05 мм [47].

Модель була побудована шляхом підключення всіх поверхневих точок лініями до створення гладкої мережі ліній. Потім між лініями утворюються конічні форми, утворюючи 3-мірну оболонкову структуру.

Молоточок був змодельований для визначення його інерційних властивостей. Через надзвичайно малі розміри та масу (всього 25 мг) фізичні експерименти для визначення цих значень були неможливі. Для геометричних вимірювань автори використовували молоточок дорослої людини. Форма молоточка вимірювалась мікроскопом з точністю до 1 мкм. Близько 60 характерних точок були отримані та використані у формі

остаточної тривимірної твердої моделі. Генерацію моделі виконували шляхом підключення точок до ліній, а потім до утворення областей і, нарешті, часткових об'ємів, які складають повну модель молоточка. Вибір точок та генерація моделі базувалися на формі молоточка та можливостях програми FE. Молоточок вважається жорстким тілом. Тому дослідники не зачіпали всю геометричну модель, а створювали невагому жорстку раму між центром тяжіння молоточка та важливими поверхневими точками молоточка, наприклад, точками, в яких зв'язані барабанна перетинка або зв'язки.

Розміри моделі відрізнялися від цінностей Kirikaе [41]. Відстань між кінцем *manubrium mallei* та *processus lateralis* може бути використана для масштабування моделі для розміщення барабанної мембрани, що дозволяє створювати моделі різного розміру. Для того, щоб обчислити інерційні властивості, автори розбили тіло на три різні площі. значення були взяті з Kirikaе [41] і трохи модифіковані.

FE-моделі різних частин створюються окремо на основі відповідних геометричних моделей, а потім з'єднуються геометричними та кінематичними обмеженнями. Для цієї мети використовували комерційну програму "Кінцеві елементи" (ANSYS 5.3).

Всі параметри приведені до глобальної (всесвітньої) декартової системи координат з початком у *umbo*, вісь *z* перпендикулярна до площини границі типаної мембрани і спрямована назовні. Вісь *y* спрямована вздовж з'єднувальної лінії між барабанною перетинкою мембраною та мануальним черепками, як показано на рис.16.

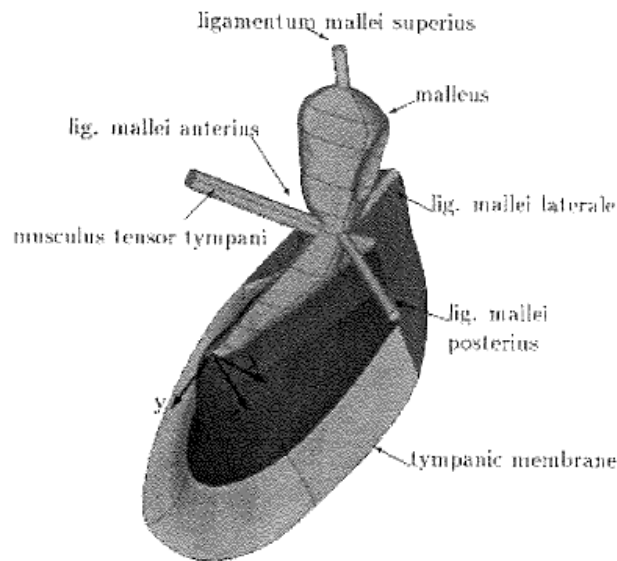


Рис.16. Геометрична модель барабанної перетинки та молоточка

Модель формується шляхом підключення окремих компонентів і застосування кінематичних обмежень. Барабанна мембрана просто підтримується на кістковій стіні. Зв'язки затискаються з обох боків у точках з'єднання молоточка та фіктивною кістковою стінкою барабанної порожнини.

За результатами роботи автори зазначили, що максимальне переміщення барабанної перетинки становить 11,5 нм і відбувається в точці, розташованій у задній частині *pars tensa*. Всі ці результати є правдоподібними, хоча змодельовані значення приблизно в 3 рази перевищують вимірювання, записані Heattenbrink [48], і моделювання - Eiber / Kuf [49]. Також потрібно вказати, що моделювання проводилося лише для з'єднання барабанної перетинки з молоточком, а не для всього ланцюга слухових кісточок.

Динамічні характеристики моделі були досліджені методом модального аналізу. Для вище зазначених параметрів та геометричних граничних умов цей аналіз виконувався за допомогою векторної ітерації

підпростору. Використана FE-модель представлена 1476 вузлами з 8559 ступенями свободи і 1453 елементами. В розглянутому діапазоні частот до 3 кГц ця сітка вважається достатньою. Розраховано перші 8 власних частот та виявлено відповідні вібраційні моделі. Таблиця 1 показує спектр власних частот.

Таблиця 1

Номер моди	1	2	3	4	5	6	7	8
Частота, Гц	91	172	228	271	483	647	857	1189

Моди фігури нормуються до масової матриці. Таким чином, вони є порівнянними з точки зору енергії, оскільки кінетична енергія кожного режиму пропорційна ω_i^2 . Основними п'ятьма модами є, по суті, рухи молоточка в його з'єднанні з барабанною перетинкою, коли остання майже не рухається. Мода 6 є першою модою барабанної перетинки з одним локальним екстремумом зміщення. Мода 8 виявляє два локальних екстремуми зміщення барабанної перетинки, які знаходяться в протифазі. Ці дві моди зображені на рисунках 17(a) та 17(b) як кольорова контурна фігура з колірною шкалою, нормованою до максимального локального зміщення.

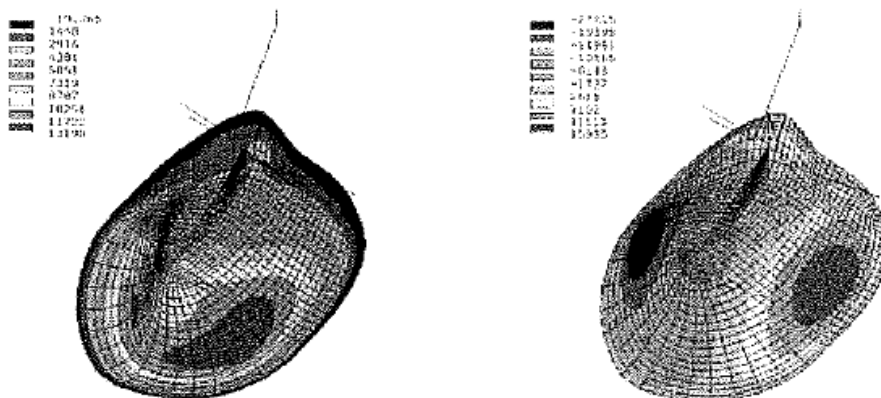


Рис. 17. Моди коливання барабанної перетинки

Рисунки ілюструють рух *umbo*, а також зміщення об'єму в осьовому напрямку з посиланням на площу барабанної перетинки.

Як бачимо, дана робота є особливо цікавою ще й тому, що в ній вперше наведені значення власних частот вуха людини. Проте ці значення змодельовані не для повного ланцюга слухового аналізатора.

І хоча метод скінченних елементів дає змогу якнайточніше відобразити роботу слухової системи людини, проте він вимагає надзвичайно точної побудови конфігурації елементів, а також є важким у інтерпретуванні отриманих даних. Тому в країнах пострадянського союзу частіше застосовують інші математичні моделі середнього вуха людини.

2.6. Моделювання елементів з дробовим порядком (Fractional-Order Lumped Element Modeling)

Моделювання з'єднаних елементів має перевагу в кількісному визначенні функції різних частин середнього вуха. Чим більше елементів вбудовано в згруповану модель, тим точніше модель спрогнозує функцію середнього вуха. Однак збільшення кількості елементів у моделі призвело б до збільшення ступенів свободи та невідомих параметрів. Тому для визначення невідомих параметрів знадобиться більше вимірювань. Отже, додавання більшої кількості елементів може бути не ефективною стратегією для вдосконалення моделей з'єднаних елементів. Альтернативний підхід - включити більш реалістичні елементи, які краще адаптуються до фізичної природи біологічних матеріалів у вусі людини. Наприклад, коваделко-стремінцевий (*incudostapedial*) та коваделко-молоточковий (*incudomalleolar*) суглоби, м'язи середнього вуха та зв'язки - всі в'язкопружні (Zhang and Gan, 2011; Bohnke et al., 2013). В'язкопружні матеріали традиційно спрощуються

до системи лінійних пружин, щоб продемонструвати еластичність на додаток до лінійних (ньютонівських) приладів для врахування в'язких ефектів (Schiessel et al., 1995).

Цей в'язкий ефект, як правило, моделюється як похідна часу першого порядку від величини відсотка $c\left(\frac{d(\cdot)}{dt}\right)$. Узагальнення математичних моделей, що містять похідні з цілим порядком, до тих, що мають елементи дробового порядку, було правдиво досліджено у багатьох інших біологічних програмах (Craiem and Armentano, 2007; Magin, 2010). У цих сучасних моделях похідні часу з цілим порядком замінюються на дробові з дробовим порядком $\left(\frac{d^\alpha}{dt^\alpha}, \alpha \in (0,1)\right)$. Одним із прикладів є динаміка артерій людини; експериментальні дослідження показали, що вони є в'язкопружними. Тому закони дробового порядку є набагато стійкішими та реалістичнішими моделями, що імітують динаміку артерій людини (Craiem and Armentano, 2007).

Висновки до другого розділу

У даному розділі проведено огляд існуючих на даний час методів моделювання середнього вуха людини, а саме:

- Класична модель трансформатора;
- Двопортові моделі;
- Моделі зв'язаних елементів;
- Розподілена лінія електропередач;
- Методі скінченних елементів
- Моделювання елементів з дробовим порядком.

Вказані їхні особливості застосування, переваги та недоліки.

Також більш детально описано ті моделі, які є більш перспективними в подальшому використанні та зможуть дати точніше уявлення про роботу середнього вуха людини.

РОЗДІЛ 3. РЕЗУЛЬТАТИ МОДЕЛЮВАННЯ ЗОВНІШНЬОГО ТА СЕРЕДНЬОГО ВУХА ЛЮДИНИ

Дана робота присвячена аналізу експериментально отриманих амплітудно-частотних характеристик середнього вуха та синтезу вихідних параметрів слухової системи за її відомою АЧХ.

3.1. Передумови моделювання та постановка проблеми

За основу візьмемо експеримент, який був проведений Борисенком О. М. та його колегами для визначення впливу зміни об'єму порожнин середнього вуха на передачу звука.

Основна функція середнього звука добре відома; воно є механічним трансформатором, який служить для передач акустичної енергії із зовнішнього повітря до рідини равлика. Поява відповідного механічного підсилення приводить до збільшення тиску отже, передача звукової енергії відбувається без втрат.

Тривалий час між дослідниками та лікарями ведеться дискусія про фактори, які впливають на передачу звуку в середньому вусі. Операції на середньому вусі та сосцевидному відростку призводять до зміни об'єму обох порожнин. Борисенком О. М. і його колегами був проведений експеримент за допомогою якого було встановлено вплив об'єму порожнин середнього вуха на передачу звука та отримано середньостатистичну АЧХ людини без вад слуху [50].

Експеримент був проведений на ізольованих блоках скроневої кістки; використано 5 людських скроневих кісток, які були заготовлені зі збереженням сосцеподібного відростку та частково зі лускою скроневої і потиличної кісток без вушної раковини та частини перетинчасто-хрящового відділу зовнішнього слухового проходу. Трупна кістка заготовлювалася

протягом перших 24 годин після смерті. Вона була діагностована на відсутність патології вуха та зберігалася в 70%-ому розчині етилового спирту за температури 5°C [50-51].

Кількість енергії звукової хвилі, що передавалася у рідину завитка оцінювалася за допомогою гідрофона. Для цього з боку середньої черепної ямки в основному завитку просвердлювався отвір діаметром 2 мм. Основний завиток знаходився попереду від лабіринтної порції каналу лицьового нерву. В зроблений отвір вставляли металевий конус, попередньо заклеївши щілину між конусом і краями отвору кістковим цементом. Завиток і конус наповнювали фізіологічним розчином. У металевий конус вставляли гідрофон. Сигнал від гідрофону проходив через вузькосмуговий фільтр і передпідсилювач [50].

Звук подавали в зовнішній слуховий прохід через вушну воронку, жорстко фіксованій на динаміку; воронка не контактувала зі стінками слухового проходу. Частота сигналу змінювалася від 200 до 400 Гц за допомогою генератора з кроком 100 Гц у діапазоні 200-2000 Гц і 200 Гц у діапазоні 2000-44000 Гц. Рівень звукового тиску в зовнішньому слуховому проході підтримувався постійним на рівні 81 ± 0.5 дБ і контролювався за допомогою осцилоскопу. Схема дослідження представлена на рис.18. Скренева кістка з конусом гідрофону і динамік з вушною воронкою жорстко фіксувалися в металевих штативах. Перед початком кожної серії вимірювань установка калібрувалася. У результаті проведених експериментів отримана усереднена амплітудно-частотна характеристика скроневої кістки на звукове подразнення за 5-тьма скроневиими кістками [50, 51].

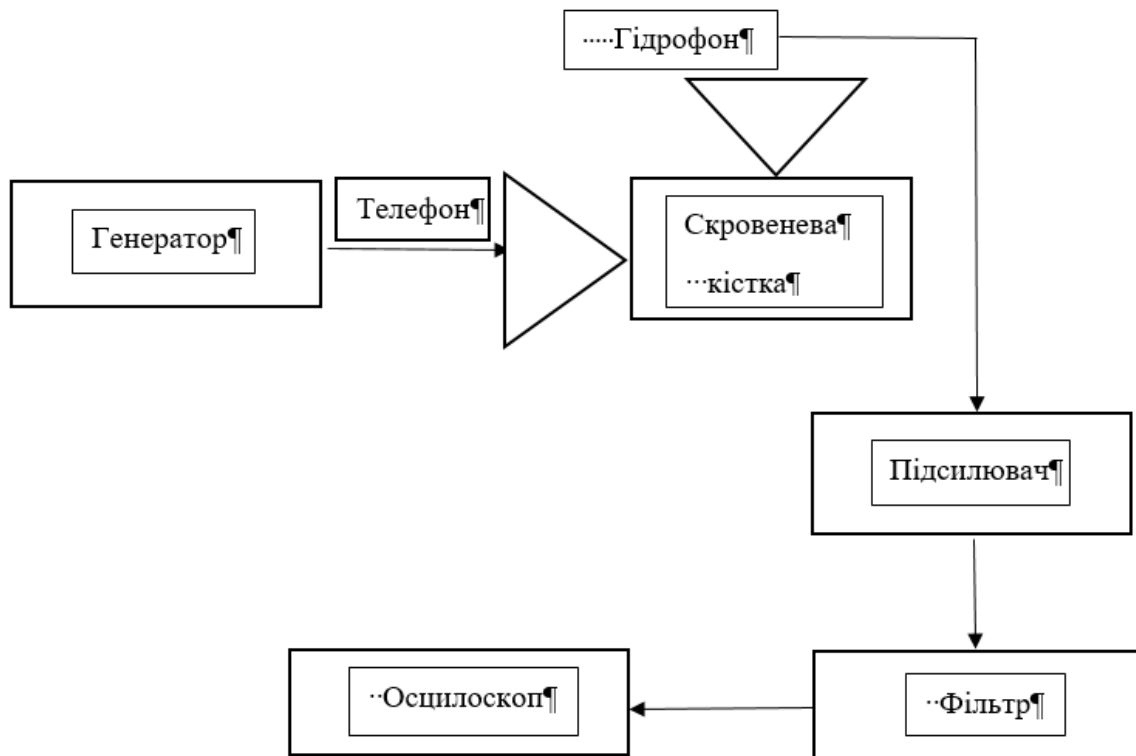


Рис.18. Схема постановки акустичного експерименту

Проходження акустичної хвилі в скроневій кістці характеризується наступними резонансними піками на частотах 400, 700, 900, 1400, 2400 та 2800 Гц (рис.19). При цьому усереднена амплітуда відгуків становила 433.2; 306,7; 516.4; 472.1 мВ [51].

Зовнішній слуховий прохід в акустичному плані є трубою, закритою барабанною перетинкою (Browning, Gatehouse, 1984), яка підсилює звуковий тиск на барабанну мембрану більше ніж на 20 дБ на резонансній частоті порівняно з точкою входу в вухо. Резонансний пік є основною частотою і для нормального вуха знаходиться у діапазоні між 2 і 3 кГц. Як бачимо, в експерименті цей пік знаходиться в межах 2.4 і 2.8 кГц [50].

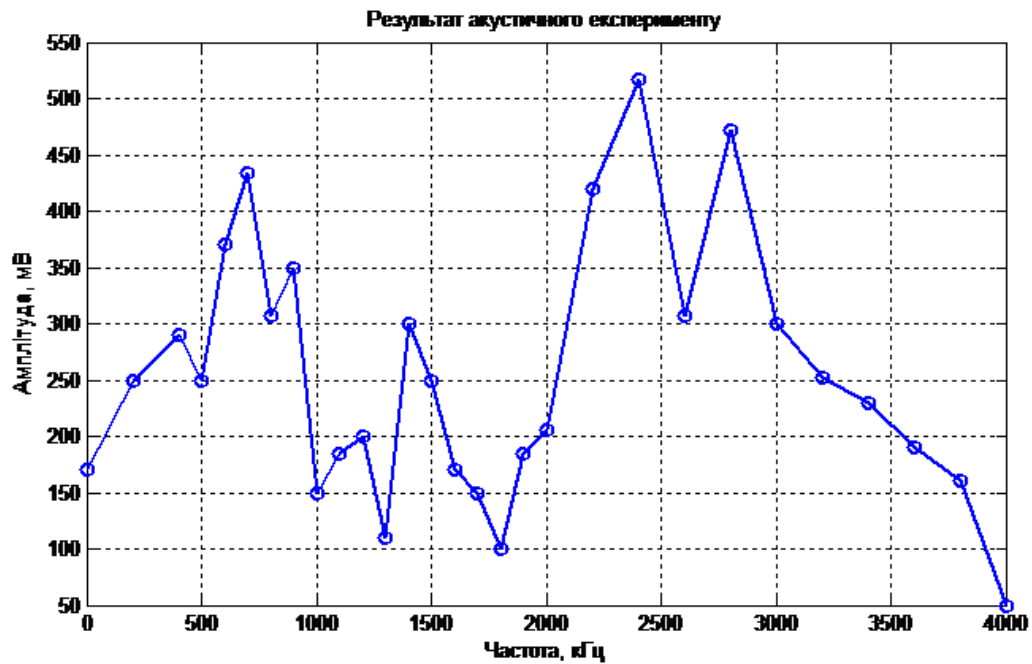


Рис.19. АЧХ інтактної скроневої кістки

У роботі на основі експерименту Борисенка О. М. і його колег розв'язується обернена задача: синтезу значення параметрів елементів середнього вуха людини з метою знаходження парціальних частот зовнішнього та середнього вуха людини.

3.2. Механічна модель зовнішнього та середнього вуха людини

Механічна модель передбачає, що кожний компонент системи, а саме: барабанна перетинка, молоточок, наковальня, стремінце описується у вигляді об'єкта, що має певні механічні та фізичні характеристики. Барабанна перетинка та з'єднані з нею слухові кісточки створюють механічну частину, а барабанна порожнина з об'ємом і поєднана з нею євстахієва труба утворюють акустичну частину системи [24].

Найпростішою коливальною системою при цьому є маса, підвішена на пружині. Система рухається за відсутності тертя. Вважаємо, що масою

пружини можна знехтувати в порівнянні з масою на пружині, а уся пружність зосереджена в пружині. Коливання у слуховій системі є вимушеними, що відбуваються під дією зовнішньої сили, яка не залежить ні від узагальненої координати, ні від узагальненої швидкості, тобто, від характеру руху системи. Приймаємо джерело збурюючої сили необмеженим, а саму силу такою, що змінюється за гармонічним законом[51].

Коливання у даній системі є взаємним перетворенням кінетичної енергії маси та потенціальної енергії деформації пружини. Ця коливальна система є системою із зосередженими параметрами[51].

3.2.1. Аналітичне знаходження власних частот системи з трьома степенями свободи

Для аналітичного знаходження парціальних частот системи використаємо рівняння Лагранжа 2-го роду; система представлена на рис.20.

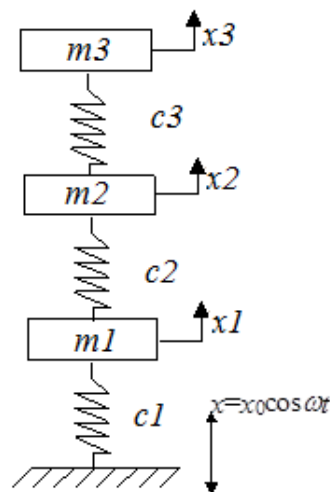


Рис.20. Схематичне представлення механічної моделі з трьома степенями свободи

Рівняння Лагранжа другого роду матиме вигляд:

$$\frac{d}{dt} \frac{\partial T}{\partial \dot{q}_j} - \frac{\partial T}{\partial q_j} = - \frac{\partial \Pi}{\partial q_j} + x(t), \quad (j=1,2,3).$$

Знайдемо похідні, які входять до рівняння Лагранжа другого роду:

$$\frac{\partial T}{\partial x} = 0; \quad \frac{\partial T}{\partial \dot{x}} = m\dot{x}.$$

Кінетична та потенціальна енергії системи запишуться відповідно:

$$T = T_1 + T_2 + T_3 = \frac{m_1 \dot{x}_1^2}{2} + \frac{m_2 \dot{x}_2^2}{2} + \frac{m_3 \dot{x}_3^2}{2},$$

$$\Pi = \Pi_1 + \Pi_2 + \Pi_3 = \frac{C_1 (x_1 - x_2)^2}{2} + \frac{C_2 (x_2 - x_3)^2}{2} + \frac{C_3 (x_3 - x_0)^2}{2}$$

$$\begin{cases} m_1 \ddot{x}_1 + C_1 (x_1 - x_2) = 0 \\ m_2 \ddot{x}_2 - C_1 (x_1 - x_2) + C_2 (x_3 - x_2) = 0 \\ m_3 \ddot{x}_3 - C_2 (x_3 - x_2) + C_3 x_3 = C_3 x_0 \cdot \cos(\omega t) \end{cases}$$

Розв'язуючи дану систему, та вводячи позначення: $\frac{C_1}{m_1} = \omega_{01}^2$; $\frac{C_2}{m_2} = \omega_{02}^2$;

$$\frac{C_2 m_1}{m_1 m_2} = \omega_{02}^2 \mu_1; \quad \mu_1 = \frac{m_1}{m_2}, \quad \frac{C_3}{m_3} = \omega_{03}^2, \quad \frac{C_2 m_2}{m_3 m_2} = \omega_{02}^2 \mu_2, \quad \mu_2 = \frac{m_2}{m_3}$$

отримуємо визначник, що матиме вигляд:

$$\Delta(\omega) = \begin{vmatrix} \omega_{01}^2 - \omega^2 & -\omega_{01}^2 & 0 \\ -\omega_{01}^2 \mu_1 & \omega_{01}^2 \mu_1 - \omega^2 + \omega_{01}^2 & -\omega_{02}^2 \\ 0 & -\omega_{02}^2 \mu_2 & \omega_{02}^2 \mu_2 - \omega^2 + \omega_{03}^2 \end{vmatrix}$$

Розкриваючи визначник, отримуємо частотне рівняння, коренні якого і будуть власними частотами системи:

$$\begin{aligned} & \omega^6 - \omega^4 (\omega_{01}^2 \mu_1 - \omega_{02}^2 \mu_2 - \omega_{01}^2 - \omega_{03}^2) + \\ & + \omega^2 (\omega_{02}^2 \mu_2 + \omega_{01}^2 \omega_{03}^2 + \omega_{01}^2 \omega_{03}^2 \mu_1 + \omega_{01}^2 \omega_{02}^2 \mu_2 + \omega_{01}^2 \omega_{02}^2 \mu_1 \mu_2) + \\ & + \omega_{02}^4 \omega_{01}^2 \mu_2 = 0 \end{aligned}$$

Для розв'язку даного рівняння використовувалася програма наведена у додатку А.

На першому етапі роботи досліджувалася система з 3-а степенями свободи з різними значеннями мас і жорсткостей пружин. Параметри елементів і отримані розрахункові значення частот наведені в таблицях 2 і 3.

Таблиця 2. Параметри системи

f1=8 Гц w01= 50.2655	m1=19 г	C1= 1.3298e+05
f2=7.2 Гц w02= 45.2389	m2=28.5 г	C2= 7.1809e+04
f3=5.8 Гц w03= 36.4425	m3=115 г	C3= 1.1548e+04
f4=13.3 Гц w04= 83.5664	m4=12.5 г	C4= 5.5867e+05
f5=5.3 Гц w05= 33.3009	m5=135 г	C5= 8.2144e+03
Менш жорстка пружина		
f1=13.5 Гц w01= 84.8230	m1=19 г	C1= 3.7868e+05
f2=9.4 Гц w02= 59.0619	m2=28.5 г	C2= 1.2240e+05
f3=7.2Гц w03= 45.2389	m3=115 г	C3= 1.7796e+04
f4=17.6 Гц w04= 110.5841	m4=12.5 г	C4= 9.7831e+05
f5=6.5 Гц w05= 40.8407	m5=135 г	C5= 1.2355e+04

Таблиця 3. Частоти ситеми

Маси	Власні частоти кожної маси (виміряні), Гц	Резонансні частоти системи розраховані, Гц	Резонансні частоти системи виміряні, Гц
m1=19 г m2=19 г m3=19 г	f1= 8 f2= 8 f3= 8	f1=6.2030 f2=4.4382 f3=5.6998	f1=5.9 f2= 12.6 f3= 16
m1=28.5 г m2=28.5 г m3=19 г	f1=7.2 f2=7.2 f3=8	f1=3.4681 f2=6.0469 f3=7.1454	f1=5 f2= 14.2 f3= 17.5
m1=135 г m2=115 г m3=12.5 г	f1=5.3 f2=5.8 f3=13.3	f1=3.0365 f2=4.4405 f3=4.1418	f1=5.5 f2= 9 f3= 17.5
m1=28.5 г m2=28.5 г m3= 2.5 г	f1=7.2 f2=7.2 f3=	f1= f2= f3=	f1=8 f2= 23 f3= 26
m1=28.5 г m2=19 г m3=28.5 г	f1=7.2 f2=8 f3=7.2	f1=9.2302 + 0.0000i f2=0.0000 + 3.8214i f3=13.7053 +0.0000i	f1=10.5 f2= 14.5 f3= 15.5

Далі зовнішнє і середнього вухо людини представлялися аналогічною системою з 4-ма степенями свободи. Проводилося вимірювання коливань системи з метою визначення парціальних частот, знаючи частоту збурення коливань(програма керування частотою збурення наведена у додатку Б). Для знаходження парціальних частот використувувалася програма наведена у додатку В. При вимірюваннях використовували масштабування елементів система, а саме:

$m_1=13$ (г) – маса повітря у зовнішньому слуховому проході;

$m_2=37$ (г) – сумарна маса барабанної перетинки та молоточка;

$m_3=27$ (г) – маса наковальні;

$m_4=2.5$ (г) – маса стремінця.

Із міркувань забезпечення частот виміряних Борисенком О. М., які слугували вихідними даними для моделювання були розраховані значення жорсткостей пружин для вказаної системи; результати наведено у таблиці 4.

Таблиця 4.

Маса (в масштабі)	Частота, яка забезпечується	Жорсткість
$m=13$ г (маса повітря у ЗСП)	$f_1=2800$	$c_1 =4.0236e+06$ Н/м
$m=37$ г (маса барабанної перетинки та молоточка)	$f_2=2400;$	$c_2 = 8.4136e+06$ Н/м
$m=27$ г (маса наковальні)	$f_3=1400;$	$c_3 =2.0892e+06$ Н/м
$m=2.5$ г (маса стремінця)	$f_4=700;$	$c_4 =48.361e+03$ Н/м

Оскільки отримані значення жорсткостей пружин які відповідають гнучкості кісточок середнього вуха не можливо відтворити на практиці аби перевірити правильність розрахунків і підтвердити характерні резонансні частоти, отримані Борисенком О. М. і його колегами було прийнято рішення, використавши метод електромеханічних аналогій перейти до електричної системи зовнішнього та середнього вуха людини.

3.3. Електрична модель зовнішнього та середнього вуха

Метод електромеханічних аналогій базується на схожості рівнянь що описують коливальні процеси механічної і електричної природи. Якщо рівняння є аналогічними, то однаковими є і їхні розв'язки, тому розв'язок механічної задачі можна замінити розв'язком схожої електромеханічної[51].

За аналогією до механічної системи, найпростішим електричним коливальним контуром є з'єднання котушки та конденсатора. При цьому електричним величинам: напрузі, ємності, активному опору, індуктивності відповідають механічні: сила, гнучкість, активний механічний опір, маса. Коливання у цьому контурі є взаємним перетворенням електричної енергії конденсатора та магнітної енергії катушки. Було побудовано приведену еквіваленту схему середнього вуха людини та проаналізовано її за допомогою прикладного пакету Simulink [51].

Спочатку було змодельовано 4-ох контурну систему, що відображає зовнішній слуховий прохід, барабанну перетинку з молоточком, коваделко та стремінце (рис.21).

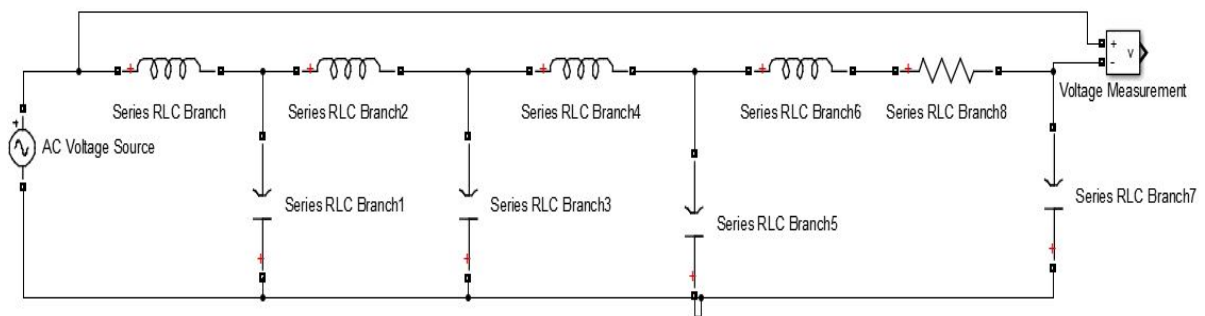


Рис. 21. Електрична модель зовнішнього та середнього вуха людини

Дана схема була досліджена для двох варіантів значень параметрів контуру; у таблицях 5 і 6 наведенні параметри схеми для відповідних варіантів моделі.

Таблиця 5. Параметри елементів електричної схеми (1 варіант)

Назва елемента на схемі	Елемент	Параметри елемента
Series RLC branch	L	4.15×10^{-7} Гн
Series RLC branch1	C	10.7×10^{-3} Ф
Series RLC branch2	L	37×10^{-6} Гн
Series RLC branch3	C	1.5×10^{-3} Ф
Series RLC branch4	L	27×10^{-6} Гн
Series RLC branch5	C	0.35×10^{-3} Ф
Series RLC branch6	L	2.5×10^{-6} Гн
Series RLC branch7	C	0.35×10^{-3} Ф
Series RLC branch8	R	1.16×10^{-6} Ом

Наведемо АЧХ, отримані за допомогою зазначеної моделі з вказаними параметрами.

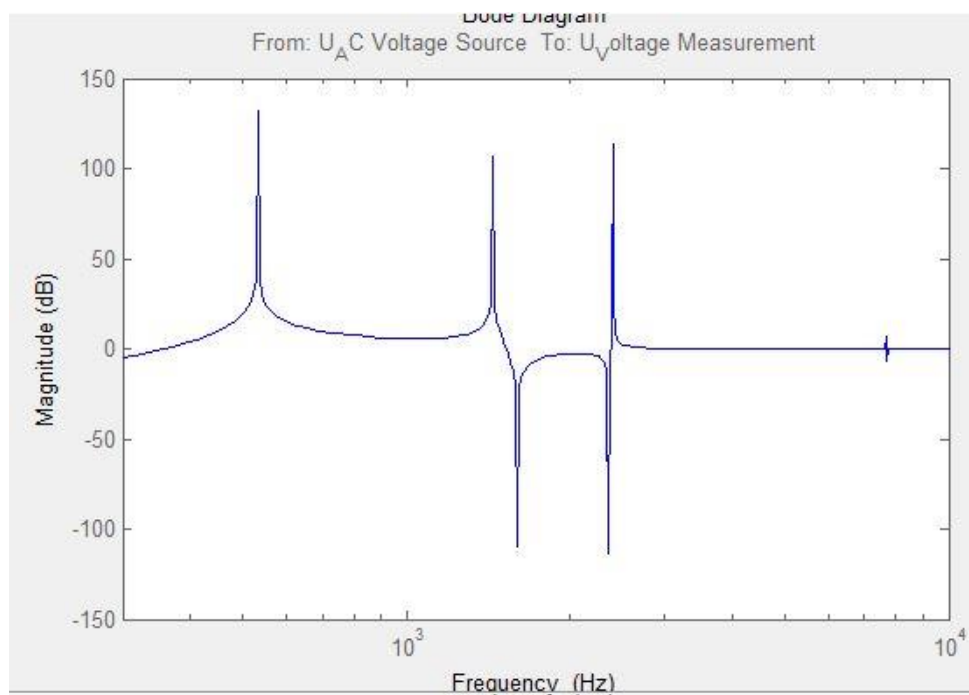


Рис. 22 АЧХ 4-х контурної моделі

Для даної моделі були характерними резонансні піки на частотах 532 Гц, 1440 Гц, 2400 Гц та 7700 Гц. Як бачимо, лише деякі частоти відповідають експерименту Борисенка О. М., тому далі зазначену модель досліджували з використанням інших числових значень елементів моделі.

Таблиця 6. Параметри елементів електричної схеми (2 варіант)

Назва елемента на схемі	Елемент	Параметри елемента
Series RLC branch	L	1.3×10^{-6} Гн
Series RLC branch1	C	9.75×10^{-3} Ф
Series RLC branch2	L	37×10^{-6} Гн
Series RLC branch3	C	3.1×10^{-4} Ф
Series RLC branch4	L	27×10^{-6} Гн
Series RLC branch5	C	1.2×10^{-4} Ф
Series RLC branch6	L	2.5×10^{-6} Гн
Series RLC branch7	C	5.4×10^{-4} Ф
Series RLC branch8	R	1.16×10^{-6} Ом

На рис. 23 зображено частотну характеристику, що одержана за вказаними параметрами.

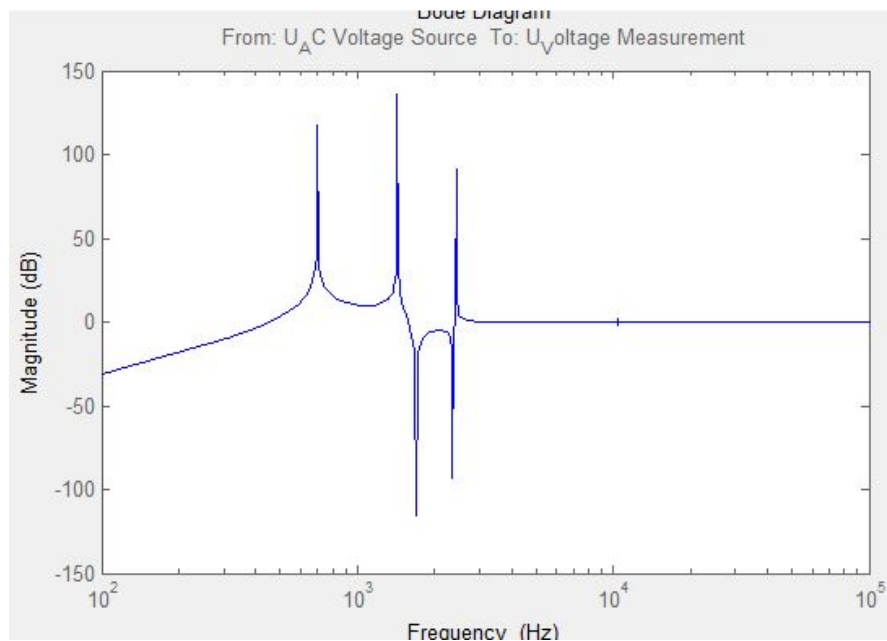


Рис.24. Частотна характеристика 4-ох контурної системи(2варіант)

Резонансні піки спостерігаються на частотах: 697 Гц, 1430 Гц, 2430 Гц і 10040 Гц.

Для того щоб якнайточніше відворити більшу кількість характерних резонансів людської слухової системи та врахувати наявність зовнішнього слухового проходу було запропоновано та досліджено систему з п'ятьма степенями свободи (рис. 25).

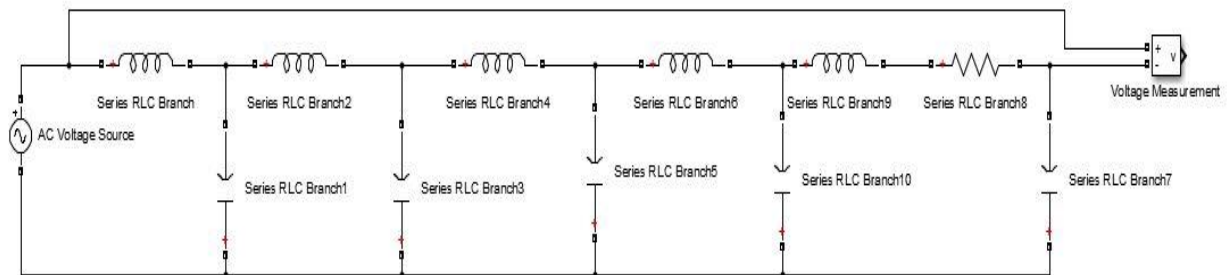


Рис.25. 5-ти контурна електрична модель зовнішнього та середнього вуха людини

Числові значення параметрів схеми наведені в таблиці 7.

Таблиця 7.

Назва елемента на схемі	Елемент	Параметри елемента
Series RLC branch	L	1.3×10^{-6} Гн
Series RLC branch1	C	38.5×10^{-4} Ф
Series RLC branch2	L	13×10^{-6} Гн
Series RLC branch3	C	38.2×10^{-4} Ф
Series RLC branch4	L	23×10^{-6} Гн
Series RLC branch5	C	3.6×10^{-3} Ф
Series RLC branch6	L	27×10^{-6} Гн
Series RLC branch7	C	0.85×10^{-5} Ф
Series RLC branch8	R	1.16×10^{-6} Ом
Series RLC branch9	L	2.5×10^{-6} Гн
Series RLC branch10	C	45.8×10^{-5} Ф

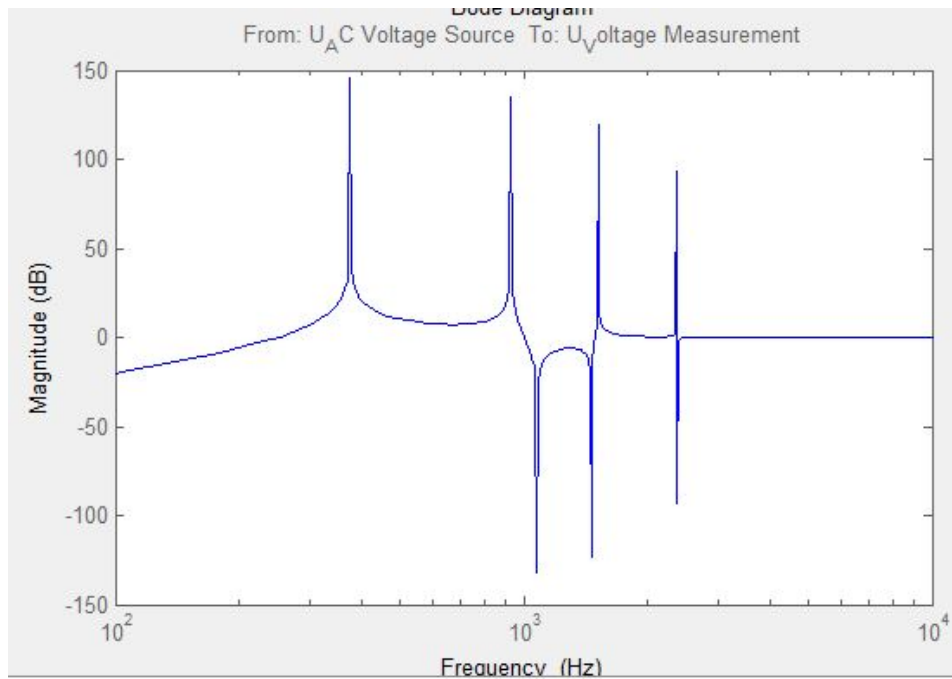


Рис.26. Резонансні піки 5-ти контурної системи.

Дана модель характеризується наступними резонансами: 376 Гц, 928 Гц, 1520 Гц і 2370 Гц. Як бачимо, отримані значення більш наближені до експериментально вимірених значень, які є вихідними даними для нашої задачі. Також потрібно зазначити, що для 5-ти контурної системи 5-ий резонанс виходить із досліджуваної частотної області.

Вподальшому з використанням поняття довгих ліній перейдено до системи з розподіленими параметрами (рис.27).

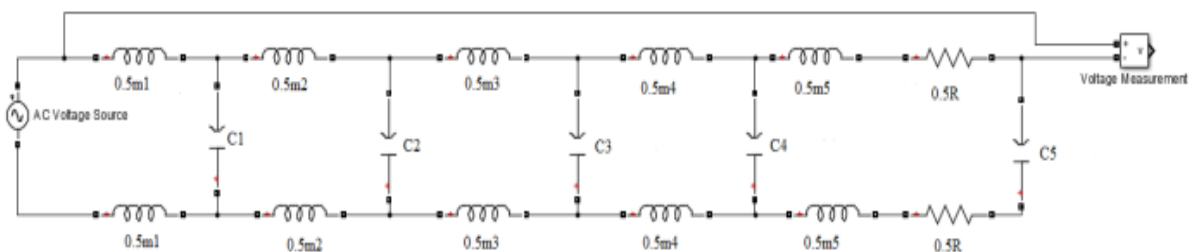


Рис. 17 Еквівалентна електрична модель зовнішнього та середнього вуха людини

За аналогією до роботи [24] у цій схемі m_1 – маса повітря у зовнішньому слуховому проході, m_2 – маса барабанної перетинки, m_3 – маса молоточка, m_4 – маса наковальні, m_5 – маса стремінця, R - опір втрат за рахунок передачі енергії ланцюгом слухових кісточок, C_i – гнучкості відповідних елементів [51].

Величини елементів еквівалентної електричної моделі вибираємо чисельно рівними відповідним механічним величинам:

$$\begin{aligned} m_1 &= 1.3 \cdot 10^{-6} \text{ Гн}, & m_4 &= 27 \cdot 10^{-6} \text{ Гн}, \\ m_2 &= 14 \cdot 10^{-6} \text{ Гн}, & m_5 &= 2.5 \cdot 10^{-6} \text{ Гн}, \\ m_3 &= 23 \cdot 10^{-6} \text{ Гн}, & R &= 1.16 \cdot 10^{-6} \text{ Ом}. \end{aligned}$$

Наведені значення параметрів запозичені з робіт [24], [26].

Значення для параметрів C_i були знайдені методом послідовного наближення, маючи на меті отримати частотну характеристику, що максимально відповідатиме експерименту Борисенка М. О.

$$\begin{aligned} C_1 &= 37.5 \cdot 10^{-4} \text{ Ф}, \\ C_2 &= 78.2 \cdot 10^{-4} \text{ Ф}, \\ C_3 &= 2.3 \cdot 10^{-3} \text{ Ф}, \\ C_4 &= 53 \cdot 10^{-5} \text{ Ф}, \\ C_5 &= 9.5 \cdot 10^{-5} \text{ Ф}. \end{aligned}$$

Значення парціальних частот, що відповідають даним значенням параметрів (програмний код для розрахунку наведений у додатку Г):

$$f_1 = 2,2795 \cdot 10^3 \text{ Гц},$$

$$f_2 = 481,0085 \text{ Гц},$$

$$f_3 = 691,9780 \text{ Гц},$$

$$f_4 = 1,3305 \cdot 10^3 \text{ Гц},$$

$$f_5 = 10,327 \cdot 10^3 \text{ Гц}.$$

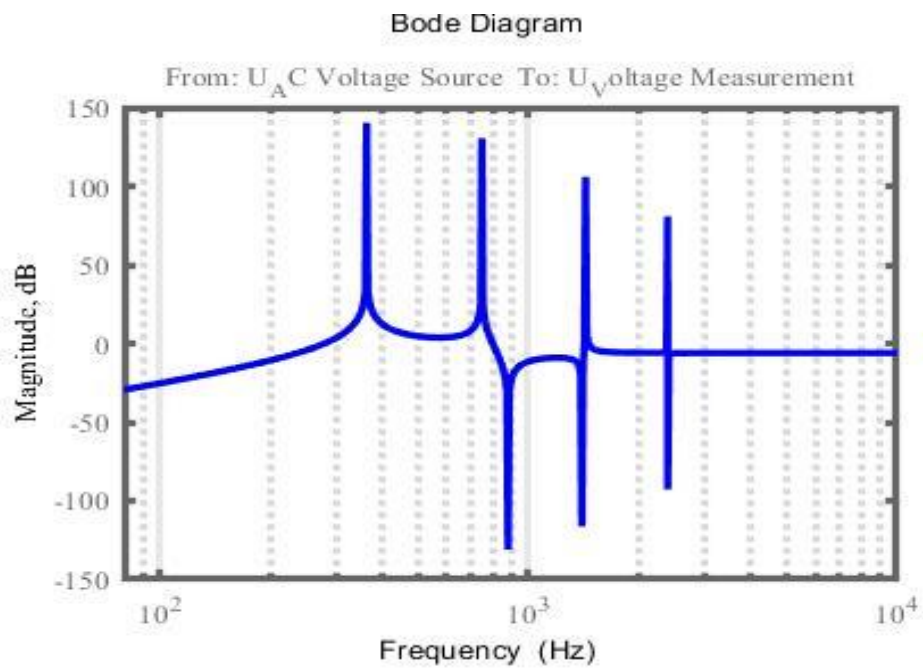


Рис. 28. Резонансні частоти зовнішнього та середнього вуха

Отримані за допомогою цієї моделі значення резонансних частот зовнішнього та середнього вуха (364, 748, 1430, 2390 Гц) (Рис. 18) добре збігаються з експериментальними результатами (рис. 19) [51].

Висновки до третього розділу

У даному розділі розглянуто експеримент Борисенка О.М. і його колег, результати якого стали вихідними даними для магістерської дисертації.

Наведено міркування щодо аналітичного знаходження парціальних частот середнього вуха людини. Показані результати механічного моделювання і обґрунтовано перехід до електричної моделі з використанням методу електромеханічних аналогій.

Запропоновано систему з 5-ма степенями свободи для точнішого відтворення експериментальної АЧХ зовнішнього та середнього вуха людини. Наведені результати моделювання згідно вказаної схеми.

Отримані значення парціальних частот — власних частот коливань окремо взятих елементів середнього вуха людини, можуть допомогти визначити масово-пружні характеристики для заміни ланцюга барабанна перетинка — овальне вікно (молоточок, наковальня, стремінце). Для знаходження пружних характеристик елементів, які підлягають заміні потрібно знайдені значення f та m підставити в формулу $C = (2\pi f)^2 \cdot m$ і отримаємо необхідні параметри для підбору матеріалів імплантів[51].

РОЗДІЛ 4. РОЗРОБКА СТАРТАП-ПРОЕКТУ

Стартап-проекти призначені вирішувати проблеми та задачі, які з часом вдається вирішити завдяки використанню технічного прогресу.

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 висококонкуrentної ринкової економіки глобалізаційних процесів.

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

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

4.1. Опис ідеї проекту

Таблиця 4.1. Опис ідеї стартап-проекту

Зміст ідеї	Напрямки застосування	Переваги для користувача
Програмне забезпечення для підбору матеріалу	Хірургія	Заміна кісточок, матеріалами які підходять для людини

імплантів середнього людини	елементів вуха	Діагностика	Діагностика на різні види паталогій
-----------------------------	----------------	-------------	-------------------------------------

У табл. 4.1 наведені основні напрямки використання запропонованої ідеї. Споживачами можуть бути як компанії, які займаються відновленням або заміною кісточок в середньому вусі, так й інженери для проведення експериментів над середнім вухом.

Проаналізувавши потенційних конкурентів, можна зробити висновок, що не зовсім можливо порівнювати моделі, тому що вони всі зроблені усереднено до даних про середнє вухо. Тому проведення аналізу з конкурентами неможливе.

4.2. Технологічний аудит проекту

У межах даного підрозділу проводиться аудит технології, за допомогою якої можна реалізувати ідею проекту (технології створення товару). Визначення технологічної здійсненності ідеї проекту передбачає аналіз таких складових (табл.4.2):

- за якою технологією буде виготовлено товар згідно ідеї проекту?
- чи існують такі технології, чи їх потрібно розробити/додати?
- чи доступні такі технології авторам проекту?

Таблиця 4.2. Технологічна здійсненність ідеї проекту

№ п/п	Ідея проекту	Технології реалізації ідеї	Наявність технологій	Доступність технологій
1.	Створення ПЗ, яке дозволить	Використання програми Simulink для	Наявна	Платна, доступна

	знаходити параметри матеріалів імплантів	моделювання, Matlab або Java для розрахунків		
2.	Проведення тестів	Звуковий тиск який діє на барабанну перетинку	Наявна	Платна, доступна
<p>Обрана технологія реалізації ідеї проекту: технологія 1, хоча вона може бути дорожчою у реалізації, проте зможе бути впровадженна в застосування у більшому обсязі та буде зручнішою у використанні, оскільки не потребуватиме наявності прив'язки до конкретної компанії.</p>				

4.3. Аналіз ринкових можливостей запуску стартап-проекту

Визначення ринкових можливостей, які можна використати під час ринкового впровадження проекту, та ринкових загроз, які можуть перешкодити реалізації проекту, дозволяє спланувати напрями розвитку проекту із урахуванням стану ринкового середовища, потреб потенційних клієнтів та пропозицій проектів-конкурентів. Спочатку проводиться аналіз попиту: наявність попиту, обсяг, динаміка розвитку ринку.

Таблиця 4.3. Попередня характеристика потенційного ринку стартап-проекту

№ п/п	Показники стану ринку (найменування)	Характеристика
1.	Кількість головних гравців, од	1
2.	Загальний обсяг продаж, у.о.	250-500

3.	Динаміка ринку (якісна оцінка)	зростає
4.	Наявність обмежень для входу (вказати характер обмежень)	немає
5.	Специфічні вимоги до стандартизації та сертифікації	відсутні
6.	Середня норма рентабельності в галузі (або по ринку), %	45%

З табл. 4.3 можна зазначити, що вихід на ринок є рентабельним, так як на є низька конкуренція в даній галузі та високий відсоток рентабельності, що дає змогу швидко покрити витрачені кошти на розробку програмного забезпечення.

Таблиця 4.4. Характеристика потенційних клієнтів стартап-проекту

Потреба, що формує ринок	Цільова аудиторія (цільові сегменти ринку)	Відмінності у поведінці різних потенційних цільових груп клієнтів	Вимоги споживачів до товару
Збільшення продуктивності та надійності сучасних об'єктивних методів діагностики слуху людини	Державний сектор, приватний сектор	Інтеграція з існуючими системами, необхідність надійного присторю	Продуктивність, енергоспоживання, висока надійність

Формування ринку визначається потребою збільшення продуктивності та надійності об'єктивних методів діагностики слуху людини. Основними споживачами продукту є усі сфери, які прагнуть

збільшити автоматизацію процесів, які використовуються. Тому головними вимогами до товару є продуктивність та надійність роботи.

Таблиця 4.5. Фактори загрози

№ п/п	Фактор	Зміст загрози	Можлива реакція компанії
1.	Незацікавленість аудиторії	Неготовність використання продукту	Збільшення клієнтів
2.	Якісний	Не належна якість моделі	Зміна технологічних процесів виробництва
3.	Конкуренція	Ім'я конкурентів є більше відомими на ринку	Проведення потужної рекламної кампанії
4.	Несанкціоноване використання ПЗ	Взлом використання ПЗ без ліцензії	Перевірка ліцензії користувача при кожній можливості та блокування ПЗ у разі відсутності ліцензії

Основними факторами загрози є конкуренція та економічно-політичний стан країни виробника. Існуючі товари вже мають певне ім'я, репутацію та об'єми виробництва. Також економічна та політична ситуація країни-виробника може зіграти значну роль у втраті прибутку.

Таблиця 4.6. Фактори можливостей

№ п/п	Фактор	Зміст можливості	Можлива реакція компанії
1.	Збільшення попиту	Різке збільшення зацікавленості до продукту	Підвищення виробництва
2.	Новітні технології	Можливість створення більш детальної моделі	Співпраця з іншими компаніями в даній сфері
3.	Розширення кругозору компанії	Можливість додавання нових систем до існуючої для пришвидшення розвитку	Відкриття нових спеціалізованих підрозділів компанії
4.	Індивідуальне замовлення	Можливість додавати індивідуальні потреби для клієнтів	Проведення аналізу раціональності замовлення та можливість укладання нового контракту із заданими потребами

Сфера ринку є відносно новою та швидко розвивається. Данні технології вводяться в розвинених країнах світу, що спричиняє зростання клієнтів на ринку, які в свою чергу збільшують попит на запропоновану систему в тому числі. Це призведе до збільшення об'ємів виробництва та заключення великої кількості контрактів, що в свою чергу створює вигідні економічні можливості для дослідження нових технологій, та покращення існуючої системи.

Таблиця 4.7. Ступеневий аналіз конкуренції на ринку

Особливості конкурентного середовища	В чому проявляється дана характеристика	Вплив на діяльність підприємства (можливі дії компанії, щоб бути конкурентоспроможною)
Тип конкуренції – чиста	Мала кількість аналогів даної моделі	Розвивати систему збільшуючи її продуктивність та надійність
За рівнем конкурентної боротьби – міжнародний	Наявність замовників та виробників із інших країн	Вихід на міжнародний ринок
За галузевою ознакою – одногалузева	Використання тільки в медицині	Проведення потужної рекламної кампанії
Конкуренція за видами товарів – товарно-видова	Запропонований товар є одного виду	Орієнтація стратегії компанії на клієнта та адаптація до змін ринкових умов
За характеристиками конкурентних переваг – нецінова	Основною перевагою є якість моделі	Проведення робіт щодо постійного покращення продукту
За інтенсивністю – марочна	Бренд грає велику роль в постачанні продукту	Проведення рекламної кампанії та доведення якості продукту

Ринок є конкурентним, проте вид конкуренції є чистим, так як окремі гравці мало впливають на ціну товару. Конкурентний ринок є міжнародним. Конкуренція за видами товарів – видова.

Таблиця 4.8. Аналіз конкуренції в галузі за М. Портером

Складові аналізу	Прямі конкуренти в галузі	Потенційні конкуренти	Постачальники	Клієнти	Товари-замінники
	Bitfury ЮТА Foundation Bitmain	AMD NVIDIA	Mouser Digikey Arrow	Державний та приватний сектори	Відеокарти
Висновки	Конкуренція є низькою	Вихід на ринок є відносно простим. Наявні потенційні конкуренти	Постачальники не мають диктувати ціни на ринку	Клієнти можуть диктувати умови через присутність компаній з хорошою репутацією	Існують обмеження по використанню

Таблиця 4.9. Обґрунтування факторів конкурентоспроможності

№ п/п	Фактор конкурентоспроможності	Обґрунтування (наведення чинників, що роблять фактор для порівняння)
1.	Собівартість	Низька собівартість – більша доступність кінцевого пристрою
2.	Продуктивність	Більша продуктивність в порівнянні з конкурентами

3.	Надійність	Збільшення продуктивності продукту збільшує її надійність
----	------------	---

Таблиця 4.10. Порівняльний аналіз сильних та слабких сторін проекту

№ п/п	Фактор конкурентоспроможності	Бали 1-20	Рейтинг товарів-конкурентів у порівнянні з IOTA Foundation						
			3 -	2 -	1 -	0	1	2	3
1.	Собівартість	15							+3
2.	Продуктивність	20		2 -					
3.	Надійність	19			1 -				

Аналізуючи табл. 4.10 можна зробити висновок, що запропонований пристрій має більший рейтинг відносно головного конкурента. Дана таблиця демонструє основні особливості продукту, які відрізняють його від основного конкурента.

Таблиця 4.11. SWOT- аналіз стартап-проекту

Сильні сторони	Слабкі сторони
<ul style="list-style-type: none"> • Здатність адаптуватися та вчитися новому, реагуючи на нові тенденції; • Наявність інтелектуальних ресурсів; • Ентузіазм, згуртований колектив; 	<ul style="list-style-type: none"> • Нове ім'я • Відсутність досвіду • Мала кількість персоналу

Можливості	Загрози
<ul style="list-style-type: none"> • Розширення асортименту, додаючи нові можливості додатку; • Реклама додатку в ЗМІ; • Можливість задіяти в процес вдосконалення продукту користувачів продукту, використовуючи зворотній зв'язок з ними; 	<ul style="list-style-type: none"> • Технічні негаразди; • Нерозуміння з боку користувачів.

Зіставлення сторін

1. Стратегія розвитку – використання сильних сторін для реалізації можливостей:

- ✓ Рекламу продукту можна здійснювати в соціальних мережах, які користуються зараз більшим ефектом довіри у споживачів.
- ✓ Завдяки наявності інтелектуальних ресурсів та згуртованого, готового до нових рішень колективу створити мобільний додаток для використання ресурсу у будь-який час та довільному місці.
- ✓ Враховуючи побажання користувачів вдосконалити мобільний додаток для його зручнішого використання.

2. Стратегія внутрішніх перетворень – укріплення слабких сторін за допомогою використання можливостей:

- ✓ За допомогою реклами стати ближчим до споживачів, розказавши про свою команду.

- ✓ Використовуючи зворотній зв'язок набрати за необхідністю нових людей у команду.
- ✓ На основі зворотного зв'язку зі споживачами додати в додаток нові функції, спростити його використання.

3. Обмеження стратегічного розвитку.

- ✓ Поява конкурента, що має хорошу репутацію в інших напрямках та його перевага над нами, оскільки наша команда є зовсім новою на ринку.
- ✓ Неможливість подолання технічних негараздів через недостатню кількість персоналу.
- ✓ Створення продукту, що буде не зовсім зрозумілий та простий для використання через відсутність досвіду або з цієї ж причини несприйняття громадянами.

4. Стратегія потенційних переваг – використання сильних сторін для подолання загроз:

- ✓ Завдяки зворотному зв'язку дізнатися, що не влаштовує користувачів та змінити це.
- ✓ При неможливості подолання технічних негараздів власними силами звернутися за консультацією до інших спеціалістів, оскільки ми завжди відкриті до нових знань.

Таблиця 4.12. Альтернативи ринкового впровадження стартап-проекту

№ п/п	Альтернатива (орієнтований комплекс заходів) ринкової поведінки	Ймовірність отримання ресурсів	Строки реалізації
1.	Максимізація власного виграшу (індивідуалізм)	Середня	18 місяців

2.	Максимізація спільного виграшу (кооперація)	Висока	20 місяців
3.	Суперництво	Середня	24 місяці

Була обрана кооперація, як альтернативна ринкова поведінка, так як за відносно не високий термін існує велика ймовірність отримання ресурсів.

4.5. Розробка ринкової стратегії проекту

Таблиця 4.13. Вибір цільових груп потенційних споживачів

№ п/п	Опис профілю цільової групи потенційних клієнтів	Готовність споживачів сприйняти продукт	Орієнтовний попит в межах цільової групи (сегменту)	Інтенсивність конкуренції в сегменті	Простота входу у сегмент
1.	Державний сектор	-	+	висока	-
2.	Приватний сектор	+	+	висока	+

Які цільові групи обрано: основною характеристикою вибору цільової групи є готовність прийняти продукт. В даній області приватний сектор є більш готовим, адже державний сектор потребує більше дозволів та роз'яснень для введення нового продукту в системи.

Таблиця 4.14. Визначення базової стратегії розвитку

№ п/п	Обрана альтернатива розвитку проекту	Стратегія охоплення ринку	Ключові конкурентоспроможні позиції до обраної альтернативи	Базова стратегія розвитку

1.	Індивідуалізм	Стратегія недиференційованого маркетингу	Адаптація до вимог ринку використання новацій	Стратегія спеціалізації
----	---------------	--	---	-------------------------

Таблиця 4.15. Визначення стратегії позиціонування

№ п/п	Вимоги до товару цільової аудиторії	Базова стратегія розвитку	Ключові конкуренто-спроможні позиції власного стартап-проекту	Вибір асоціацій, які мають сформувану позицію власного проекту
1.	Продуктивність	Стратегія спеціалізації	Продуктивна	Висока швидкодія роботи
2.	Надійність	Стратегія спеціалізації	Якість	Висока надійність роботи

4.6. Розробка маркетингової програми стартап-проекту

Таблиця 4.16. Визначення ключових переваг концепції потенційного товару

№ п/п	Потреба	Вигода, яку пропонує товар	Ключові переваги перед конкурентами (існуючі або такі, що потрібно створити)

1.	Введення швидкої та надійної системи комунікації	Висока продуктивність та надійність	Ціна, продуктивність, надійність
----	--	-------------------------------------	----------------------------------

Визначившись з основними перевагами концепції товару, можливе створення відповідної рекламної кампанії для кінцевих клієнтів.

Таблиця 4.17. Формування системи збуту

№ п/п	Специфіка закупівельної поведінки цільових клієнтів	Функції збуту, які має виконувати постачальник товару	Глибина каналу збуту	Оптимальна система збуту
1.	Продаж	Повний супровід товару до замовника	Нульовий рівень	Безпосередній (прямий)

Основним каналом збуту є продаж товару. На старті компанії очікуються відносно невеликі об'єми виробництва, тому на даному етапі можливо обійтись без посередників, і продавати товар напряму клієнтам.

Таблиця 4.18. 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	Реклама SMM Відео-інструкції по використанню	Висока продуктивність та надійність. Простота	Показати переваги технології	Демонстрація можливостей даної системи та принцип її використання

		товару на ресурсі youtube.com	користування		
2.	Нерішучий	Інтернет, телебачення	Ціна	Ознайомити клієнтів з існуючою технологією	Реклама повинна вразити клієнта новизною технології

Висновки до четвертого розділу

Було розроблено перший етап створення стартап-проекту. Кожна наукова робота повинна знаходити своє місце в застосуванні у реальному житті, тому стартап-проект може бути практичним відображенням наукової праці.

Спочатку було висвітлено зміст ідеї проекту. Для цього було розглянуто потенційних зацікавлених осіб, які в майбутньому можуть стати клієнтами запропонованої продукції. Також були розглянуті ризики реалізації продукції. Аналіз сильних та слабких сторін дають можливість визначити аспекти, на які слід зробити ставку.

Далі було проведено технічний аудит проекту. Були визначені технології, які використовуватимуться. Запропоновані технології вже існують, проте їх використання є дороговартісним, що може створити певні труднощі.

Після цього було проведено аналіз усіх аспектів ринку. Даний аналіз показав, що імплементація проекту можлива в реальних умовах. Не дивлячись на бар'єри входження і наявність конкурентів, проект матиме успіх через свою високу конкурентоспроможність. На перших порах доцільно буде впровадити гнучку систему цін для нових клієнтів, систему знижок та лояльності для постійних клієнтів.

ВИСНОВКИ ДО РОБОТИ

1. Проведено огляд анатомії і фізіології слухової системи людини. Здійснено аналіз особливостей будови середнього вуха людини, що забезпечує ефективну передачу енергії від зовнішнього слухового проходу до внутрішнього вуха. На основі цього аналізу можна зазначити, що існує три механізми забезпечення ефективності передачі; найефективніший з яких - перетворювач тиску між великою площею барабанної перетинки та малою площею овального вікна.

2. Досліджено основні з відомих нині способів моделювання середнього вуха людини (модель трансформатора, двопортова модель, модель зв'язаних елементів, розподілена лінія, метод скінченних елементів і моделювання елементів з дробовим порядком), визначено їхні принципи, переваги та особливості використання.

3. Проведено моделювання середнього вуха людини за допомогою механічної моделі, як системи зі зосередженими параметрами.

4. Запропоновано розширену модель зовнішнього та середнього вуха людини. Дана модель є системою із 5-ма степенями свободи, що дозволяє точніше відтворити характерні резонанси людської слухової системи та врахувати наявність зовнішнього слухового проходу.

5. З використанням запропонованої моделі знайдено парціальні частоти елементів, які входять до складу слухової системи людини. Тобто, розв'язана задача синтезу елементів зовнішнього та середнього вуха людини.

СПИСОК ВИКОРИСТАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ

1. Найда С.А. Математическая модель среднего уха человека // Электроника и связь. - 2002. -№15. -С.49-50.
2. Дидковский В.С., Найда С.А. Новые широкополосные электроакустические приборы для медицины// Электроника и связь.-2010. - № 2. -С.211-216..
3. Найда С.А. Отоакустическая эмиссия – импульсная функция уха, ключ к оптимальному кодированию звука в улитковом имплантате//Доклады Академии наук Украины. -2005. -№5. –С.172-178.
4. Найда С.А. Акустические приборы и системы // Электроника и связь. - 2012. -№3. -С.40-49.
5. Мареев Г.О. Современные представления о среднем ухе и его математические модели (обзор) // Саратовский научно-медицинский журнал. 2012. Т. 8, № 1. С. 96–100.
6. Попов Ю.В. Гідромеханічне та електричне моделювання процесів передачі та перетворення АС в завитці органа слуху: Автореф. дис. докт. біол. наук: 03.00.02/ Інститут отоларингології ім. проф. О.Коломійченка АМН України.- К., 2003.- 40с.
7. Peterson L.C., Bogert V.P. A dynamical theory of the cochlea // JASA. – 1950. – Vol.22.– p. 368-381.
8. Фланаган Дж.Л. Анализ, синтез и восприятие речи: Пер. с англ. / Под ред. А.А.Пирогова. - М.: Связь, 1968. - 394с.
9. Справочник по акустике/Иофе В.К., Корольков В.Г., Сапожков М.А./Под ред. М.А. Сапожкова. – М.: Связь, 1979. – 312с.
10. Альтман Я.А., Таварткиладзе Г.А. Руководство по аудиологии. – М.: ДМК Пресс, 2003. – 360с.
11. Борисенко О.Н., Сушко Ю.А, Сребняк И.А., Сербин Г.С. Влияние изменения объёма полостей среднего уха на передачу звука// Проблема

реабилитации в отоларингологии. III пленум правления Российского общества отоларингологов. – Самара, 2003

12. Кобрак Г. Среднее ухо. М.: Медгиз, 1963. 455 с.
13. Гельфанд С. А. Слух: введение в психологическую и физиологическую акустику. М.: Медицина, 1984. 128 с.
14. Стратиева О.В. Клиническая анатомия уха: учеб. пособие. М.: Спец. Лит., 2004. 272 с.
15. Esser M.H. The mechanism of the middle ear. II: The drum // Bull. Math. Biophys. 1941. Vol. 9. P. 75–91.
16. Willi U.B., Ferrazzini M.A., Huber A.M. The incudomalleolar joint and sound transmission losses // Hear. Res. 2002. Vol. 174. P. 32–44.
17. Békésy Gv. On the measurement of the amplitude of vibration of the ossicles with a capacitive probe // Akust. Zeitschr. 1941. № 6. S. 1–16 [нем.]
18. Wada, H., Kobayashi T., Suetake M. Dynamic behavior of the middle ear frequency tympanometry // Audiology. 1989. Vol. 28 (3). P. 127–134.
19. The acoustic middle ear muscle reflex in albino rats/K. Murata, S. Ito, J. Horikawa [et al.] // Hear. Res. 1986. Vol. 23. P. 169–183.
20. Мороз Б.С., Базаров В.Г. Акустический рефлекс как объективный метод оценки порога слуховой чувствительности // Вестн. оторинолар. 1976. № 2. С. 29–34.
21. Middle-ear function in the chinchilla: Circuit models and comparison with other mammalian species // Charlsie Lemons and Julien Meaud G.W.W. School of Mechanical Engineering, Georgia Institute of Technology, 771 Ferst Drive, Atlanta Georgia 30332, USA.
22. Zwislocki J. Analysis of some auditory characteristics // Handbook of Mathematical Psychology/R.D. Luce, R.R. Bush, E. Galanter (Eds.). New York, 1965. Vol. III. P. 1–97.

23. С.А. Найда Математическая модель среднего уха человека [Mathematical model of the middle ear of a person],” *Electron. Commun.*, no. 15, pp. 49–50, 2002.

24. Найда С.А. Формула середнього вуха людини в нормі. Відбиття звуку від барабанної перетинки // *Акустичний вісник*. – 2002. – №3. – С. 46-51.

25. К. В. Фролов, І.В. Гонгарович, П.П. Ліхнов «Инфразвук, вибрация, человек»[Infrasound, vibration, man], М.: Mashinostroenie, 1996, p. 304.

26. G. Bekeshi, V.A. Rozenblit. The mechanical properties of the ear// London 1951, p.683-691.

27. Hermann L.F., Helmholtz M.D. On the Sensations of Tone as a Physiological Basis for the Theory of Music (Fourth ed.). Longmans, Green, and Co, 1912. 128 p.

28. Dahman H. On the physiology of hearing experimental studies on the mechanics of the ossicular chain, as well as on the behaviours of tones and air pressure // *I. Zeitschr Hals Nas Ohrenhkl.* 1930. № 27. S. 329–368. [нем.].

29. Esser M.H. The mechanism of the middle ear. II: The drum // *Bull. Math. Biophys.* 1941. Vol. 9. P. 75–91.

30. Guelke R., Keen J.A. A study of the movements of the auditory ossicles under stroboscopic illumination // *J. Physiol.* 1952. Vol. 116 (2). P. 175–188.

31. Wever E.G., Lawrence M. *Physiological acoustics*. Princeton University Press. 454 p.

32. Hartman W. An error in Helmholtz’s calculation of the displacement of the tympanic membrane // *J. Acoust. Soc. Amer.* 1971. Vol. 49. P. 13–17.

33. Akache F., Funnell W.R. J., Daniel S.J. An experimental study of tympanic membrane and manubrium vibrations in rats // *Audiol. Neurotol.* 2007. Vol. 12. P. 59–63.

34. Vibration measurement of the tympanic membrane of guinea pig temporal bones using time-averaged speckle pattern interferometer/H. Wada, M. Ando, A. Takeuchi [et al.] // *J. Acoust. Soc. Amer.* 2002. Vol. 111. P. 2189–2199.

35. Funnell W.R., Laszlo C.A. Modeling of the cat eardrum as a thin shell using the finite-element method // *J. Acoust. Soc. Amer.* 1978. Vol. 63 (5). P. 1461–1467.

36. Khanna S.M., Tonndorf J. Tympanic membrane vibrations in cats studied by time-averaged holography // *J. Acoust. Soc. Amer.* 1972. Vol. 51. P. 1904–1920.
99 Саратовский научно-медицинский журнал. 2012. Т. 8, № 1. Отоларингология.

37. Funnell W.R. On the undamped natural frequencies and mode shapes of a finite-element model of the cat eardrum. // *J. Acoust. Soc. Amer.* 1983. Vol. 73 (5). P. 1657–1661.

38. Funnell W.R., Khanna S.M., Decraemer W.F. On the degree of rigidity of the manubrium in a finite-element model of the cat eardrum. // *J. Acoust. Soc. Amer.* 1992. Vol. 91 (4 Pt. 1). P. 2082–2090.

39. Funnell W.R., Decraemer W.F., Khanna S.M. On the damped frequency response of a finite-element model of the cat eardrum // *J. Acoust. Soc. Amer.* 1987. Vol. 81 (6). P. 1851–1859.

40. Williams K.R., Lesser T.H. J. Natural frequencies of vibration of a fibre supported human tympanic membrane analysed by the finite element method // *Clinical Otolaryngology & Allied Sciences.* 1993. Vol. 18 (5). P. 375–386.

41. Kirikae I. The structure and function of the middle ear. Tokyo: University of Tokyo Press, 1960. 430 p.

42. Williams K.R., Blayney A.W., Lesser T.H. J. A 3-D finite element analysis of the natural frequencies of vibration of a stapes prosthesis replacement reconstruction of the middle ear // *Clin. Otolaryngol.* 1995. Vol. 20. P. 36–44.

43. Dynamics of Middle Ear Protheses — Simulations and Measurements/A. Eiber, H.-G. Freitag, C. Burkhardt C. [et al.] // *Audiol. Neurootol.* 1999. Vol. 4. P. 178–184.

44. Identification of Parameters for the Middle Ear Model/M. Bornitz, T. Zahnert, H.J. Hardtke [et al.] // *Audiology & Neurotology.* 1999. Vol. 4. P. 163–169.

45. A geometrically nonlinearfinite-element model of the cat eardrum/H.M. Ladak, W.R. Funnell, W.F. Decraemer [et al.] // *J. Acoust. Soc. Amer.* 2006. Vol. 119 (5 Pt. 1). P. 2859–2868.

46. Ferris P., Prendergast P.J. Middle-ear dynamics before and after ossicular replacement // *J. Biomech.* 2000. Vol. 33 (5). P. 581–590.

47. Drescher J: FE-Modellierung und Simulation des menschlichen Trommelfells; master's thesis, Technische Universität Dresden, Institut für Festkörpermechanik, 1995.

48. Huttenbrink K.B. Die function der Gerhoknochelchenkette und der Muskeln des Mittelohress. *Oto-Rhino-Laryngology*, 1995. [нем.].

49. Eiber A., Kauf A. Berechnete Verschiebungen der Mittelohrknochen unter statischer Belastung // *HNO.* 1994. № 42. S. 754–759. [нем.].

50. Борисенко О.Н., Сушко Ю.А, Сребняк И.А., Сербин Г.С. Влияние изменения объёма полостей среднего уха на передачу звука// Проблема реабилитации в отоларингологии. III пленум правления Российского общества отоларингологов. – Самара, 2003.

51. Гарасюк А. О., Дідковський В. С. Розвиток методів моделювання зовнішнього та середнього вуха людини. DOI: <https://doi.org/10.20535/2523-4455.2019.24.6.193381>.

ДОДАТОК А

Головна функція для розрахунку парціальних частот

```

global w_m mu meth part_freq
meth=0; % nonlinear equation problem(0), nonconstrained
optimization(1), constrained optimization(2) or square method(3)
part_freq=0; % search partial frequencies instead of their
squares
w_m=[6.12 9.5 18.95]*2*pi; % peak values of AFC; піків буде
менше
mu=[0.2 5]; % ratio of mass; буде 2 мю, - знайти їхні значення
w0=(w_m(1)+w_m(numel(w_m)))/2; % initial approach to solution
lb= [w_m(1); w_m(1); w_m(1)]; % lower bound for constrain
method
ub=[w_m(numel(w_m)); w_m(numel(w_m)); w_m(numel(w_m))]; %
uper bound for constrain method

if ~part_freq
    w0=w0*w0;
    lb=lb.*lb;
    ub=ub.*ub;
end

switch meth
case 0
    w1= fsolve('goal_3k', [w0 w0 w0], optimset('TolFun',1e-
7, 'TolX', 1e-7));
case 1
    w1=fminunc('goal_3k', [w0 w0 w0], optimset('TolFun',1e-7, 'TolX', 1e-7));
case 2
    w1=fmincon('goal_3k', [w0 w0 w0], [], [], [], lb, ub, [],
optimset('TolFun',1e-7, 'TolX', 1e-7, 'Algorithm', 'active-
set'));
case 3
    w1=lsqnonlin('goal_3k', [w0 w0 w0], lb, ub,
optimset('TolFun',1e-7, 'TolX', 1e-7, 'Algorithm', 'active-
set'));
otherwise
    disp('incorrect method selected');
end
if part_freq
    w1/2/pi
else
    sqrt(w1)/2/pi
end

```

ДОДАТОК А(продовження)

Цільова функція для розрахунку парціальних частот

```

function g=goal_3k(z)
%input z is partial frequencies or their squares depending
on 'part_freq'
%parameter
global w_m mu meth part_freq
if part_freq
    z=z.*z;
end
A=[z(1), -z(1), 0;...
    -z(1)*mu(1), z(1)*mu(1), -z(2);...
    0, z(2)*mu(2), z(3)+z(2)*mu(2)];
det_A=det(A);
w2=eig(A);
w2=sort(w2);
r=(w_m.*w_m-w2');
if (1==meth) || (2==meth)
    g=r*r';
else
    g=r;
end

```

ДОДАТОК Б

```

fd=44100;
f=15;
T=5;
t=(1:fd*T)/fd;
sig=sin(2*pi*f*t);
p=audioplayer(sig,fd);
play(p)

```

ДОДАТОК В

Головна функція для розрахунку парціальних частот 4-ої системи

```

global w_m mu meth part_freq
meth=1; % nonlinear equation problem(0), nonconstrained
optimization(1), constrained optimization(2) or square method(3)
part_freq=0; % search partial frequencies instead of their
squares
w_m=[700 1400 2400 2800]*2*pi; % peak values of AFC
mu=[0.036 1.37 10.8]; % ratio of mass
w0=(w_m(1)+w_m(numel(w_m)))/2; % initial approach to solution
lb= [w_m(1); w_m(1); w_m(1); w_m(1)]; % lower bound for
constrain method
ub=[w_m(numel(w_m)); w_m(numel(w_m)); w_m(numel(w_m));
w_m(numel(w_m))]; % upper bound for constrain method

if ~part_freq
    w0=w0*w0;
    lb=lb.*lb;
    ub=ub.*ub;
end

switch meth
case 0
    w= fsolve('goal', [w0 w0 w0 w0], optimset('TolFun',1e-7,
'TolX', 1e-7));
    case 1
        w=fminunc('goal', [w0 w0 w0 w0], optimset('TolFun',1e-
7, 'TolX', 1e-7));
    case 2
        w=fmincon('goal', [w0 w0 w0 w0], [], [], [], lb,ub, [], optimset('TolFun',1e-7, 'TolX', 1e-7,
'Algorithm', 'active-set'));
    case

```

```

        w=lsqnonlin('goal', [w0 w0 w0 w0], lb, ub,
optimset('TolFun',1e-7, 'TolX', 1e-7, 'Algorithm', 'active-
set'));
        oterwise
        disp('incorrect method selected');
end
if part_freq
    w/2/pi
else
    sqrt(w)/2/pi
end

```

Цільова функція

```

function g=goal_4k(z)
%input z is partial frequencies or their sqaures depending
on
%'part_freq'(власні частоти або їхні квадрати)
%parameter
global w_m mu meth part_freq
if part_freq
    z=z.*z;
end
A=[z(1), -z(1), 0, 0,;...
    -z(1)*mu(1), z(1)*mu(1), -z(2), 0,;...
    0, -z(3), z(2)*mu(2), -z(2)*mu(2)+z(3), -z(3);...
    0, 0, -z(3)*mu(3), z(4)+z(3)*mu(3)];
w2=eig(A); %визначає власн значення матриці A
w2=sort(w2);
r=(w_m.*w_m-w2');
if (1==meth) || (2==meth)
    g=r*r';
else
    g=r;
end

```

ДОДАТОК Г

```
clear all

m1=1.3*10^(-6);% маса повітря у ЗСП (1.3 міліграм)
m2=14*10^(-6);% маса барабанної перетинки
m3=23*10^(-6)% маса молоточка
m4=27*10^(-6);% маса наковальні
m5=2.5*10^(-6);% маса стремінця

L1=1.3*10^(-6);
L2=14*10^(-6);
L3=23*10^(-6);
L4=27*10^(-6)
L5=2.5*10^(-6);

C1=37.5*10^(-4)
C2=78.2*10^(-4)
C3=2.3*10^(-3)
C4=53*10^(-5)
C5=9.5*10^(-5)

w1=sqrt(1/(L1*C1));
w2=sqrt(1/(L2*C2));
w3=sqrt(1/(L3*C3));
w4=sqrt(1/(L4*C4));
w5=sqrt(1/(L5*C5));

f1=w1/(2*pi)
f2=w2/(2*pi)
f3=w3/(2*pi)
f4=w4/(2*pi)
f5=w5/(2*pi)
```