

НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»
Факультет електроніки
Кафедра акустики та акустoeлектроніки

«На правах рукопису»
УДК 534.771

«До захисту допущено»

Завідувач кафедри

(підпис)

(ініціали, прізвище)

“ ____ ” _____ 20__ р.

Магістерська дисертація

зі спеціальності (спеціалізації):

171. Електроніка
(код і назва спеціальності)

на тему: Дослідження слухової системи людини на основі удосконаленого методу отоакустичної емісії.

Виконав (-ла): студент (-ка) II курсу, групи ДГ-81мп
(шифр групи)

Семенчук Анастасія Олександрівна
(прізвище, ім'я, по батькові)

(підпис)

Науковий керівник проф. кафедри АтаАЕ, д.т.н. Найда С.А.
(посада, науковий ступінь, вчене звання, прізвище та ініціали)

(підпис)

Консультант

(назва розділу)

(науковий ступінь, вчене звання, прізвище, ініціали)

(підпис)

Рецензент

(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 – 2019 року

Завдання на магістерську дисертацію

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»

Інститут/факультет

Електроніки
(повна назва)

Кафедра

Акустики та акустoeлектроніки
(повна назва)

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

Спеціальність (спеціалізація):

171. Електроніка
(код і назва)

ЗАТВЕРДЖУЮ
Завідувач кафедри

(підпис) (ініціали, прізвище)
«__» _____ 20__ р.

ЗАВДАННЯ на магістерську дисертацію студенту Семенчук Анастасія Олександрівна (прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема дисертації: Дослідження слухової системи людини на основі удосконаленого методу отоакустичної емісії.

науковий керівник дисертації: Найда Сергій Анатолійович, д.т.н., проф. __,
(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

затверджені наказом по університету від «__» _____ 20__ р. №__

2. Строк подання студентом дисертації 05.12.19р.

3. Об'єкт дослідження: Процес трансформації акустичної енергії при проходженні звукової хвилі через слухову систему.

4. Предмет дослідження (Вихідні дані – для магістерської дисертації за освітньо-професійною програмою): Слухова система люди. Вихідні дані: Загальний об'єм середнього вуха – біля 2куб.см; діаметр слухового проходу - 0.7см.; площа барабанної перетинки -0.5-0.9кв.см.5.

5. Перелік завдань, які потрібно розробити :

- 1) Моделі середнього вуха людини.
- 2) Кохлеарна імплантація.
- 3) Застосування моделі середнього вуха для інтерпретації результатів об'єктивної аудіометрії.
- 4) Розробка стартап-проекту.
6. Перелік графічного (ілюстративного) матеріалу: презентація.
7. Орієнтовний перелік публікацій:
 - 1) Електроніка-2017, Модель барабанної перетинки середнього вуха людини.
 - 2) Електроніка-2018, Електрична модель слухової системи людини.
 - 3) ELNANO 2019, Subjective Assessment of the Influence of Room Characteristics on Intelligibility of Noised Speech.

8. Консультанти розділів дисертації

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв

9. Дата видачі завдання: 10.09.18р.

Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання магістерської дисертації	Строк виконання етапів магістерської дисертації	Примітка
1.	Моделі середнього вуха людини.	10.09.18-01.01.19	
2.	Кохлеарна імплантація.	01.01.19-01.04.19	
3.	Застосування моделі середнього вуха для інтерпретації результатів об'єктивної аудіометрії.	01.04.19-01.09.19	
4.	Розробка стартап-проекту.	01.09.19-15.10.19	
5.	Оформлення пояснювальної записки	15.10.19-04.11.19	

Студент

(підпис)

А.О. Семенчук

(ініціали, прізвище)

Науковий керівник дисертації

(підпис)

С.А. Найда

(ініціали, прізвище)

Зміст

Вступ	
РОЗДІЛ 1. МОДЕЛІ СЕРЕДНЬОГО ВУХА ЛЮДИНИ	6
1.1. Моделі середнього вуха	6
1.1.1. Моделі 60-х років	6
1.1.2. Сучасна математична модель середнього вуха людини	8
1.2. Діагностичне значення визначення резонансної частоти середнього вуха	16
1.2.1. Методи дослідження	18
1.2.2. Результати та обговорення	18
1.3. Моделювання слухової системи в програмному пакеті multisim	21
1.3.1. Програмне забезпечення Multisim	21
1.3.2. Електрично-аналогова модель	25
1.3.3. Моделювання слухової системи	28
РОЗДІЛ 2. КОХЛЕАРНА ІМПЛАНТАЦІЯ	31
2.1. Порівняння можливостей слухопротезування та кохлеарної імплантації	31
2.2. Проблеми кохлеарної імплантації	32
2.3. Принципи побудови систем кохлеарної імплантації	38
2.4. Характеристика багатоканальних систем кохлеарної імплантації	43
2.5. Налаштування імплантатів і стратегії кодування мови	44
2.6. Пропонований алгоритм кодування мови в кохлеарному імпланті	49
РОЗДІЛ 3. ЗАСТОСУВАННЯ МОДЕЛІ СЕРЕДНЬОГО ВУХА ДЛЯ ІНТЕРПРЕТАЦІЇ РЕЗУЛЬТАТІВ ОБ'ЄКТИВНОЇ АУДІОМЕТРІЇ	53
3.1. Імпедансометрія	53
3.2. Отоакустична емісія	59
3.2.1. Що таке отоакустична емісія?	59
3.2.2. Історія виникнення отоакустичної емісії	59
3.2.3. Переваги дослідження слуху методом ОАЕ	67
РОЗДІЛ 4. РОЗРОБКА СТАРТАП-ПРОЕКТУ	77
4.1. Опис ідеї проекту	77
4.2. Технологічний аудит ідеї проекту	78
4.3. Аналіз ринкових можливостей запуску стартап-проекту	78
4.4. Розроблення ринкової стратегії проекту	85
4.5. Розроблення маркетингової програми стартап-проекту	87
Висновки до розділу 4	90
Висновки	
Література	

Вступ

Для повної життєдіяльності людини, її пристосування до навколишнього простору, необхідна повна взаємодія організму із середовищем проживання. У цьому велику роль відіграють органи почуттів, за допомогою яких людина отримує інформацію про навколишнє середовище. Слух – найважливіша функція, яка визначає реакцію організму на те, що відбувається навколо, дозволяє суттєво розширити інформаційне поле, значно полегшити соціалізацію, дозволяє людині більш вільно орієнтуватися в просторі. Так, для розвитку маленької дитини слух несе до 80% інформації про навколишній світ. Регулярні дослідження дозволяють виявити втрату слуху на початковому рівні. Новітньою розробкою вчених по відновленню слуху в людини є кохлеарна імплантація. Вона заміщує першу ланку слухового аналізатора, що повністю вирішує проблему порушення слуху в житті людини. Кохлеарна імплантація здатна не тільки повернути слух людині. Це реальна можливість хворого залишитись у соціумі, продовжувати жити повноцінним життям, не відчуючи себе в чомусь обмеженим. Тому, діагностика слухової системи людини не втрачає актуальності на протязі багатьох десятиліть.

РОЗДІЛ 1

МОДЕЛІ СЕРЕДНЬОГО ВУХА ЛЮДИНИ

1.1. Моделі середнього вуха

1.1.1. Моделі 60-х років

Однією з важливих характеристик середнього вуха є частотна характеристика, тобто Залежність величини зсуву основи стремінця від звукового тиску на барабанну перетинку. Ряд дослідників намагалися виміряти або розрахувати цю характеристику (Бекеш, 1960; Звіслоцькій, 1957, 1959; Меллер, 1961, 1962). Результати виявилися дуже різними, оскільки частотна характеристика залежить не тільки від життєвого тону людини, а й істотно змінюється від одного індивідуума до іншого [17].

Якщо рідину внутрішнього вуха вважати нестискаючою, а стінки завитки - жорсткими, тоді величина зміщення кругло вікна повинна бути такою ж, як і біля основи стремінця.

На низьких частотах рух стремінця визначається загальною еластичністю барабанної перетинки, слухових кісточок і мембрани круглого вікна. Вся система діє як пружина, причому зміщення стремінця пропорційні і знаходяться в фазі з тиском барабанної перетинки. На частотах між 1000 і 3000 Гц починає позначатися реактивний опір системи, обумовлене наявністю маси; таким чином, по мірі збільшення частоти фактори, що визначають режим коливання, змінюються в такій послідовності: жорсткість, в'язкість, інерційність (маса). При фіксованому звуковому тиску на барабанну перетинку зі збільшенням частоти зміщення стремінця починає зменшуватися по амплітуді і відставати по фазі.

Бекеш, (1960) виконав ряд вимірювань передавальної функції середнього вуха, безпосередньо спостерігаючи величину зміщення круглого вікна. Властивості передавальної функції можна також визначити на підставі знань про будову середнього вуха, вхідному механічному імпедансі внутрішнього вуха і акустичному імпедансі барабанної перетинки. Цей підхід використаний в роботах Звіслоцького (1957, 1959) і Меллера (1961) для

створення схеми - аналога середнього вуха. Всі ці результати, узгоджуючи в загальних рисах, свідчать про значному розкиді характеристик передавальної функції. Для порівняння на рис.1.1, а-г показані передавальні функції середнього вуха, визначенні декількома різними способами.

При використанні даних, представлених на рис.1.1б, Бекеші встановив, що критична частота, на якій починається спад частотної характеристики середнього вуха, лежить близько 800 Гц. За даними, представленими на рис.1.1, ця частота, очевидно, вище і знаходиться близько 3000 Гц. За результатами Звіслоцкого (рис.1.1в) ця частота лежить близько 1500 Гц, а по результатам Меллера - близько 1000 Гц (рис. 1.1г).

Отримані дані свідчать про значну мінливість і невизначеність характеристик, особливо критичної частоти (частоти зрізу) і загасання. Збігається лише загальний висновок про те, що передавальна функція середнього вуха має вигляд характеристики фільтра нижніх частот. Ефективна частота зрізу і крутизна схилу, як видно, істотно відрізняється.

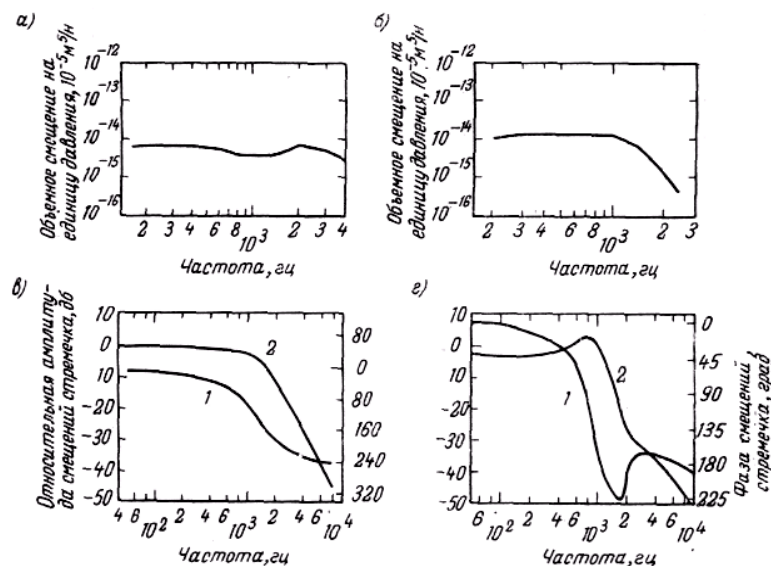


Рис.1.1. Дані про передавальну функцію середнього вуха; ефективне зміщення стремінця при постійному звуковому тиску барабанної перетинки: а) Бекеш, 1960 (перше дослідження); б) Бекеш, 1960 (друге дослідження); в) дані вимірювань на електричній аналоговій схемі, по Звіслоцкому (1959); г) дані вимірювань на електричній аналоговій схемі по Меллер (1961)

1.1.2. Сучасна математична модель середнього вуха людини

Середнє вуха людини є складною механо-акустичною системою. Її механічна частина утворена барабанною перетинкою і прикріпленою до неї послідовним колом слухових кісточок: молоточка, ковадла та стремінця. Акустична частина утворена барабанною порожниною і слуховою трубою, яка з'єднує порожнину із зовнішнім повітрям [17].

Для аналізу коливань барабанної перетинки вуха в [17] використовується метод електромеханічних аналогій. В його основі лежить подібність рівнянь, які описують електричні і механічні явища. При цьому електричним величинам: напрузі, ємності, індуктивності, активного опору, відповідають механічні: сила, гнучкість, маса, активне механічне опір. Отримані таким чином повна і наведена електромеханічні схеми показані на рис.2.2, де $S_{б.п.}$, $S_{б.пол.}$ і S_0 - площа барабанної перетинки, барабанної порожнини і отвори з барабанної порожнини в євстахієву трубу відповідно; r_1 - опір втрат внаслідок передачі звукової енергії через ланцюг слухових кісточок в внутрішнє вуха; r_2 - опір втрат повітря, яке коливається, на тертя об стінки євстахієвої труби; $m_{тр}$ - маса повітря, що рухається як єдине ціле, в євстахієвій трубі; m_{Σ} - сумарна маса кісточок і барабанної перетинки; $Ca_{б.пол.}$, $Ca_{б.п.}$ - акустичні гнучкості барабанної порожнини і перетинки відповідно. Істотно при цьому, що розміри елементів акустичної системи маленькі в порівнянні з довжиною звукової хвилі, а відношення $S_{б.п.} / S_0 = 2.3 > 2$. При зворотному нерівності акустичний контур треба було б замінити схемою симетричного або несиметричного чотириполюсників.

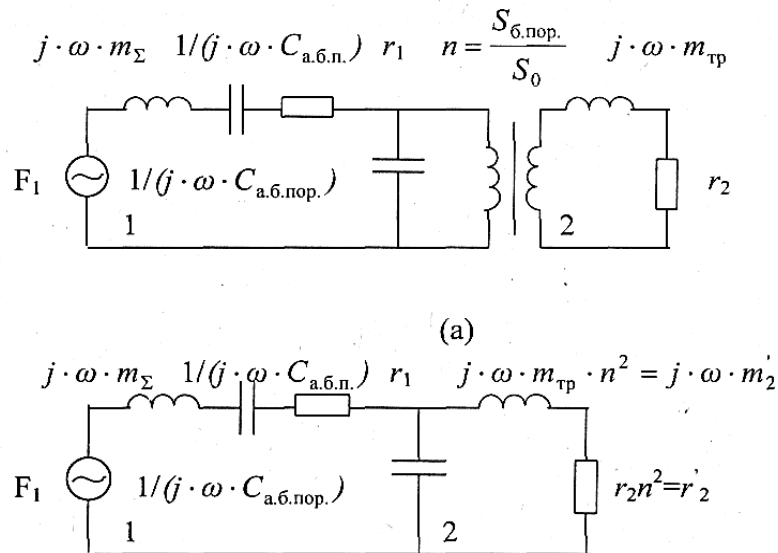


Рис.1.2. Повна (а) та приведена (б) еквівалентна схема середнього вуха людини

Як видно з рис.1.2, наведена еквівалентна схема являє собою два пов'язаних контури. Спільним елементом для них (елементом зв'язку) є барабанна порожнина. При цьому маса кісточок, гнучкість барабанної перетинки і барабанної порожнини, і активна складова акустичного опору створюють послідовний резонансний контур, а гнучкість барабанної порожнини і еквівалентна маса повітря в слуховий трубі - паралельний контур. Особливістю пов'язаної системи вуха є те, що поглинання енергії звуку відбувається в тому ж контурі (барабанної перетинки), в який вона і вводиться. Функція другого контуру в цьому випадку зводиться до розширення смуги пропускання вуха.

Використавши анатомічні дані про параметри елементів середнього вуха і формули для розрахунків m'_2 і r'_2 можна показати, що для верхньої частоти багаточастотної тимпанометрії 1000 Гц:

$$r'_2 < \omega \cdot m'_2 = 1.34 \cdot 10^{-2} \ll 1/(\omega \cdot C_{a.b.por.}) = 10^{-1}.$$

Це означає, що $C_{a.b.por.}$ закорочена m'_2 і r'_2 і не впливає на резонансну частоту вуха. При цьому парціальна частота першого контуру 0.8 кГц, а парціальна частота другого контуру приблизно дорівнює 2.6 кГц - майже в 3 рази більше, ніж першого контуру. Але помилково було б розглядати тільки

контур барабанної перетинки, як це досі робилося. А треба розглядати саме систему пов'язаних контурів.

У теорії електричних кіл безрозмірним параметром, який характеризує систему, є так званий фактор зв'язку [17]:

$$A = k_{св.} \cdot Q, \quad (1.1.1)$$

де $k_{св.}$ - коефіцієнт зв'язку; Q - добротність.

Значення $A = 1$ є оптимальним для отримання максимальної ширини смуги. З теорії електричних кіл, пов'язаних через ємність в разі, якщо ємність в другому контурі нескінченна ($1 / (\omega \cdot C_2) = 0$), після заміни ємностей на гнучкості отримаємо:

$$k_{св.} = 1/(1 + V_{б.пол.}/V_{б.п.})^{1/2},$$

де $V_{б.пол.}$ - фізичний об'єм барабанної порожнини, а $V_{б.п.}$ - еквівалентний об'єм барабанної перетинки, які пов'язані з відповідними акустичними гнучкостями співвідношеннями:

$$V_{б.пол.} = \rho c_0^2 C_{а.б.пол.}, \quad V_{б.п.} = \rho c_0^2 C_{а.б.п.}$$

Добротність механічної частини коливальної системи (першого контуру):

$$Q_{б.п.} = \frac{\omega_p m_{а.к.}}{r_1} = \frac{1}{\omega_p C_{а.б.п.} r_1},$$

де ω_p - її резонансна частота, $m_{а.к.}$ - акустична маса слухових кісточок

Із-за великої різниці парціальних частот

$$\omega_p = 1/\sqrt{m_{а.к.} C_{а.б.п.}},$$

добротність акустичної частини системи (другого контуру)) $Q_{б.пол.} \gg Q_{б.п.}$, тому $Q = Q_{б.п.}$.

Модуль акустичного імпедансу механічної частини пов'язаний з еквівалентним об'ємом співвідношенням:

$$Z_a = \sqrt{r_1^2 + (\omega \cdot m_{а.к.} - 1/(\omega \cdot C_{а.б.п.}))^2} = \rho c_0^2 / (\omega V_{екв.}),$$

$$\text{де } r_1 = Z_a(\omega_p) = \rho c_0^2 / (\omega_p V_{екв.}(\omega_p)).$$

Після підстановки всіх виразів в (1.1.1) отримуємо:

$$A = \frac{V_{\text{екв.}}(\omega_p)}{V_{\text{б.п.}}} \cdot \frac{1}{(1 + V_{\text{б.пор.}}/V_{\text{б.п.}})^{1/2}} \quad \text{або} \quad A = \frac{1}{\omega_p C_{\text{а.б.п.}} r_l} \frac{1}{(1 + V_{\text{б.пор.}}/V_{\text{б.п.}})^{1/2}} = 1.$$

Цей вираз пов'язує між собою резонансну частоту механічної коливальної системи, акустичні гнучкість барабанної перетинки (еквівалентний об'єм) і активну складову імпедансу і фізичний об'єм барабанної порожнини.

Звернемо увагу на те, що в явному вигляді A не залежить від площі барабанної перетинки, тобто від віку людини, тоді як маса слухових кісточок від неї залежить: механічна маса $m_{\text{мех.}}$ дорівнює $m_{\text{мех.}} = m_{\text{а.к.}} S_{\text{б.п.}}^2$.

Вважаючи, що втрати в середньому вусі відбуваються через передачу звукової енергії від барабанної перетинки до овального вікна завитки внутрішнього вуха, заповненого рідиною, запишемо рівність потужності звуку на барабанній перетинці і на овальному вікні завитки [19]:

$$\text{Re} \left(\frac{p_{\text{б.п.}}^2}{\dot{Z}_{\text{мех.}}} \right) \cdot S_{\text{б.п.}} = \frac{p_{\text{ж}}^2}{Z_{\text{ж}}} \cdot S_{\text{ов.о.}} \quad (1.1.2)$$

де $p_{\text{б.п.}}$ – акустичний тиск у барабанної перетинки; $p_{\text{ж}}$ – акустичний тиск біля овального вікна;

$$\dot{Z}_{\text{мех.}} = \frac{\dot{Z}}{S_{\text{б.п.}}} = \frac{Z_a \cdot \dot{S}_{\text{б.п.}}}{S_{\text{б.п.}}} = \dot{Z}_a \cdot S_{\text{б.п.}},$$

$z_{\text{ж}} = 1.5 \cdot 10^6$ Па·с/м – питомі імпеданси барабанної перетинки та рідини;

$\dot{Z}_a = R_a + jX_a$ – комплексний акустичний імпеданс середнього вуха;

$$R_a = \text{Re}(\dot{Z}_a) = \frac{\rho c_0^2}{\omega_p \cdot V(f_p)}, \quad \left| \dot{Z}_a \right| = \frac{\rho \cdot c_0^2}{\omega \cdot V(f)}; \quad (1.1.3)$$

$V(f)$, $V(f_p)$ – еквівалентні об'єми середнього вуха на зондуєчій і резонансній частоті; $\rho = 1.2$ кг/м³, $c_0 = 3.4 \cdot 10^2$ м/с – щільність повітря і швидкість звуку в ньому; $S_{\text{б.п.}}$, $S_{\text{ов.о.}}$ – площі барабанної перетинки і овального вікна; для вуха людини $S_{\text{б.п.}}/S_{\text{ов.о.}} = 20.1$.

З 1.1.2 із урахуванням 1.1.3:

$$K_{\text{ус.}} = \frac{p_{\text{ж}}}{p_{\text{б.п.}}} = \frac{1}{\left| \dot{Z}_a \right|} \sqrt{\frac{z_{\text{ж}} \cdot R_a}{S_{\text{ов.о.}}}} = 8.35 \cdot 10^{-3} \cdot \frac{f \cdot V(f)}{f_p \cdot V(f_p)} \sqrt{\frac{f_p \cdot V(f_p)}{S_{\text{ов.о.}}}} = \frac{f \cdot V(f)}{f_p \cdot V(f_p)} \cdot K_{\text{ус.}}(f_p),$$

$$(1.1.4)$$

де $V(f)$ виражено в см³ (мл), як на тимпанограмах.

Для вуха в нормі,

$$R_{a.n.} = 5.8 \cdot Z_{a.v.} = 5.8 \cdot \rho \cdot c_0 / S_{б.п.}, \quad (1.1.5)$$

де $Z_{a.v.}$ - акустичний імпеданс повітря в площі барабанної перетинки. Після підстановки (1.1.5) в (1.1.4) для $f = f_p$ отримаємо:

$$K_{ус.н.} = \sqrt{\frac{Z_{ж.}}{R_a \cdot S_{ов.о.}}} = \sqrt{\frac{Z_{ж.}}{5.8 \cdot \rho \cdot c_0} \cdot \left(\frac{S_{б.п.}}{S_{ов.о.}} \right)} = 115, \quad (1.1.6)$$

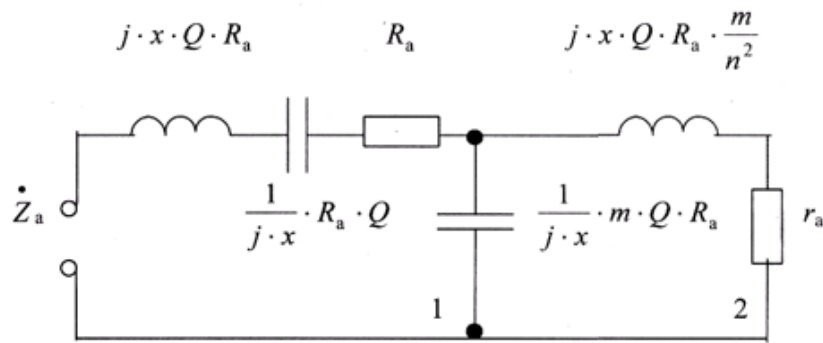
$$20 \lg K_{ус.н.} = 20 \lg 115 = 41 \text{ дБ.}$$

У попередніх (описаних на початку розділу) дослідженнях середнього вуха людини передавальна функція вуха характеризувалася величиною зміщення круглого вікна, вважаючи, що вона повинна бути такою ж, як і у основи стремінця, або величиною зміщення самого стремінця. Оскільки цей метод дозволяє виміряти $K_{ус}$ за значеннями звукового тиску з обох кінців ланцюга слухових кісточок, наведемо відповідні співвідношення:

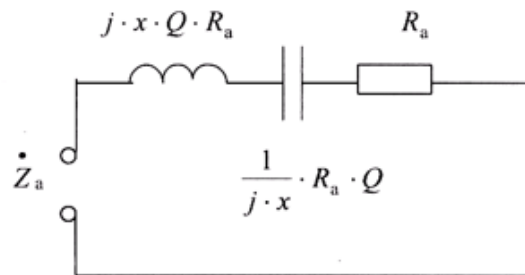
$$K_{ус.} = \frac{P_{ж.}}{P_{б.п.}} = \frac{Z_{ж.} \cdot \omega \cdot \xi_{стр.}}{P_{б.п.}}, \quad (1.1.7)$$

де $\xi_{стр.}$ – амплітуда зміщення стремінця.

Наведемо розрахунок частотної характеристики $\xi_{стр.}$ з наведеної схеми електричного аналога середнього вуха, представленої на рис.1.3.



(a)



(б)

Рис.1.3. Приведена схема електричного аналогу середнього вуха людини; (а)-зі слуховою трубою; (б) – з штучним отвором в барабанній порожнині, необхідним для вимірювання зміщення стремінця оптичним методом

Позначення на рис.1.3: $x=f/f_{p1}$, Q - добротність механічної коливальної системи середнього вуха; $m=V_{б.п.}/V_{б.пол.}$; $n=(f_{p2}/f_{p1})$; f_{p1} - резонансна частота коливань барабанної перетинки, f_{p2} - резонансна частота коливань барабанної порожнини та слухової труби, $V_{б.п.}$, $V_{б.пол.} \approx 1 \text{ см}^3$ - еквівалентні об'єми барабанної перетинки і порожнини, при $r_a = 0$:

$$\dot{Z}_a = Q \cdot R_a \cdot \left(j \cdot x + \frac{1}{j \cdot x} + \frac{1}{Q} + j \cdot x \cdot m \cdot \frac{1}{n^2 - x^2} \right) = Q \cdot R_a \cdot \dot{F}(x),$$

де r_a - акустичний опір втрат в другому контурі

З (1.1.4) и (1.1.7) отримуємо:

$$\zeta_{стр} = \frac{K_{yc.}(1) \cdot p_{б.п.}}{Q \cdot \omega_p \cdot z_{ж} \cdot x \cdot \left| \dot{F}(x) \right|}.$$

Розрахована за цією формулою залежність при $f_p \approx 1$ кГц, $K_{у.н.} = 115$, $p_{б.п.} = 0.2$ Па (80 дБ), $m = 0.79$, $Q = 1.51$, $n = 2.6$, наведена на рис.1.4 (крива 1). Важливо відзначити, що АЧХ суттєво відрізняється від АЧХ фільтра НЧ: зміщення стремінця на нижніх частотах, де $x \cdot |F(x)| \approx 1$, рівне $\xi_{стр.} \approx 1.6 \cdot 10^{-9}$ / $(x \cdot |\dot{F}(x)|) \approx 1.6$ нм, поблизу резонансу максимум $\xi_{стр. макс} = 2.7$ нм, потім поблизу 2 кГц мінімум, який при обліку втрат в слуховий трубі зникає. Крива 2 розрахована для випадку (б) на рис.1.3. Видно, що до резонансної частоти обидві криві збігаються.

Для експериментальної перевірки коефіцієнта посилення звукового тиску по його значенням з обох сторін ланцюга слухових кісточок використовувалися дані вимірювання зміщення основи стремінця оптичним методом, а також пупка барабанної перетинки при постійному тиску у барабанної перетинки у вусі на ізольованій скроневій кістці в [20].

Ці дані наведені також в [21] (рис.1.5), де вони порівнюються з розрахованими за методом кінцевих елементів.

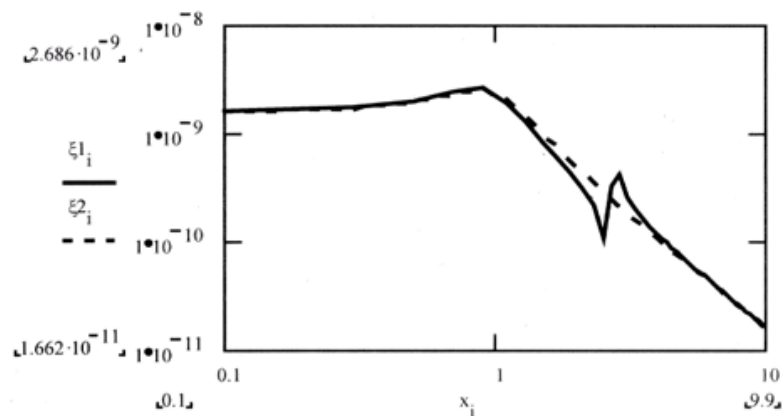


Рис.1.4. Частотна характеристика зміщення стремінця

Принциповим недоліком методу скінченних елементів є те, що не враховується вплив слухової труби. Крім того, в [21] не враховується наявність отворів в барабанній порожнині, невід'ємної частини оптичного методу вимірювань. Барабанна порожнина розглядається як обсяг з

жорсткими стінками, гнучкість якого включена послідовно з еквівалентною гнучкістю барабанної перетинки. В результаті на частотах нижче резонансної гнучкість, а разом з нею і зміщення барабанної перетинки, виявляється майже в 2 рази менше, ніж виміряне з амплітудою 8.7 нм (на рис.1.5). Слід звернути увагу, що на рис.1.5 зсув дорівнює подвоєній амплітуді. Порівняння цієї амплітуди з розрахованою за формулою:

$$\xi_{б.п.} = \frac{P_{б.п.} \cdot V(f)}{\rho \cdot c_0^2 \cdot S_{б.п.}} = 8.65 \cdot 10^{-9} \text{ м}, \quad (1.1.8)$$

для розглянутого вище випадку показує, що вони збігаються. Цей факт є прямим доказом того, що на частотах нижче резонансної слухова труба діє аналогічно отворів в барабанній порожнині, тобто закорочує її. Роль слухової труби в розширенні смуги частот до 4 кГц, відповідно до отриманої автором математичною моделлю середнього вуха [16], видно з рис.1.4.

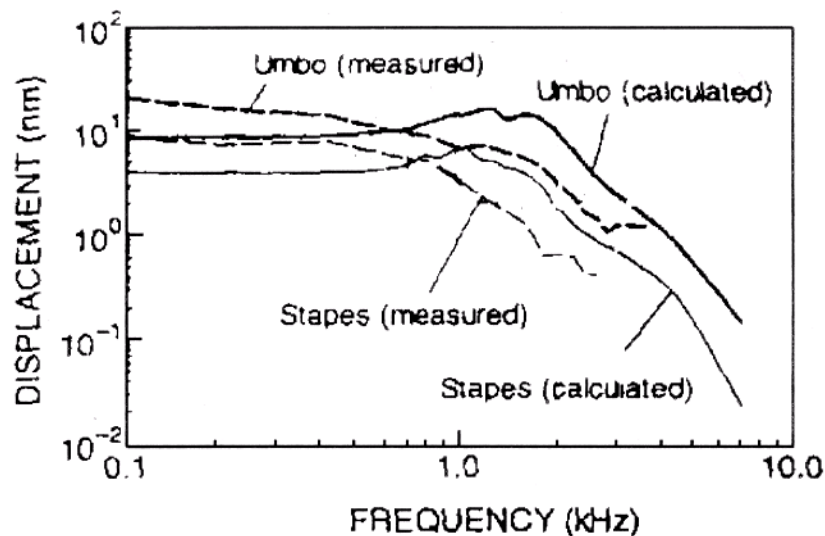


Рис.1.5. Частотні характеристики зміщення пупка барабанної перетинки (umbo) і основи стремінця (stapes): отримані експериментально (measured) оптичним методом при постійному тиску у барабанній перетинці у вусі на ізольованій скроневій кістці [20] і розраховані (calculated) [21]

Продовжуючи порівняння зміщення барабанної перетинки, розрахованої за методом кінцевих елементів і виміряного, видно, що виміряне значення $\xi_{б.п.}(f_p) = 4 \text{ нм}$ в 2 рази менше розрахованого $\xi_{б.п.}(f_p) = 8 \text{ нм}$, що вказує на таке ж

збільшення R_a . Оцінка зміщення на резонансній частоті за формулою (1.1.8) підстановкою $V(f_p) = 1.2 \text{ см}^3$ дає значення $\xi_{б.п.}(f_p) = 13.2 \text{ нм}$.

Звідси випливає, що розрахована крива (umbo (calculated)) на рис. 1.4 не збігається з вимірною (umbo (measured)) у всьому частотному діапазоні, а експериментальні значення на f_p менше значень для вуха в нормі в $13.2 / 4 = 3.3$ рази, що свідчить про патологічну зміну в ланцюзі кісточок при нормі гнучкості, в результаті чого коефіцієнт посилення відповідно до (16) зменшується в 3.3 рази, тобто на 10.4 дБ (від 115 до 35). Відповідно до формули (1.1.7) $K_{yc} = 38 \approx 35$. Звідси випливає метод визначення ступеня втрати слуху окремо в ланцюга слухових кісточок.

1.2. Діагностичне значення визначення резонансної частоти середнього вуха

Як вже зазначалося в першому розділі, метод вимірювання акустичного опору середнього вуха, вперше описаний О. Metz в 1946 р, широко увійшов в практику лікаря-отолога. Він не має безпосереднього відношення до визначення гостроти слуху і фактично заснований на вимірюванні звукової енергії, що проходить через середнє вухо. Акустичний імпеданс - опір, на який наражається звукова енергія, що проходить через середнє вухо. Одиницею вимірювання опору є Ом (ohms). Акустичний адмітанс - поняття, протилежне імпедансу, визначає легкість проходження звукової енергії через систему середнього вуха. Одиницею виміру є величина, зворотна Ом у і позначається як мо (mho). Чим більша ця величина, тим більше енергії проходить через слуховий прохід і середнє вухо. Величини адмітанса в аудіодогін дуже невеликі, і вимірюються вони в міллімо (mmho). Термін «акустичний імітанс» в аудіології використовується для позначення як акустичного імпеданса, так і акустичного адмітанса. У більшості використовувана апаратура заснована не на вимірі кількості відбитої енергії - імпедансу - а навпаки, на визначенні енергії, що «пропускається» середнім вухом (адмітанса) [22].

Так як імпеданс середнього вуха визначається жорсткістю, масою і опором, то і адмітанс буде залежати від цих величин. Жорсткість забезпечує об'ємом повітря в зовнішньому слуховому проході і просторах середнього вуха, барабанної перетинкою, сухожиллями м'язів і зв'язками слухових кісточок. Маса - це слухові кісточки, ненатягнута частина барабанної перетинки і перелімфа. І, нарешті, опір обумовлено перелімфой, слизовою оболонкою, що вистилає порожнини середнього вуха, вузькими кишнями в барабанній порожнині, адітуса, а також і самої барабанною перетинкою, м'язовими сухожиллями і зв'язками.

Різні патологічні процеси в середньому вусі призводять до зміни характеристик адмітанса, а отже, і його складових. За їх відношенням можна диференціювати причини, що лежать в основі тих чи інших станів.

Адмітанс істотно залежить від частоти звукового сигналу. При цьому складова величина опору не залежить від частоти, а маса і жорсткість знаходяться в безпосередній залежності від частоти. На певній резонансній частоті маса і жорсткість порівнюються і нівелюють один одного, залишаючи тільки опір. Визначення величини резонансної частоти представляє величезний інтерес для практичної аудіології.

Найбільш часто тимпанометрія проводиться з одним зондуєчим сигналом частотою 226 Гц. Це обумовлено тим, що низькочастотні сигнали чутливі щодо змін жорсткості складової середнього вуха. Тимпанометрія з зондуєчим сигналом 226 Гц не несе в собі повної інформації про стан системи середнього вуха. У ряді випадків вона може давати неправдиву картину норми при наявному отосклерозі; або ж, навпаки, вказувати на патологію (разрив ланцюга слухових кісточок), тоді як насправді є підвищена рухливість або витончення барабанної перетинки. Останнє також може являтися варіантом норми.

При використанні високочастотних зондуєчих сигналів елементи маси стають визначними складовими адмітанса. При багаточастотній тимпанометрії використовуються різні зондуєчі сигнали. Основна мета

методу полягає у визначенні резонансної частоти середнього вуха. На частоті 226 Гц провідність системи середнього вуха в нормі визначається жорсткістю. При збільшенні частоти зонduючого сигналу в проведення звукової енергії привносять свій внесок компоненти маси. Частота, на якій складові маси і жорсткості рівні, є резонансною частотою. Патологія середнього вуха впливає на резонансну частоту.

Зсув же резонансної частоти в одну або іншу сторону буде вказувати на переважання маси або жорсткості системи середнього вуха.

Метою дослідження в [22] було визначити межі, в яких коливається резонансна частота середнього вуха в нормі, а також її зміни при таких патологічних станах, як отосклероз і розрив ланцюга слухових кісточок.

1.2.1. Методи дослідження

Основну групу склали 10 хворих отосклерозом і 4 пацієнта після перенесеної два роки тому стапедопластики. Контрольну - 24 отологічно здорові людини у віці від 22 до 45 років (48 вух), з них 14 жінок і 10 чоловіків.

У цю групу відбиралися тільки анамнестично здорові особи з нормальною отоскопічною картиною. У всіх обстежених проводився ретельний огляд ЛОР-органів з використанням пневмоотоскопа Welch Allyn. Дослідження слуху проводилося на аудіометрі GSI-61 (USA), каліброваному по стандарту ANSI 3.6-1989. Поріг сприйняття на тональній пороговій аудіограмі (ТПА) у осіб контрольної групи становив менше 10 дБ.

Багаточастотна тимпанометрія виконувалася на приладі GSI 33 (Version 2). При цьому досліджували адмітанс «Y» і його складові: «B» - жорсткість і «G» - опір. Тимпанограми записувалися на зонduючих частотах 226 і 678 Гц, а також в інтервалі від 200 до 2000 Гц з кроком в 50 Гц. Реєструвався адмітанс (висота піку), піковий тиск, градієнт на зонduючій частоті 226 Гц. Визначалась резонансна частота. Дослідження проводилися для обох вух.

1.2.2. Результати та обговорення

У всіх обстежених в контрольній групі на частоті зонduючого сигналу 226 Гц були отримані тимпанограми типу А. Вони незначно відрізнялися одна від одної за своїми характеристиками (див. Табл. 1.1).

У отологічно здорових осіб значення резонансної частоти перебували в межах від 850 до 1200 Гц. При цьому в 14 вухах (29,2%) - 1000 Гц, в 9 (18,8%) - 1050 Гц, в 9 (18,8%) - 950 Гц в 6 (12,5%) - 900 Гц, в 2 (4,2%) - 850 Гц, в 8 (16 6%) - 1100 Гц.

Таким чином, значення резонансної частоти для більшості досліджуваних вух (38-79,3%) склало 900-1000 Гц. Зі збільшенням частоти зонduючого сигналу і наближенням до резонансної змінюється форма тимпанометричної кривої. Вона стає багатопіковою, набуваючи М-образні обриси.

Таким чином, резонансна частота системи середнього вуха в нормі коливається від 850 до 1100 Гц. Ці дані мають велике клінічне значення для більш точної діагностичної оцінки стану середнього вуха, яку неможливо провести при звичайному тимпанометричному дослідженні з частотою зонduючого сигналу 226 Гц.

У всіх пацієнтів з отосклерозом були отримані тимпанограми типу А і Аs на частоті зонduючого сигналу 226 Гц. При багаточастотній тимпанометрії резонансна частота визначалася в межах 1250-1600 Гц: в 8 вухах - 1250-1350 Гц і в 12 вухах - 1400-1600 Гц (див. Таблицю 1.1).

Таблиця 1.1. Середні значення статичного адмітанса, пікового тиску, градієнта і резонансної частоти ($M \pm m$)

Параметри	Адмітанс, ммФ	Градієнт, даПа	Піковий тиск, даПа	Резонансна частота, Гц
Контрольна група				
Діапазон вимірювань	0,52 – 2,1	50 - 95	-20 - +55	850 - 1200
Середні значення	1,29±0,46	70,8±13,9	19,5±2,36	998,9±5,7
Хворі отосклерозом				

Діапазон вимірювань	0,2 – 1,7	60 - 120	-20 - +30	1250 - 1600
Середні значення	0,79±0,35	91,9±13,6	12,3±1,01	1407,5±103

У 4 пацієнтів після стапедопластики різної давності (4 вуха), які звернулися в зв'язку з різким одностороннім погіршенням слуху після фізичного напруження, середні пороги слуху при тональній пороговій аудіометрії по кістці становили <20 дБ, по повітрю <70 дБ. Спостерігався А-тип тимпанограм на зондуєчій частоті 226 Гц. При багаточастотній тимпанометрії резонансна частота реєструвалася в діапазоні від 450 до 600 Гц (див. Таблицю 1.2). Важливо відмітити, що у цих хворих при реєстрації на зондуєчій частоті 678 Гц змінювалися як В- і G-складові адмітанса, які ставали багатопіковими, так і сам алмітанс (Y).

Таблиця 1.2. Значення статичного адмітанса, пікового тиску, градієнта і резонансної частоти у хворих на отосклероз з розривом ланцюга кісточок ($M \pm m$)

Пацієнт	Адмітанс, ммо	Градієнт, даПа	Піковий тиск, даПа	Резонансна частота, Гц
1	2,7	60	0	450
2	1,9	75	10	600
3	3,1	65	-10	550
4	2,3	80	-10	450

Таким чином, при дослідженні хворих з розривом ланцюга слухових кісточок з використанням зондуєчого сигналу 226 Гц одержані результати можуть бути інтерпретовані як норма. Значні зміни резонансної частоти дозволяють виявити наявну патологію.

Таким чином, можна зробити висновок, що багаточастотная тимпанометрія є досить чутливим методом дослідження стану системи середнього вуха, що дозволяє детально оцінити суть що відбувається в

патологічних процесах. Визначення резонансної частоти структур середнього вуха в комплексному дослідженні дозволяє більш точно виявляти зміни в провідній системі вуха.

У нормі у отологічно здорових людей перша резонансна частота середнього вуха знаходиться в межах 850 - 1100 Гц, з найбільшою ймовірністю потрапляючи в межі 900 - 1000 Гц. В цьому випадку Y-тимпанограма, що відображає повну провідність звукової енергії через систему середнього вуха, набуває М-образну форму з зубцями в області пікового тиску.

При патологічних станах, що призводять до збільшення жорсткості системи середнього вуха (наприклад, при отосклерозі), резонансна частота зміщується в бік високих цифр - 1125 - 1600 Гц. Порушення, пов'язані зі збільшенням маси (наприклад, розрив ланцюга слухових кісточок), призводять до відхилення резонансної частоти в області низьких значень - 450 і 600 Гц.

1.3. Моделювання слухової системи в програмному пакеті multisim

1.3.1. Програмне забезпечення Multisim.

Розробка будь-якого радіоелектронного пристрою включає фізичне та математичне моделювання. Фізичне моделювання зв'язане з великими матеріальними витратами, так як потребує виготовлення макетів та їх дослідження. Іноді чисто фізичне моделювання просто неможливе із-за складності пристрою. В даному випадку приходять до математичного моделювання з використанням засобів та методів обчислювальної техніки. Найбільш простою та легко освоюваною є програма, що має блок логічного моделювання цифрових пристроїв являється програма Electronics Workbench (EWB) канадської компанії Interactive Image Technologies. Особливість програми – наявність в ній контрольно-вимірюваних приладів, по зовнішньому вигляду, органам керування та характеристикам максимально приближених до їх промисловим аналогам.

Досвід використання програми показує, що достатньо двох годин для ознайомлення з нею.

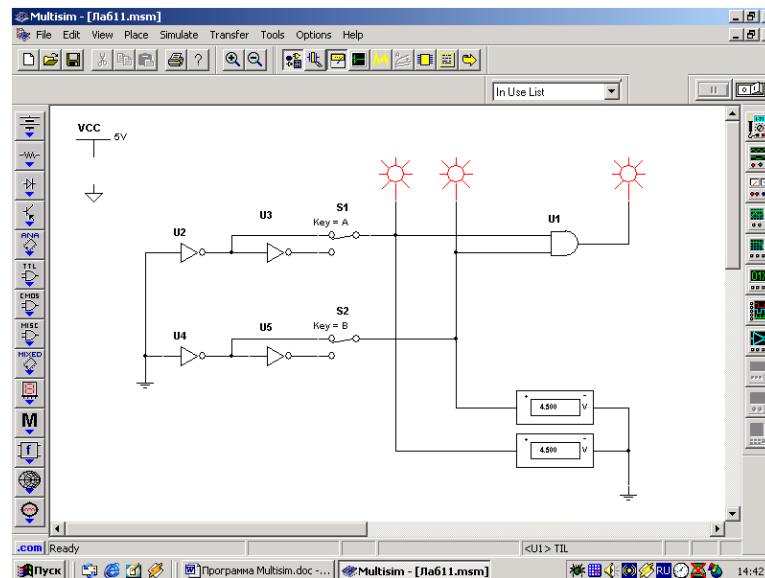


Рис.1.6 Вікно схемного редактора програми Multisim

Вікно програми Multisim (рис. 1.6) містить шкалу меню (друга строчка вікна): *File, Edit, View, Place, Simulate, Transfer, Tools, Options, Help*. Далі описані деякі з них.

Меню *Simulate* містить команди:

Run – запуск моделювання;

Pause – тимчасове припинення моделювання;

Default Instrument Setting – встановлення за замовчуванням режиму роботи контрольно-вимірювальних приладів;

Default Simulation Setting – вибір ідеального (при використанні компонентів типу *Virtual*) або реального режиму роботи моделювання;

Instruments – список контрольно-вимірювальних приладів (лінійка даних приборів розташована у вікні зліва);

Analyses – список команд моделювання.

Меню *Options* – (настройка програми), містить команди:

Preferences – призначенні для користувача настройки (призначення команд описані нижче);

Modify Title Block – внесення даних в розділ штампу;

Global Restrictions – встановлення загального паролю;

Circuit Restrictions – встановлення атрибутів тільки *Read-only*.

Третій рядок містить:

1) вісім мнемонічних кнопок загального характеру (*System*);

2) дві кнопки, за допомогою яких можна збільшити або зменшити масштаб зображення (*Zoom*);

3) дев'ять спеціальних кнопок, що дублюють часто використованні команди (*Design*);

4) випадаючий список використаних в даній схемі компонентів (*In Use List*);

5) кнопку, що тимчасово зупиняє процес моделювання;

6) перемикач, що запускає та зупиняє процес моделювання.

Зліва в вікні розташована вертикальна панель бібліотек компонентів (бази даних *Component Bars*) , справа – вертикальна панель контрольно-вимірювальних пристроїв (*Instruments*).

Кнопки можна зробити видимими або невидимими, якщо визвать команду *View>Toolbars* і у впливаючому меню установити (або ні) відповідні флажки: *System*, *Zoom*, *Design*, *In Use List*. Тут і далі в даному тексті на першому місці вказується меню зі строчки меню вікна редактора схем, на другому місці – команда із випадаючого меню, що з'являється при виборі кнопки конкретного меню.

Панель бібліотек компонентів можна зробити видимою або не видимою, якщо викликати команду *View>Component Bars* і в впливаючому вікні встановити або ні флажок *Multisim Database*.

Панель контрольно-вимірювальних можна зробити видимою або невидимою, якщо викликати команду *View>Toolbars* і в впливаючому меню встановити або ні флажок *Instruments*.

Панель бібліотеки компонентів (бази даних *Component Bars*) містять:

- джерела (*Sources*);

- пасивні компоненти і комутаційні пристрої (*Basic*);
 - діоди (*Diodes*);
 - транзистори (*Transistors*);
 - аналогові мікросхеми (*Analog*);
 - цифрові мікросхеми TTL серії (*TTL*);
 - цифрові мікросхеми КМОП серії (*CMOS*);
 - одиночні цифрові схеми, АЛУ, регістри, лічильники, мультиплексори, дешифратори, ОЗУ і т.д. (*Misc Digital*);
 - мікросхеми змішаного типу (*Mixed*);
 - індикаторні прилади (*Indicators*);
 - компоненти змішаного типу (*Misc (ellaneous)*);
 - аналогові обчислювальні прилади (*Controls*);
 - радіочастотні компоненти (*RF*);
 - електромеханічні елементи (*Electro_Mechanical*).
- Панель контрольно-вимірювальних приладів (*Instruments*) містить:
- цифровий мультиметр (*Multimeter*);
 - функціональний генератор (*Function Generator*);
 - вимірювач активної потужності та коефіцієнт потужності (*Wattmeter*);
 - осцилограф (*Oscilloscope*);
 - вимірювач АЧХ и ФЧХ (*Bode Plotter*);
 - генератор слова (*Word Generator*);
 - логічний аналізатор (*Logic Analyzer*);
 - логічний перетворювачель (*Logic Converter*);
 - вимірювач нелінійних спотворень в діапазоні частот от 20 до 200000 Гц (*Distortion Analyzer*);
 - спектральний аналізатор (*Sperctrum Analyzer*);

•пристрій для аналізу електричних ланцюгів в загальному вигляді – в вигляді чотиріполіусників, що мають два входи та два виходи (чотири полюси) (*Network Analyzer*)[3].

1.3.2. Електрично-аналогова модель.

В даному підрозділі представлено деякі подробиці про електрично-аналогові елементи, що використовуються в моделі слухової периферії та акустичного зонду. Символи R_i , C_i і L_i - ідеальні резистори, конденсатори та індуктивності, відповідно. Індекси позначають їх конкретне розташування в моделі[29].

1. Акустичний канал малого діаметра

Сім пов'язаних між собою сегментів (складають 4 мм кожен) були використані для моделювання трубки акустичного зонду малого діаметра (загальна довжина 28 мм) який з'єднує мікрофон з вушним каналом в акустичному зонді. Знайдено ідентичні елементи для кожного сегмента. рис.1.7 показує один сегмент, де V_{out} був підключений до зондового каналу V_{in} , або для останнього сегмента до акустичного входу моделі мікрофона, наданої Knowles Electronics. V_{in} першого сегмента був з'єднаний з вушним каналом V_{RT} . Частотно-залежні значення були розраховані відповідно до Warren (1999; Zuercher *et al.*, 1988) при використанні внутрішнього діаметра 1,3 мм і температури слухового каналу 34,4 ° С. Приклади значень для синусоїди з частотою 2 кГц: $R_s = 38,3$ Ом, $L_s = 39,7$ мГн, $R_p = 692$ кОм та $C_p = 3,84$ нФ.

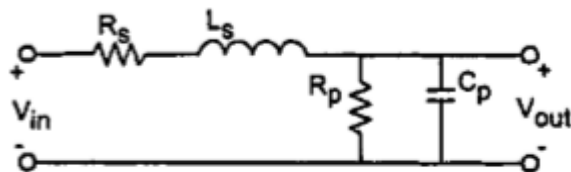


Рис.1.7. Акустична зондова трубка. Електрична модель

2. Зв'язки вушного каналу

Зв'язки вушного каналу показані на рис.1.8. Для середнього закритого каналу довжиною 13,9 мм, середній діаметр 7,48 мм, а температура - 34,4 ° С, значення моделі були розраховані згідно Gardner and Hawley (1972): $L_1 = L_4 = 0,606$ мГн, $L_2 = L_3 = 1,212$ мГн та $C_1 = C_2 = C_3 = 0,143$ мФ. Ідеальне джерело напруги було встановлено через V_{PT} для подання джерела акустичного тиску на зондовий наконечник. V_{TM} був прикріплений до середнього вуха на барабанній перетинці.

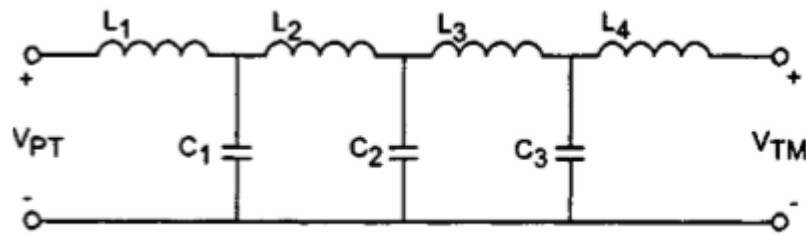


Рис.1.8. Електрична модель вушного каналу

3. Зв'язки середнього вушного каналу

Значення для середнього вуха, показані на рис.1.9. були взяті безпосередньо з Giguere and Woodland (1994, 1992) та Lutman and Martin (1979). V_{TM} являє собою барабанну перетинку, що з'єднана з вушним каналом барабанної перетинки. Кохлеарна основа представлена U_0 , де є прив'язана завиткова модель. У наступному списку представлені значення, згруповані відповідно до їх передбачуваної функції в моделі.

Порожнини середнього вуха: $L_a = 14$ мГн, $C_p = 5,1$ мФ, $R_a = 10$ Ом, $R_m = 390$ Ом, $C_t = 0,35$ мФ.

Розслаблена частина барабанної перетинки: $R_{d1} = 200$ Ом, $R_{d2} = 220$ Ом, $R_{d3} = 5900$ Ом, $C_{d1} = 0,8$ мФ, $C_{d2} = 0,4$ мФ, $C_{d3} = 0,2$ мФ, $L_d = 15$ мГн.

Молоточок та на ковальня: $C_0 = 1,4$ мФ, $L_0 = 40$ мГн, $R_0 = 70$ Ом.

Стремінцевий суглоб: $C_s = 0,25$ мФ, $R_s = 3000$ Ом.

Стремінцевий м'яз : $C_{st} = 100$ мФ.

Кохлеарні вікна та кільцеві зв'язки: $C_c = 0,6$ мФ, $R_{al} = 100$ Ом.

Ідеальний трансформатор представляє ефективне механоакустичне перетворення імпедансу через зв'язки: $1: r = 30$.

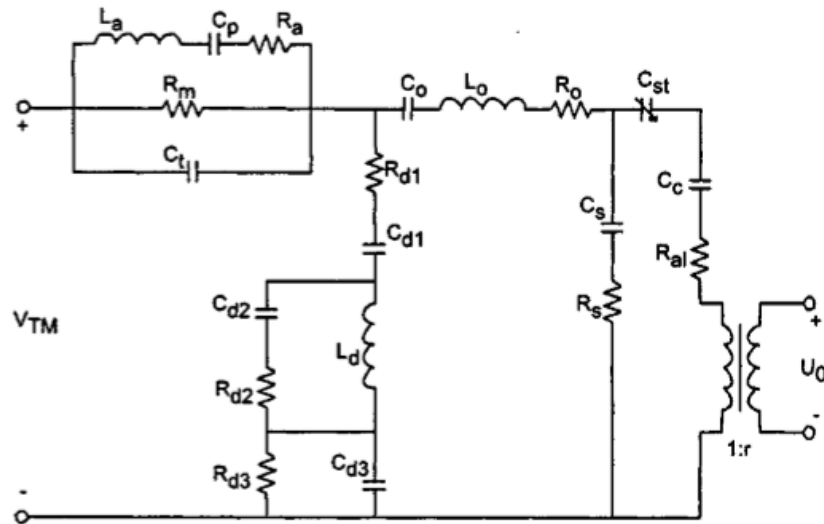


Рис.1.9. Електрична модель середнього вуха

4. Сегментовані кохлеарні зв'язки

Завитка була змодельована як серія шунтів другого порядку схеми з сегментами, показаними на рис.1.10 (перший сегмент, прив'язаний до середнього вуха як U_0). Значення пристрою змінюються від бази до вершини (сегмент 0 до N), так, що характерна резонансна частота кожного сегмента спадає відповідно до карти Greenwood (1990). Giguère and Woodland (1994, 1992) були використані для визначення відповідних значень для кожного сегмента. Програма C була написана, щоб обчислити ці значення, а потім подавати як список вузлів для симуляції електричного ланцюга. Індуктор L_{sn} являє собою акустичну масу рідини у будь-якому конкретному сегменті. Елементи R_n , L_n , C_n – точковий імпеданс базилярної мембрани в цьому місці. Зв'язок через індуктора представляє акустичну масу рідин з остаточно сформованим сегментом N до гелікотреми. Активна зовнішні клітини волосся у кожному сегменті представлені джерелом нелінійної напруги V_n .

Комплекс завитки з був реалізований, оскільки деякі дослідження (не представлені тут) були виконані, фаза BC була оцінена за допомогою загальної кохлеарної моделі замість індивідуального θ . TF, подібний до рис.2, з кінця зонда до основи завитки може бути отримано з використанням

більш простого кохлеарного з'єднання RLC, представленого в Lutman and Martin (1979)[29].

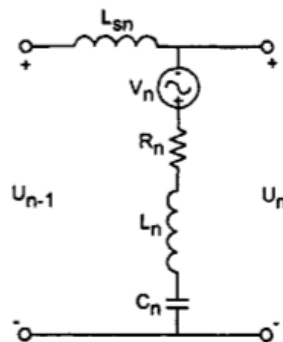


Рис.1.10. Електрична модель завитки

1.3.3. Моделювання слухової системи

Кожне з волокон основної мембрани резонує на цілком визначеній для нього частоті. Складний звук, який складається з ряду частотних складових, викликає коливання ряду волокон відповідно частотам складових. На Рис.1.11. приведена еквівалентна електрична схема слухової системи людини.

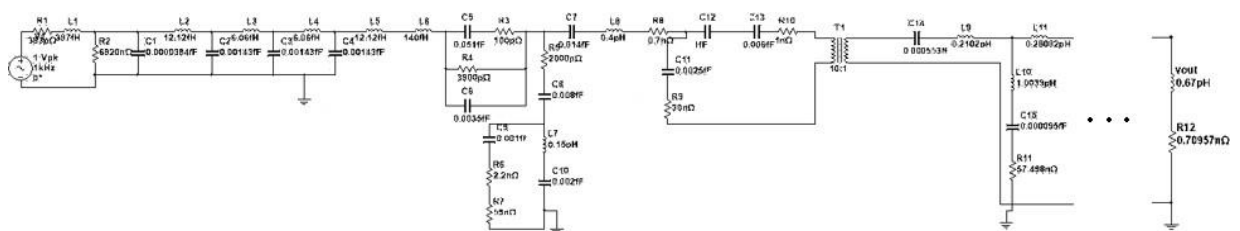


Рис.1.11. Еквівалентна електрична схема слухової системи людини

Так, як моделювання конденсаторів великої ємності не зручно, згідно з [23] було проновмовано в однакове число разів всі значення елементів моделі, а саме в 10^{11} .

Числові значення елементів моделі:

$$L'_k = 21,02 \cdot 10^{-3} \cdot e^{0,029 \cdot k} \text{ Гн};$$

$$L''_k = 75,12 \cdot 10^{-10} \cdot e^{0,029 \cdot k} \text{ Гн}; \quad L''_0 = 0,067 \text{ Гн};$$

$$C_k = 553 \cdot 10^{-12} \cdot e^{0,054 \cdot k} \text{ Ф};$$

$$R_k = 5,825 \cdot 10^3 \cdot e^{-0,013 \cdot k} \text{ Ом}; \quad R_0 = 70,957 \text{ Ом}. \quad [30]$$

Згідно з [30] в схемі 140 паралельних електричних ланок – резонаторів, що відповідають волокнам мембрани; послідовні індуктивності, що відповідають соколивальній масі лімфи. Струм в паралельних ланках відповідає швидкості коливальних волокон. Кожній частоті акустичного стимулу відповідає резонанс у відповідному місці на базилярній мембрані. В даній схемі кожний контур відповідає відповідному волокну на базилярній мембрані, так що, отримавши максимуми струму для ряду заданих частот на відповідному контурі, ми і отримаємо підтвердження “принципу місця”. Наприклад, було отримано, що для частоти 100 Гц максимум знаходиться на 119 контурі, для 250 Гц – на 97, для 500 Гц – на 81, для 1000 Гц – на 64, для 2000 Гц – на 47, для 4000 Гц – на 31, для 8000 Гц – на 14. Експериментальні результати дещо відрізняються від розрахованих значень. Це зв’язано з тим, що в теоретичних розрахунках резонансних частот контурів не враховується наявність соколивальної маси лімфи, яка перешкоджає розповсюдженню хвилі.

В результаті було отримано амплітудно- та фазо-частотну характеристики слухової системи людини.

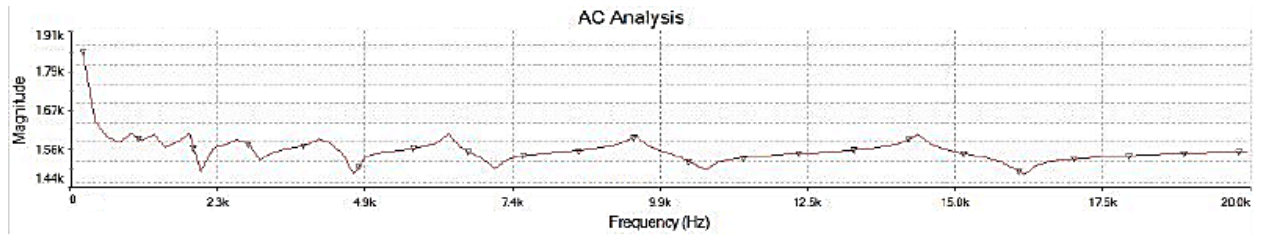


Рис.1.12. Амплітудно-частотна характеристика слухової системи людини

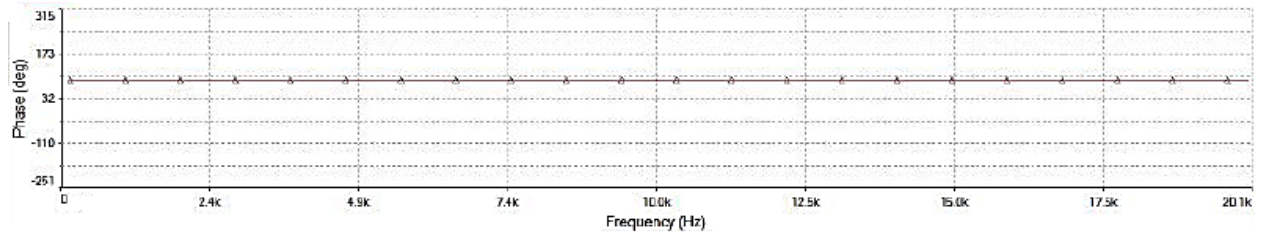


Рис.1.13. Фазо-частотна характеристика слухової системи людини

Табл.1 Резонансні частоти слухової системи людини

f, Гц	1000	1310	1900	2880	4210	6450
A	1,58	1,57	1,6	1,565	1,565	1,6

РОЗДІЛ 2

КОХЛЕАРНА ІМПЛАНТАЦІЯ

2.1. Порівняння можливостей слухопротезування та кохлеарної імплантації.

На даний час існує два метода корекції втрати слуху при сенсоневральній тугоухості. Перший метод називається електроакустична корекція і полягає у використанні слухового апарату. Слуховий апарат дозволяє достатньо компенсувати втрату слуху і, у більшості випадків досягти гарної розбірливості мови. У випадку двосторонньої тугоухості IV ступеня і глухоти сенсоневральної природи, навіть багатократно підсилений звук не створює слухового відчуття у людини, і при відсутності результатів від використання слухових апаратів використовують кохлеарну імплантацію.

Кохлеарна імплантація – це операція, в процесі якої у внутрішнє вухо людини вводиться система електродів, що забезпечують сприйняття звукової інформації за рахунок електричної стимуляції збережених волокон слухового нерву. КІ являється різновидом слухопротезування, однак, на відмінну від звичайного слухового апарату, який підсилює акустичний сигнал, кохлеарний імплант перетворює їх в електричні імпульси, що стимулюють слуховий нерв. Використання кохлеарного імпланта обумовлено тим, що при сенсоневральній тугоухості найбільш часто вражені рецептори завитки (волоскові клітини), в той час як волокна слухового нерву довгий час залишаються збереженими. Пошкодженні волоскові клітини не можуть забезпечити перетворення акустичного сигналу в електричні імпульси, які необхідні для виникнення слухового відчуття. Цю функцію і виконує кохлеарний іплант. Якщо волоскові клітини загинули, то підсилений слуховим апаратом звук не може бути сприйнятим мозком. Кохлеарний імплант забезпечує стимуляцію безпосередньо слухового нерву у всьому частотному діапазоні.

Враховуючи те, що на виході кохлеарного імпланта наявні електричні, а не акустичні сигнали, виключається проблема зворотнього акустичного зв'язку. Це означає, що сприйняття слабоінтенсивних звуків може бути забезпечено без змін в стабільності системи.

Другою перевагою кохлеарних імплантів являється можливість забезпечувати інформацію про високочастотні складові мови, що, в принципі, не може бути забезпечено слуховими апаратами. Верхня границя частот перетворювачів, які використовуються в потужних слухових апаратах, відповідає 3,5-4кГц, що обумовлено як неможливістю технічного рішення комбінації високої потужності і широкої смуги в одному перетворювачі, так і більш вираженого зворотнього акустичного зв'язку на високих частотах.

Третьою перевагою кохлеарного імпланта являється конструктивне рішення проблеми динамічного діапазону. Звуку на вході кодуються в електричні імпульси на виході. При налаштуванні параметрів процесора останній перекодовує широкий діапазон звукових сигналів на вході в діапазон електричних імпульсів, які сприймаються на комфортному рівні.

2.2. Проблеми кохлеарної імплантації.

Найбільш актуальними проблемами кохлеарної імплантації являється передопераційна діагностика стану слухового нерву пацієнта, програмування мовного процесора з використанням об'єктивних методів дослідження функції слуху, розробка нових стратегій стимуляції для мовних процесорів і критеріїв вибору для існуючих стратегій. У рішенні всіх цих проблем особливе значення належить наступним методам: реєстрація електрично викликаного потенціалу дії слухового нерву (ЕПД), реєстрація електрично викликаних рефлексів стемінцевого м'яза (ЕАР), реєстрація електрично викликаних слухових потенціалів (ЕВСП). Для з'ясування можливостей цих методів в плані програмування мовних процесорів було проведено обстеження групи пацієнтів (27 чоловік), що використовують кохлеарні імпланти. Отримані дані дозволяють зробити висновок про те, що всі три методи з успіхом можуть бути використані в ході програмування мовного

процесору. Причому якщо ЕПД і ЕВСП можна використовувати для грубого визначення рівня порогу відчуття, то реєстрація ЕАР дуже ефективна для визначення максимально комфортного рівня стимуляції.

Перша проблема зв'язана з етапом передопераційного дослідження. На даному етапі приймається рішення про проведення операції. Щоб виключити помилку, важливо мати інформацію про стан слухового нерву. Зокрема, аплазія слухового нерву і спірального ядра завитки являється серйозним протипоказанням КІ (для цієї категорії пацієнтів засобом вибору являється стволотомозгова імплантація). Традиційно для встановлення діагнозу аплазії слухового нерву використовуються головним чином методи комп'ютерної томографії скроневої кістки і функціональні методи дослідження слуху. Останні найбільш важливі тому, що існують спостереження позитивних результатів імплантації у пацієнтів з вираженими аномаліями розвитку завитки. До групи функціональних методів дослідження відносяться аудіометрія, імпедансометрія, дослідження слухових викликаних потенціалів, дослідження отоакустичної емісії та промоторіальний тест (ПТ). В останні роки до цієї групи додався промоторіальний тест за електрично викликаним слуховим потенціалом (ЕВСП).

Відносно значення ПТ думки дослідників різняться. Частина дослідників вважають його інформативним і обов'язковим для проведення. Інші не розділяють цю думку, ґрунтуючись на даних про успішну імплантацію при наявності від'ємних результатів ПТ. Ці розходження зв'язані з об'єктивними труднощами суб'єктивного тесту. Для глухих від народження пацієнтів визначення відчуття звуку і відмінність цього відчуття від відчуття інших модальностей являє деякі труднощі. Нажаль, стимуляція електричним струмом стінки промоторія збуджує не тільки нейрони кохлеарного ядра, а також приводить до появи тактильного відчуття, больового відчуття і відчуття, зв'язаного зі стимуляцією лицьового нерву і вестибулярної частини слухового нерву. Ці труднощі посилюються, якщо пацієнтом є дитина, особливо дитина перших років життя.

Одним з шляхів рішення даних проблем являється розробка об'єктивного промониторіального тесту. Це головним чином дослідження стволотомозгових ЕВСП. Однак не можна сказати, що в цьому напрямку досягнуто значних успіхів. Так, наприклад, Т. Nikolopoulos і співавтори в своїх роботах показали, що відсутність коротколатентних ЕВСП в ході проведення ПТ не впливає на успішність реабілітації після імплантації. Очевидно, такий результат зв'язаний з методичними складнощами в реєстрації ЕВСП в ході проведення ПТ. Можливо, ці труднощі будуть подолані в ході подальших досліджень, направлених як на вдосконалення методики реєстрації ЕВСП, так і на змінення режиму стимуляції слухового нерву (наприклад, стимуляція слухового нерву електромагнітним імпульсом).

Друга група проблем зв'язана з етапом післяопераційної реабілітації. Кохлеарні імпланти будь-якого типу реалізують ту чи іншу (на даний час розроблено сім) стратегію стимуляції, тобто алгоритм перетворення вхідного звукового сигналу в послідовність електричних стимулів. При цьому стимули можуть змінюватися в широкому діапазоні як по інтенсивності, так і по частоті. Дуже важливо, щоб ці зміни не виходили за рамки можливостей нейрона по сприйняттю електричної стимуляції. Налаштування імпланта як раз і полягає у виборі стратегії стимуляції і в виявленні параметрів стимуляції таким чином, щоб стимули відповідали характеристикам нейронів слухового нерву.

Головними параметрами будь-якої стратегії стимуляції являються два рівня, визначені для кожного каналу стимуляції. Це – поріг відчуття стимулу (УП) і максимальний комфортний рівень стимулу (УК). Основними методами визначення цих параметрів являються суб'єктивні психологічні тести. Однак для успішного застосування даних методів важливий точний звіт пацієнта про свої відчуття. Не у всіх випадках вдається цього досягти. В цих випадках (а в цю категорію попадає така важлива група пацієнтів, як діти перших років життя) застосовуються об'єктивні методи налаштування імпланта. Це – реєстрація електрично викликаного потенціалу слухового нерву (ЕПД),

реєстрація ЕВСП електрично викликаного рефлексу стремінцевого м'язу (ЕАР).

Реєстрація ЕПД можлива у пацієнтів, що використовують імпланти, оснащенні опцією телеметрії нервової відповіді. Функція ця полягає в тому, що імплант після генерації стимулу починає працювати як пристрій, що реєструє змінення електричного поля, викликані реакцією слухового нерву на стимул. Отримані дані імплант передає мовному процесору пацієнта через радіочастотний канал зв'язку.

На даний момент цією функцією оснащенні тільки імпланти серії CI24 фірми «Cochlear». Однак ряд інших фірм в своїх перспективних розробках також планують включити в свої моделі імплантів дану функцію.

Під спостереженням з імплантами даного типу знаходилось 15 пацієнтів. У 5 пацієнтів перша реєстрація ЕПД була відтворна під час операції. У 9 пацієнтів ЕПД був зареєстрований під час першого налаштування. У одного пацієнта ЕПД був вперше зареєстрований через рік після імплантації, причому попередні спроби були неуспішні. Поріг ЕПД був, як правило, вище УП і нижче УК, причому ближче до УК, ніж до УП. Різниця УП і порогів ЕПД пояснюється відмінністю в режимах стимуляції, а саме відмінністю в частоті стимулу. Для низькочастотної стратегії стимуляції Speak характерна частота стимуляції складає 250Гц, а в режимі реєстрації ЕПД частота стимуляції складає 80Гц. Мабуть, збільшення частоти стимулу приводить до сумарної збудження і, як наслідок, до змінення порогів. Це припущення підтверджується тим, що середнє значення суб'єктивного порогу відчуття в режимі запису ЕПД статистично незначно відрізняється від середнього порогу ЕПД.

Різниця між середніми порогоми ЕПД і УП склала в середньому 37% динамічного діапазону, тобто різниці між КК і УП. При цьому коефіцієнт кореляції між цими параметрами склав 0,57. Враховуючи, що в середньому динамічний діапазон у пацієнтів склав 43 одиниці стимуляції (ЕС), можна запропонувати наступну процедуру оцінки УП по даним ЕПД. Поріг ЕПД

вимірюється на кожному каналі стимуляції, після чого від нього віднімається 16 ЄС. Помилка визначення УП при цьому може призвести до зменшення ефективного динамічного діапазону пацієнта (тобто величини вхідного динамічного діапазону по звуковому тиску, що ефективно кодується в електричну стимуляцію) на величину порядку 15 дБ, що при середньому ефективному динамічному діапазоні 50 дБ є допустимою помилкою для початкової сесії налаштувань імпланта.

Можна значно підвищити точність оцінки УП за даними ЕПД, з огляду на той факт, що для одного пацієнта поріг ЕПД корелює з УП значно сильніше (коефіцієнт кореляції склав 0,81). Ці дані свідчать про те, що для одного пацієнта різниця між УП і порогом ЕПД незначно змінюється для різних каналів стимуляції. Тобто, визначивши цю різницю по одному каналу, можна розрахувати за даними ЕПД УП для всіх каналів з досить високим рівнем точності.

Оцінка УК за даними ЕПД більш проблематична. В даному випадку перевищення рівня, внаслідок помилки неприйнятно, оскільки призводить до дискомфорту пацієнта. Крім того, поріг ЕПД корелює з УК дещо гірше, ніж з УП. J. Allum і співавтори зробили спробу пов'язати УК з рівнем перегину амплітудної характеристики ЕПД (тобто кривої залежності амплітуди ЕПД від інтенсивності стимуляції). У частині досліджень (31%) також спостерігався подібний характер амплітудної характеристики, однак не було отримано вираженої кореляції рівня стимуляції, характерною для перегину кривої амплітудної характеристики з УК. Можливо, в даному випадку також грає роль різниця в частоті стимулу. Крім того, в переважній кількості досліджень амплітудна характеристика ЕПД монотонно зростала до максимально можливих рівнів стимулу і не мала виражених перегинів. Деякими дослідниками робилися спроби пов'язати нахил амплітудної характеристики ЕПД з динамічним діапазоном налаштувань і з УК. Однак

виявлені зв'язки виявилися настільки слабкими, що спроби використовувати їх для налаштування імпланта не мали сенсу.

Схожі результати були отримані в дослідженні коротколатентних ЕВСП (ЕКВСП). Такі дослідження були проведені у 9 пацієнтів. ЕКВСП були зареєстровані у всіх пацієнтів, в тому числі і у пацієнта, у якого на той момент не вдалося зареєструвати ЕПД. За отриманими даними, пацієнти були розділені на три групи: 1-я - з амплітудами піку Рv ЕКВСП понад 0,5 мкВ; 2-я - від 0,2 до 0,5 мкВ; 3-тя - з амплітудами менше 0,2 мкВ. Результати порівнювали з психофізичними даними, визначеними на тому ж каналі, що і при реєстрації ЕКВСП, при використанні аналогічних параметрів.

Була досліджена залежність параметрів ЕКВСП в першій і другій групах пацієнтів від частоти пред'явлення стимулу. У всіх обстежених хворих підвищення швидкості пред'явлення стимулів супроводжувалося деяким подовженням латентного періоду (ЛП) піків ЕКВСП, однак спостережене подовження ЛП було достовірно менше подовження ЛП, що спостерігається при зміні швидкості акустичної стимуляції.

Збільшення швидкості пред'явлення стимулів супроводжувалося неоднорідною зміною амплітуди піків ЕКВСП. Так, при збільшенні швидкості до 50 Гц амплітуда хвилі V практично не змінювалася або навіть збільшувалася при всіх швидкостях при використанні рівнів комфортної гучності. Подальше збільшення швидкості (до 70 Гц) супроводжувалося у деяких пацієнтів зниженням амплітуди, або зміни амплітуди були відсутні. За результатами цих досліджень оптимальною для реєстрації ЕКВСП визнали частоту пред'явлення стимулу 40 Гц. Таким чином, при реєстрації ЕКВСП так само, як і при реєстрації ЕПД частота стимуляції істотно нижче характерної частоти стимуляції імпланта, що слід мати на увазі при спробах оцінки УП за даними ЕКВСП.

В цілому можна підсумувати, що як ЕКВСП, так і ЕПД на даний момент годяться тільки для грубої, попередньої настройки імпланта. Причому при оцінці УК за допомогою цих методів слід виявляти особливу обережність.

За даними літератури, середньолатентних і длінолатентних ЕВСП успішно реєструються у пацієнтів з кохлеарними імплантами, проте застосувати їх для настройки імпланту поки не вдається через велику варіабельності результатів. В майбутньому розвиток цього напрямку, можливо, призведе до створення мовних процесорів, які автоматично коригують налаштування імпланту.

Існує ще один метод, що дозволяє об'єктивно оцінити УК. Це метод реєстрації електрично викликаного акустичного рефлексу стремінцевого м'яза (ЕАР). Група пацієнтів, яким було проведено подібне дослідження, налічувала 20 осіб. В цілому були отримані обнадійливі результати. Була відзначена висока кореляція (0,75) між порогами контралатерального ЕАР і рівнями УК. Результати досліджень дозволили розрахувати рівняння лінійної регресії між цими параметрами, яке має вигляд $УК = 0,97 \times пКЕАР + 20$, де пКЕАР - це поріг контралатеральної ЕАР. Використовуючи цю формулу, можна оцінювати УК за даними контралатерального ЕАР з високим ступенем точності. На жаль, контралатеральний ЕАР реєструється далеко не у всіх пацієнтів. З 20 пацієнтів його зареєстрували тільки у 12, тобто у 40% пацієнтів контралатеральний ЕАР не реєструється. Виходом із ситуації може служити міографічна реєстрація іпсилатерального ЕАР з використанням техніки усереднення. Однак для цього необхідна розробка відповідних імплантів, тобто імплантів, забезпечених спеціальним електродом, імплантувати в стремінцевий м'яз, і схемами телеметрії зареєстрованої міограми. Розробка таких імплантів досить реальна, так як всі необхідні компоненти наявні в існуючих моделях, які оснащені функцією телеметрії нервового відгуку.

2.3. Принципи побудови систем кохлеарної імплантації.

Вся система кохлеарної імплантації складається з двох частин, які фізично одна з одною не пов'язані: зовнішньої, яку можна в будь-який момент надіти і зняти (при митті, плаванні, під час сну, як звичайний слуховий апарат), і внутрішньої, в установці якої і складається задача операції кохлеарної

імплантації. Внутрішня імплантована частина кохлеарного імплантату - електродна система імплантується один раз і довічно, тому фірми-виробники повинні гарантувати її надійність, біосумісність і довговічність роботи. Зовнішню частину - мовний процесор можна міняти на більш нові інноваційні моделі в міру їх появи на ринку за бажанням імплантованого пацієнта в процесі його подальшого життя.

Імплантована частина є самостійною і повністю автономною, так як не має ніяких зовнішніх виводів, не містить елементів живлення і будь-яких інших деталей, які потребують заміни, і включає приймаючу антену, електронний блок, електродну систему, а також (у багатьох системах) - заземлюючий електрод. Внутрішні компоненти розташовуються в кістковому ложі соскоподібного відростка (під м'якими тканинами), а електроди можуть розташовуватися на медіальній стінці барабанної порожнини (екстракохлеарні), в сходах завитки (інтракохлеарні), в модіолусе або на поверхні завиткових ядер. Найменш інвазивними є екстракохлеарні електроди, найбільш інвазивними - електроди, що розташовуються на поверхні завиткового ядра. Найбільш широкого поширення набули внутрізавиткові електроди. Розташування багатоканальних електродних систем в сходах завитки поблизу закінчень збережених нервових волокон забезпечує відтворення просторового уявлення частот, характерного для нормальної завитки. Так, наявність високочастотних звуків відображається в стимуляції електродів, розташованих біля основи завитки, в той час як наявність низькочастотних звуків відображаються в стимуляції електродів, розташованих у верхівки. Якість просторового відображення частотної інформації залежить від числа і розташування незалежних місць стимуляції. Електронна частина пристрою забезпечує передачу закодованої інформації до одного (або більше) електроду. Тонкі провідники, які виходять із електронного пристрою, покриваються інертним матеріалом, що забезпечує їх захист від рідин внутрішнього вуха. Провідники закінчуються кульками, пластинками або кільцями.

Зовнішня частина кохлеарного імпланта включає мікрофон, що розміщується в корпусі заушного слухового апарату, мовний процесор і антену передавача, утримувану магнітним полем навпроти антени приймача. Мовний процесор трохи більше кишенькового слухового апарату, він носить в кишені або на поясі і є головною і найскладнішою зовнішньою частиною кохлеарного імпланта. Фактично він представляє собою малогабаритний спеціалізований комп'ютер.

Мікрофон вловлює звуки і передає в мовний процесор (рисунок 4.1), який здійснює кодування акустичного сигналу в послідовність електричних імпульсів, що передаються по радіоканалу в приймач, зафіксований в скроневій кістці, від нього імпульси направляються по робочому електроду в завитку, де вони стимулюють спіральний ганглії слухового нерва. Мозок пацієнта отримує інформацію протягом декількох мікросекунд після прийому звуку мікрофоном, тому пацієнт чує звуки практично в момент їх появи. Зовнішня частина імпланту має регулятори, що дозволяють змінювати гучність звуків, вибирати оптимальний режим роботи в залежності від оточуючих умов (будинки, вулиця). Важливо відзначити, що кохлеарний імплант дозволяє вести звичайний спосіб життя; виняток становлять контактні види спорту, які пов'язані з ударами по голові.

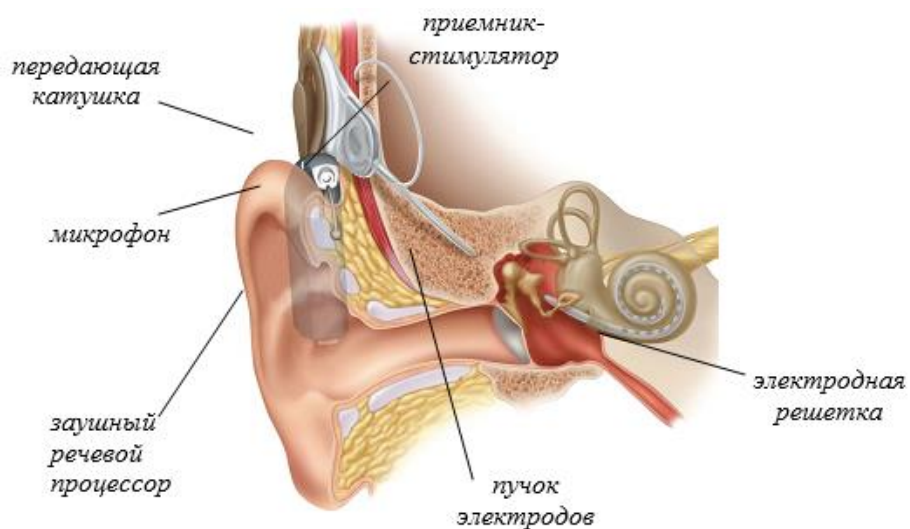


Рис.2.1. Система кохлеарної імплантації

Розглянемо принцип побудови системи кохлеарної імплантації на основі структурної схеми чотириканального імпланта. Система з імплантацією електродів складається із трьох основних частин:

- 1) Мікрофона 1;
- 2) Пристрою обробки звуку (блоки 2-9);
- 3) Ряду електродів 10 (рис.2.2.)

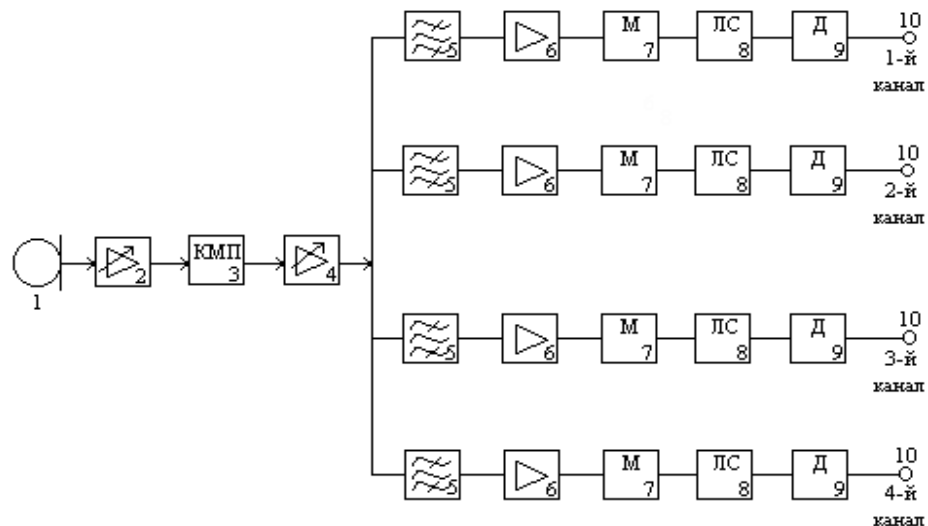


Рис.2.2. Структурна схема кохлеарного імпланта

Працює система наступним чином. Звукові коливання перетворюються в електричні сигнали за допомогою мікрофона 1, який кріпиться за допомогою заушного гачка. Далі ці сигнали направляються в переносний на тілі пристрій обробки сигналів. Вони надходять на мікрофонний підсилювач 2 з регульованим коефіцієнтом посилення. Залежно від рівня сигналу на його виході змінюється динамічний діапазон сигналів на виході компресора 3. Компресор стискає сигнали в вузький динамічний діапазон, який характерний для більшості пацієнтів. З компресора сигнали надходять на підсилювач 4, змінюючи коефіцієнт посилення якого ми можемо змінювати рівень гучності. Потім сигнали поділяються відповідно до частоти за допомогою 4-х смугових фільтрів 5. Далі з смугових фільтрів сигнал подається на модулятор 7.

Можливі два варіанти системи: без кодування мовного сигналу і з його кодуванням. У першому варіанті низькочастотний (мовний) сигнал змінюється параметрами модулятора. Відповідно до переданого вихідного сигналу модулятор змінює амплітуду високочастотних коливань (амплітудна модуляція). При цьому на електроди подається аналоговий сигнал.

У другому варіанті мовний сигнал переводиться в цифрову форму і на електроди подається послідовність імпульсів (імпульсне кодування). Обидва варіанти відрізняються тільки пристроєм блоку модулятора 7.

Промодульований сигнал повертається в заушний гачок і надходить на лінію зв'язку 8. Функція цього елемента системи полягає в передачі сигналу до завитка, тобто в імплантну частину системи. У імпланті сигнал надходить на демодулятор 9 (амплітудний детектор), який виділяє корисний низькочастотний сигнал. Після цього сигнал надходить на кінцевий елемент системи - ряд електродів 10. Ряд складається з 6 платинових сферичних елементів, кожен електрод використовує загальну землю, розміщену в скроневій частині. Це, так зване, однополярне збудження. При такому збудженні поріг в два рази нижче, ніж при біполярному порушенні, коли кожен електрод має свою землю. В результаті ми отримуємо можливість збуджувати електроди меншим струмом.

У даній системі використовується "локалізаційний" принцип кодування частоти. Він полягає в тому, що певній частоті звуку відповідає певне місце в завитку. Таким чином, найбільш низькочастотний електрод розташовується на відстані 20-24 мм від круглого вікна, а найбільш високочастотний - на відстані 8-12 мм від круглого вікна.

Гучність в аналоговому варіанті системи кодується зміною амплітуди вихідного струму (тобто збільшенням або зменшенням роздратування). У другому, імпульсному варіанті, гучність кодується зміною щільності заряду. Щільність заряду визначається як добуток ширини імпульсу і амплітуди. Слід зазначити, що залежність відчутної висоти звуку від частоти

електричного роздратування викликає утруднення при кодуванні інтенсивності. У даній системі використано синхронне збудження електродів.

2.4. Характеристика багатоканальних систем кохлеарної імплантації.

Найбільш важливою функцією кохлеарного імпланта є забезпечення розбірливого сприйняття мови імплантованому хворому. Фактори, що визначають ефективність системи кохлеарної імплантації, - це кількість і локалізація активованих електродів, метод передачі струмів, швидкість стимуляції і стратегія кодування мови. Кількість імплантованих електродів в сучасних багатоканальних системах варіюється від 12 до 24. Дані електроди можуть розглядатися як електродні контакти. Встановлено, що чим більше каналів стимуляції в імпланті, тим натуральніше будуть сприйматися звуки і розбірливість мови. Відстань між двома налаштованими електродами може варіювати від 0,5 до 2,8 мм. Електрод вважається активним, коли він має певні пороги і рівень комфорту, і запрограмований для передачі струмів. При цьому він може бути неактивним. Існують різні причини, через які аудіолог може інактивувати електрод. Залежно від характеристик сигналу кількість активних електродів в межах циклу стимуляції коливається в середньому від 6 до 15. Так, наприклад, якщо один і той же сигнал подається до кожного електроду багатоканальної системи, або лише один електрод вибирається для стимуляції, система розглядається як одноканальна.

Кількість імпульсів, які проходять через електроди в 1 с, визначається як швидкість стимуляції. Імпульси, як правило, мають біфазичну форму. Це означає, що будь-яка полярність імпульсу (позитивна чи негативна) супроводжується протилежною полярністю. Практично у всіх сучасних системах кохлеарної імплантації використовується біфазична стимуляція, що дозволяє виключити надмірний заряд постійного струму, що представляє небезпеку для нервової тканини. Загальна швидкість стимуляції відповідає кількості імпульсів, що проходять в 1 с по всім електродам.

Фактором, що впливає на ефективність доступу до мовної інформації, є ширина частотного діапазону. Частотні кордони для будь-якого електрода описуються як нижні і верхні. Від системи до системи частотний діапазон коливається (МХМ - від 100 до 7800 Гц; Nucleus - 180-10000Гц). Частотний діапазон кожного каналу може бути визначено як результат ділення частотного діапазону на кількість електродів. Однак, незалежно від кількості електродів в системі, мовний процесор аналізує загальний частотний діапазон.

Залежно від того, як електроди взаємодіють один з одним, визначається вид стимуляції. У сучасних системах кохлеарної імплантації існують три види стимуляції: біполярна, монополярна і із загальною землею. При біполярній стимуляції електроди завжди розташовуються всередині завитки, при цьому один з пари електродів є активним, а інший виконує функцію заземлення. Електроди в парі можуть розташовуватися безпосередньо один за одним або можуть бути рознесені. При монополярній стимуляції активний електрод розташовується в завитку, в той час як заземлення - поза завити. При стимуляції із загальною землею активується один електрод, в той час як всі інші електроди об'єднуються в один загальний електрод заземлення.

2.5. Налаштування імпланта і стратегії кодування мови.

Через чотири тижні після операції проводиться його запуск і налаштування імпланта. Це дуже важливий і емоційний момент у житті пацієнта. Під час налаштування аудіолог підключає мовний процесор до комп'ютера і посилає сигнали через різні електроди імпланта. Ці сигнали розрізняються по гучності і тону. Пацієнта просять визначити самі тихі і комфортні звукові відчуття. У маленьких дітей при налаштуванні використовують безумовнорефлекторні і умовнорефлекторні реакції. Отримана інформація використовується для налаштування мовного процесора, і відповідно до неї імплант перетворює звичайні звуки навколишнього світу, щоб забезпечити їх комфортне сприйняття. Протягом першого місяця налаштування імпланта проводиться 1-2 рази на тиждень.

Після періоду адаптації порогові змінюються незначно, і, як правило, достатньо однієї контрольної настройки в рік. Крім того, на зовнішній частині імпланту є регулятори, що дозволяють коригувати невеликі зміни чутливості, які можуть спостерігатися в процесі звикання до імпланту.

Після імплантації фахівці (аудіолог, акустик, сурдологопед) можуть створити кілька програм прослуховування для мовного процесора, так званих МАР («індивідуальна програма обробки мови»). Перевага вибору тієї чи іншої стратегії та режиму роботи (МАР) є індивідуальною. Спеціаліст може записати в процесор кілька програм МАР для того, щоб дати можливість вибору оптимальної стратегії.

Запрограмовані фахівцем режими роботи кохлеарного протеза дозволяють пацієнтові (користувачеві) краще чути в будь-якій обстановці, наприклад, при розмові по телефону, обідаючи в колі друзів або беручи участь в нараді та інше.

Стратегія цифрового кодування мови в мовному процесорі - це спеціальний алгоритм, завдяки якому мовний процесор інтерпретує звук в послідовність електричних імпульсів, що передаються на електроди в залежності від спектрального складу звукового сигналу, і забезпечує пацієнта необхідним точним звуковим чином. Метою стратегії обробки мови є передача звучання мови якомога природніше. В даний час найбільш поширені чотири стратегії кодування мови: ACE, CIS, Speak і аналогове кодування.

Принцип аналогової стратегії кодування мовної інформації полягає в передачі акустичної інформації без селективної фільтрації вхідного сигналу. Основним критерієм є здатність системи імплантації активувати кілька електродів одночасно. Набір смугових фільтрів перекриває весь спектр мови. Сегмент мови проходить через кожен смугу, пов'язану з певним електродом. З залежності від частот, присутніх в сегменті мовлення, відповідні електроди будуть активуватися при певній амплітуді сигналу. Аналогове кодування в даний час вважається застарілим.

Стратегія «SPEAK» (стратегія виділення спектральних піків) є динамічною (яка обирає електроди) цифровою стратегією кодування мови, що працює з помірною швидкістю. Стратегія SPEAK вибирає найкращі або найбільш оптимальні ділянки для стимулювання, в залежності від вхідного сигналу. При використанні даної стратегії кодування електроди активуються залежно від того, які фільтри отримують інформацію, що мають амплітуду велику, ніж порогова амплітуда (може стимулюватися будь-який з 22 електродів). Це означає, що сигнал в межах певної частотної смуги повинен мати інтенсивність, достатню для того, щоб бути розпізнаним. Як правило, вибираються від 3 до 10 амплітудних значень з визначенням відповідних електродів, які повинні стимулюватися. Даний принцип визначається як принцип виділення максимального спектрального піка. Він також залежить від порогів і рівнів комфорту у конкретного хворого, що обумовлено тим, що при збільшенні стимулу збільшується і ширина імпульсу (його тривалість). Іншими словами, при використанні системи Nucleus кількість каналів, яких буде виділено, буде залежати від інтенсивності вхідного сигналу і заданого виходу на електродах. Якщо вхідний сигнал має невелику амплітуду, в системі фільтрації буде визначено менше частот (менша кількість піків, що досягають максимального рівня), а, отже, менша кількість каналів (електродів) буде вибрано для стимуляції. Іншим фактором, який впливає, є інтенсивність. Чим голосніше повинен бути сигнал для сприйняття імплантованого хворого тихих звуків і сприйняття на комфортному рівні (програмоване значення), тим менша кількість каналів буде стимулюватися. Перш за все, це має місце при високих рівнях стимуляції, так як при цьому необхідне використання широких імпульсів (цикл стимуляції визначається часом). При розширенні імпульсів буде стимулюватися менша кількість каналів. Додатковою характеристикою стратегії SPEAK є те, що зазвичай активуються кілька електродів, розташованих один за одним. Це відбувається тому, що максимальна енергія забезпечується в області близько розташованих частот. Кількість каналів стимуляції при даній стратегії

варіюється від 3 до 10 (в середньому 6), а електроди стимулюються неодноразово з середньою швидкістю 250 Гц.

Стратегія «CIS» (безперервна чергуюча стимуляція) є високошвидкісною цифровою стратегією стимуляції, яка використовує обмежений або фіксований набір електродів. Застосування високої швидкості роботи забезпечує можливість отримання важливої інформації про тимчасові параметри мовного сигналу. CIS не є динамічною (яка обирає електроди) стратегією. Основним принципом цієї стратегії є стимуляція всіх активних електродів в кожен цикл, але не одночасно. Дана стратегія відрізняється від SPEAK і стратегії виділення характеристик сигналу тим, що в останніх стратегіях електроди (канали) для стимуляції вибираються з набору активних електродів. Вона відрізняється від аналогових стратегій тим, що електроди стимулюються не одночасно. При цьому відбувається безперервна стимуляція, не відбувається виділення максимумів спектра, а відображається весь спектр. Стратегія орієнтована на виділення часових характеристик звуку. Дана стратегія відрізняється високими швидкостями стимуляції, досягає 2500 імпульсів в с. Максимальна кількість каналів за один цикл відповідає 12 при швидкості, що дорівнює 18000 імпульсів в с.

Стратегія «ACE» поєднує в собі найкращі характеристики стратегій SPEAK і CIS, що значно розширює можливості. Подібно SPEAK, ACE є динамічною (яка обирає електроди) стратегією. Подібно стратегії CIS, ACE має високу швидкість роботи. Дана стратегія кодування забезпечує максимально індивідуальний вибір параметрів. При цьому може стимулюватися будь-яка з 22 точок при виборі до 12 каналів стимуляції при швидкості до 1000 імпульсів в секунду на канал. Дана стратегія забезпечує можливість оптимізувати обсяг спектральної інформації шляхом кодування «за місцем», а обсяг тимчасової інформації - шляхом кодування швидкості. Даний підхід забезпечує передачу інформації з мінімальними витратами енергії. Основним принципом цієї стратегії кодування є вибір аудіолога 3 параметрів: 1) яка з 22 точок (електродів) повинна стимулюватися; 2) скільки

каналів (кількість електродів стимульованих при проході від основи до верхівки) повинні стимулюватися і чи слід стимулювати всі ці точки динамічно або лише їх фіксовані групи; 3) вибір відповідної швидкості стимуляції. Максимальна швидкість стимуляції на кожному електроді, встановлена програмою, дорівнює 2400 імпульсів в с. Загальна ж максимальна швидкість відповідає 14400 імпульсів в с. Стратегія ACE забезпечує повноту як тональної, так і тимчасової інформації.

Найбільш часто пацієнти воліють ACE-стратегію, на другому місці-CIS. Це дві високочастотні стратегії, для них характерні частоти стимуляції одного каналу близько 1000 Гц, що дозволяє з високим ступенем точності відображати тимчасову структуру мови. Однак у високої частоти стимуляції є зворотний бік. Нейрони слухового нерву працюють в режимі постійного перевантаження і немає впевненості, що такий режим не призведе до віддалених несприятливих наслідків. З іншого боку, висока частота стимуляції призводить до підвищеного споживання струму джерела мовного процесора, який в режимі CIS-стратегії перевищує струм живлення того ж процесора в режимі Speak в п'ять разів. Можливо, майбутнє - за розробкою стратегії стимуляції зі змінною частотою стимуляції, що адаптується до особливостей мови. На стаціонарних фрагментах вхідного сигналу (наприклад, на голосних) такий процесор кодував б стимуляцію з низькою частотою, піднімаючи її на перехідних ділянках (наприклад, на вибухових приголосних).

Двадцятирічний досвід спостереження за пацієнтами з кохлеарними імплантами свідчить, що результати кохлеарної імплантації залежать від наступних причин:

- 1) віку втрати слуху (вроджена, до оволодіння або після оволодіння мовою - так звані долінгвальні і постлінгвальні пацієнти);
- 2) тривалості періоду між втратою слуху і кохлеарною імплантацією;
- 3) характеристик використовуваного імпланту (способи кодування мовних сигналів, число електродів);

4) індивідуальних особливостей пацієнта (здатність до навчання, ступінь мотивованості до користування імплантів);

5) організації процесу слухомовної реабілітації.

Однак домогтися повного відновлення слуху вдається рідко. Вважається, що успіх досягнутий, якщо носій імплантату може чути звуки середньої гучності, а іноді - тихі, спілкуватися, не вдаючись до читання по губах або мови жестів, а в деяких випадках навіть говорити по телефону.

2.6. Пропонований алгоритм кодування мови в кохлеарному імпланті.

В прикладному пакеті Multisim був отриманий сигнал на виході середнього вуха при дії 10 прямокутних імпульсів (рис.2.3).

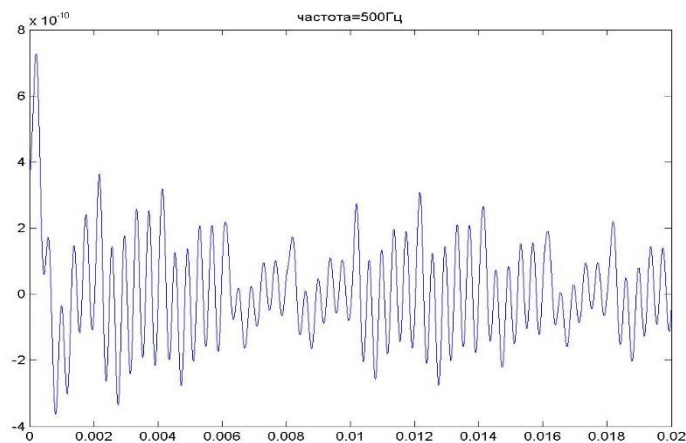


Рис.2.3. Осцилограма на виході середнього вуха при подачі пачки прямокутних імпульсів

Отриманий сигнал дуже близький до реального сигналу отоакустичної емісії (ОАЕ), яка використовується для діагностики слуху новонароджених і являє собою відгук слуховий системи на збудження у вигляді 1,5 періоду гармонійного коливання або клацання. При цьому вважається, що форма відгуку обумовлена виключно внутрішнім вухом.

В роботі були розглянуті два типи збудження і отримано наступні результати. Відгук слухової системи при збудженні 1,5 періодами гармонічного коливання представлено на рис.2.4.

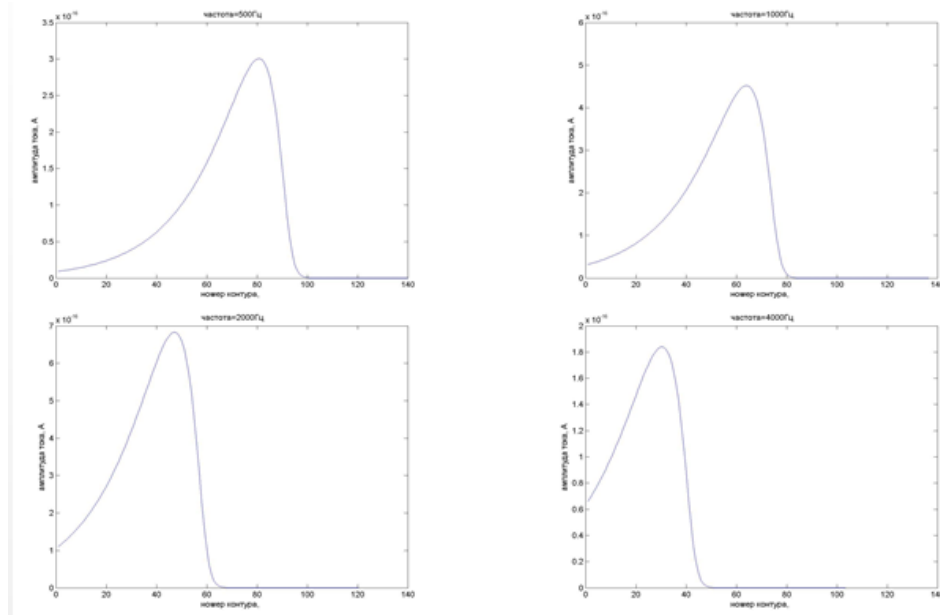


Рис.2.4. Реакція системи “середнє вухо – внутрішнє вухо” на збудження синусоїдальним імпульсом (1,5 періода) частотою 500, 1000, 2000, 4000Гц. З наведеного малюнка видно, що максимуми знаходяться на контурах відповідних частоті посилки. Тобто при подачі 1,5 періоду синусоїдального імпульсу частотою 500 Гц відгук слуховий системи знаходиться на 81 контурі; частотою 1000 Гц - на 64 контурі; частотою 2000 Гц - на 47 і частотою 4000 Гц - на 30 контурів.

На малюнку 2.5 наведені залежності струму від часу на кожному з чотирьох перерахованих вище контурів.

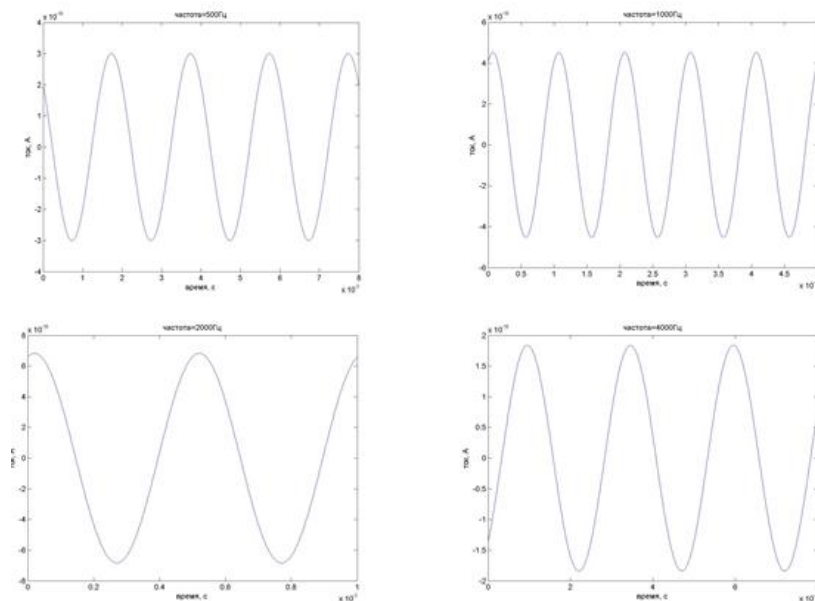


Рис.2.5. Часові залежності струму на контурах при подачі 1,5 періоду синусоїдального імпульсу

При збудженні слухової системи прямокутним імпульсом, тобто клацанням, як видно по спектру сигналу на опорі r2 домінуючими частотами є 500 і 2500 Гц (рисунок 2.6). Вони обумовлені резонансними частотами середнього вуха.

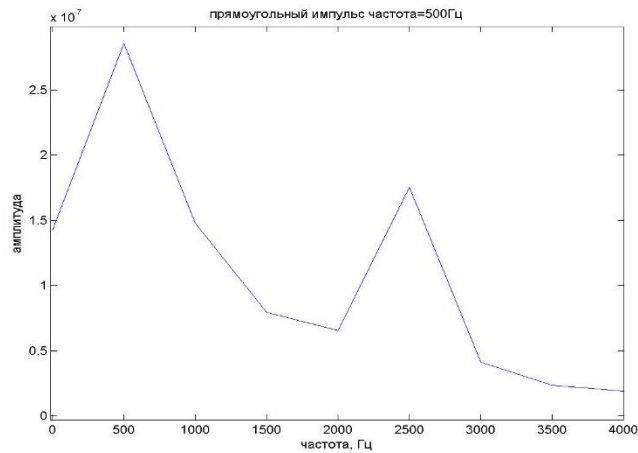


Рис.2.6. Спектр сигналу на виході середнього вуха при подачі прямокутного імпульсу частотою 500 Гц

Далі була отримана залежність амплітуди струму від номеру контуру (рис.2.7).

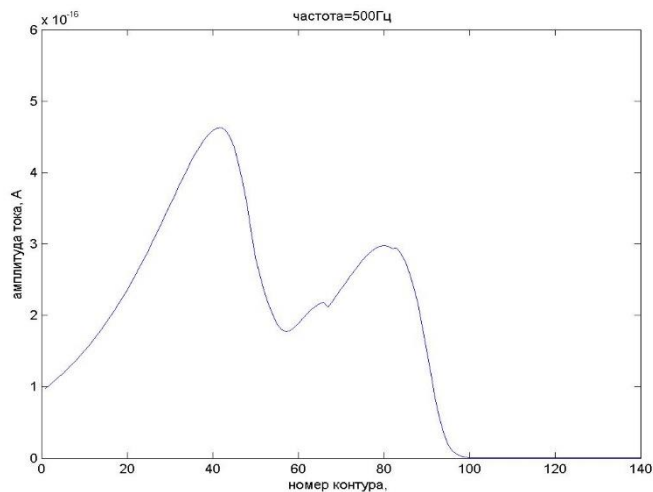


Рис.2.7. Реакція системи "Середнє вухо – внутрішнє вухо" на збудження прямокутним імпульсом частотою 500 Гц

З наведеного малюнка видно, що максимуми на 42 і 80 контурах відповідають даним домінуючим частотам. Таким чином, можна зробити висновок, що сигнал отоакустичної емісії обумовлюється як внутрішнім, так і середнім вухом.

Отже, еквівалентна схема звукопровідної системи вуха повинна складатися з еквівалентної електричної схеми зовнішнього і середнього вуха в нормі і еквівалентної завитки у вигляді довгої дисперсійної лінії.

Зробивши відводи від паралельних резонансних контурів і подавши їх на суматори, на їх виході отримаємо сигнали для подачі на відповідні електроди.

РОЗДІЛ 3

ЗАСТОСУВАННЯ МОДЕЛІ СЕРЕДНЬОГО ВУХА ДЛЯ ІНТЕРПРЕТАЦІЇ РЕЗУЛЬТАТІВ ОБ'ЄКТИВНОЇ АУДИОМЕТРІЇ

3.1. Імпедансометрія.

На малюнку 3.1, б наведено тимпанограма правого і лівого жіночого вуха, отримані на частотах 226, 660, 1000 Гц за допомогою клінічного вушного імпедансметра. Причому для контролю стану середнього вуха і порівняння можливостей одно- і багаточастотної імпедансометрії використовувалися отримані на два місяці раніше тимпанограми з одночастотним імпедансометром (рис. 3.1, а).

З рис. 3.1 видно, що для правого вуха значення еквівалентного обсягу 0.78 і 0.79 см³ майже збігаються, тоді як для лівого 0.27 і 0.37 см³ вони помітно відрізняються одне від іншого і, головне, значно менше, ніж для правого. Відповідно до класифікації Джергером, при 226 Гц тимпанограми, у яких максимум відзначається при тиску в вушній порожнині, що дорівнює атмосферному, характерні як для нормального стану системи середнього вуха, так і для отосклеротичному анкліза стремінця.

Зі значеннями еквівалентного обсягу величина модуля акустичного імпедансу пов'язана співвідношенням:

$$Z_a \equiv \sqrt{R_a^2 + \left(\omega \cdot m_{a.к.} - \frac{1}{\omega \cdot C_{a.б.п.}} \right)^2} = \frac{\rho \cdot c_0^2}{\omega \cdot V(f_p) \cdot \sqrt{2 \cdot 1 \cdot \Gamma}} \\ = 0.97 \cdot 10^8 / V(226); 0.33 \cdot 10^8 / V(660); 0.22 \cdot 10^8 / V(1000),$$

де $m_{a.к.}$ - акустична маса слухових кісточок середнього вуха; $C_{a.б.п.} \approx V_{б.п.} / \rho c_0^2$ - акустична гнучкість барабанної перетинки; $R_a = Z_a(f_p) = \rho \cdot c_0^2 / \omega_p \cdot V(f_p)$ - акустичний опір втрат в результаті передачі звукової енергії через ланцюг слухових кісточок у внутрішнє вухо; $\omega_p = 1 / (m_{a.к.} \cdot C_{a.б.п.})^{1/2}$ -

резонансна частота коливань барабанної перетинки при $\Delta p_{ст}=0$; $V_{б.п.}$ - її еквівалентний об'єм.

Вираз (3.1.1) являє собою систему трьох нелінійних рівнянь з трьома невідомими $m_{а.к.}$, $C_{а.б.п.}$, R_a або f_p , $C_{а.б.п.}$, R_a . Їх перебування значно спрощується, якщо врахувати, що R_a може бути визначено по $V_{макс}(1000)$ при $\Delta p_{ст} \neq 0$ за формулою $R_a = \rho \cdot c_0^2 / (2 \cdot \pi \cdot 1000 \cdot V_{макс}(1000))$ отримуємо:

$$V(f) = \frac{1000 V_{макс}(1000)}{f} \sqrt{1 + \left[\frac{1000 \cdot V_{макс}(1000)}{f \cdot V_{б.п.}} \left(1 - \frac{f^2}{f_p^2}\right) \right]^2} \quad (3.1.2)$$

Підставляючи сюди $V_{макс}(1000) = 1.22 \text{ см}^3$ и $V(226) = 0.79 \text{ см}^3$, $V(660) = 1.16 \text{ см}^3$, отримуємо систему з двох рівнянь для двох невідомих f_p , $V_{б.п.}$, для вирішення якої скористаємося програмним засобом MathCad. отримуємо:

$$f_p = 937 \text{ Гц}, K_{б.п.} = 0.752 \text{ см}^3.$$

Підстановка значень еквівалентного об'єму для всіх трьох зондуєчих частот в вираз параметра норми (див. Розділ 1.1.2) дає:

для правого вуха

$$\text{для лівого вуха} \quad \frac{Z_{в.а.}}{R_a} \equiv \frac{\rho c_0 \omega_p V(f_p)}{S_{б.п.} \rho c_0^2} = \frac{\omega_p V(f_p)}{S_{б.п.} c_0} = 0.172,$$

$$A = \frac{1.16}{0.37 \cdot \sqrt{1 + 0.9/0.37}} = 1.7,$$

де $V_{б.пол.} = 0.9 \text{ см}^3$ взято з літератури.

Знайдемо коефіцієнт посилення звукового тиску слуховими кісточками (див. Ф-лу 1.1.4):

$$A = \frac{V(f_p)}{V(226)} \cdot \frac{1}{\sqrt{1 + V_{б.пол.}/V(226)}} = \frac{1.22}{0.79 \cdot \sqrt{1 + 0.9/0.79}} = 1.06;$$

що дорівнює $K_{ус.н.}$ при стані слухових кісточок в нормі.

З рівності $A \approx 1$ для правого вуха слідує [17], що:

$Z_{в.а.}/R_a = 0.172$, где $Z_{в.а.} = \rho \cdot c_0 / S_{б.п.}$ - акустичний імпеданс повітря в площі барабанної перетинки. Підставляючи сюди R_a , отримуємо:

$$K_{yc.} = 8.35 \cdot 10^{-3} \sqrt{\frac{f_p \cdot V(f_p)}{S_{ов.о.}}} = 115,$$

Звідки

$$S_{б.п.} = 5.8 \cdot \frac{\omega_p V(f_p)}{c_0} = 131 \cdot 10^{-6} \text{ м}^2,$$

що в два рази більше, ніж значення $S_{б.п.} = 64 \text{ мм}^2$, що приводиться в літературі для будь-якого вуха взагалі. Механічна маса слухових кісточок:

$$m_{мех.} = m_{ак.} S_{б.п.}^2, \text{ где } m_{ак.} = \rho \cdot c_0^2 / \omega_p^2 \cdot V_{б.п.}$$

$$m_{мех.} = 76 \cdot 10^{-6} \text{ кг} = 76 \text{ мкг.}$$

Систему рівнянь (3.1) можна також вирішити наближено за допомогою програмних засобів MatLab:

```
Vmax=1.22;
V1=0.79;
f1=226;
w1=2*pi*f1;
V2=1.16;
f2=660;
w2=2*pi*f2;
V3=1.22;
f3=1000;
w3=2*pi*f3;

% V1=(1000/f1)*Vmax/(1+(1000*Vmax/(f1*Vbp)*(1-f1^2/fr^2))^2)^0.5
% V2=(1000/f2)*Vmax/(1+(1000*Vmax/(f2*Vbp)*(1-f2^2/fr^2))^2)^0.5

% (Ra^2 + (w1*M - 1/(w1*C))^2)^0.5 - (0.97*10^8)/V1=0;
% (Ra^2 + (w2*M - 1/(w2*C))^2)^0.5 - (0.33*10^8)/V2=0;
% (Ra^2 + (w3*M - 1/(w3*C))^2)^0.5 - (0.22*10^8)/V3=0;

[Ra, M, C] = solve('(Ra^2+(w1*M-1/(w1*C))^2)^0.5-(0.97*10^8)/V1=0','(Ra^2+(w2*M-1/(w2*C))^2)^0.5-(0.33*10^8)/V2=0','(Ra^2+(w3*M-1/(w3*C))^2)^0.5-(0.22*10^8)/V3=0','Ra','M','C')
[Vbp,fr]=solve('(1000/226)*1.22/(1+(1000*1.22/(226*Vbp)*(1-226^2/fr^2))^2)^0.5-0.79=0','(1000/660)*1.22/(1+(1000*1.22/(660*Vbp)*(1-660^2/fr^2))^2)^0.5-1.12=0','fr','Vbp')
C = 5.459601673416326e-012;
M = 5.262024126316677e+003;
Ra = 1.760358912446639e+007
fr=1/2/pi/(M*C)^0.5
fr = 9.389949033969191e+002
```

Отримуємо:

$$R_a = 1.76 \cdot 10^7 \text{ [кг/м}^4\text{с];}$$

$$m_{a.k.} = 5.2 \cdot 10^3 \text{ [кг/м}^4\text{];}$$

$$C_{a.б.п.} = 5.4 \cdot 10^{-12} \text{ [м}^3\text{/Н];}$$

$$f_p = 938.9 \text{ Гц.}$$

Еквівалентний об'єм барабанної перетинки:

$$V_{б.п.} = \rho \cdot c_0^2 \cdot C_{a.б.п.} = 0.749 \text{ см}^3;$$

$$V(f_p) = \rho c_0^2 / \omega_p R_a = 1.33 \text{ см}^3;$$

Підстановка еквівалентного об'єму у вираз параметру норм дає:

$$A = \frac{V(f_p)}{V_{б.п.}} \cdot \frac{1}{\sqrt{1 + V_{б.пол.}/V_{б.п.}}} = \frac{1.33}{0.75 \sqrt{1 + 0.9/0.75}} = 1.19,$$

де $V_{б.пол.} = 0.9 \text{ см}^3$ взято з літератури [1].

Коефіцієнт посилення звукового тиску слуховими кісточками $K_{yc} = 115$, що дорівнює $K_{yc.n}$ при стані слухових кісточок в нормі.

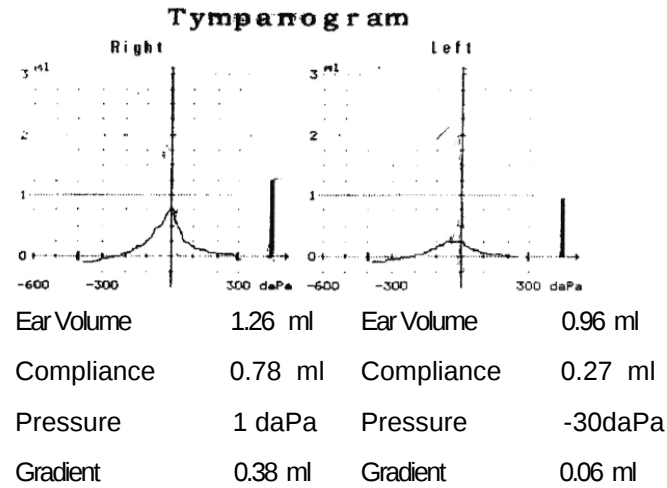
Площа барабанної перетинки:

$$S_{б.п.} = 5.8 \cdot \frac{\omega_p V(f_p)}{c_0} = 133.7 \cdot 10^{-6} \text{ м}^2.$$

Механічна маса слухових кісточок:

$$m_{мех.} = m_{a.k.} S_{б.п.}^2 = 93 \text{ мг.}$$

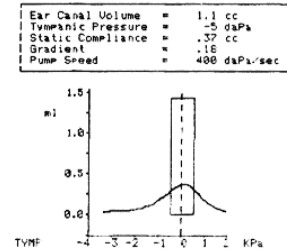
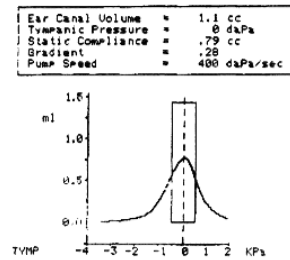
Оскільки для лівого вуха параметр норми $A = 1.7$, це свідчить про патологічні зміни лівого вуха. При цьому поріг випробувального АР (рис. 3.2) для правого вуха на частоті 500 Гц 90 дБ (амплітуда рефлексу 0.06 см³), при 100 дБ - 0.14 см³ і зменшується при переході від частоти 500 Гц до частот 1000 Гц і 2000 Гц. Поріг для лівого вуха той же на частоті 500 Гц, 100 дБ - на частотах 1000 Гц і 2000 Гц, а амплітуда зменшується з частотою. На частоті 4000 Гц АР обох вух відсутня.



(a)

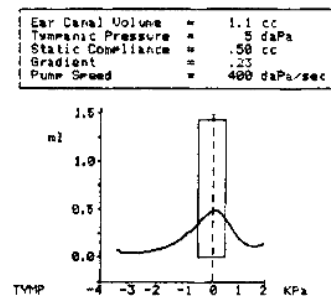
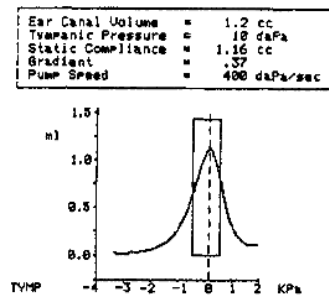
Probe Tone/Ear: 226Hz / Right Ear

Probe Tone/Ear: 226Hz / Left Ear



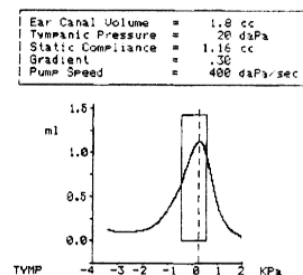
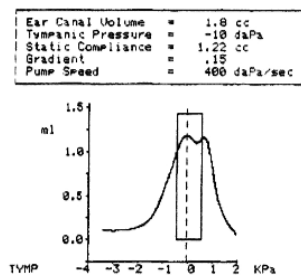
Probe Tone/Ear: 660Hz / Right Ear

Probe Tone/Ear: 660Hz / Left Ear



Probe Tone/Ear: 1000Hz / Right Ear

Probe Tone/Ear: 1000Hz / Left Ear



(6)

Рис.3.1.Тимпанограми правого і лівого жіночого вуха, отримані за допомогою імпедансомерів: а) одночастотного, б) багаточастотного

Reflex

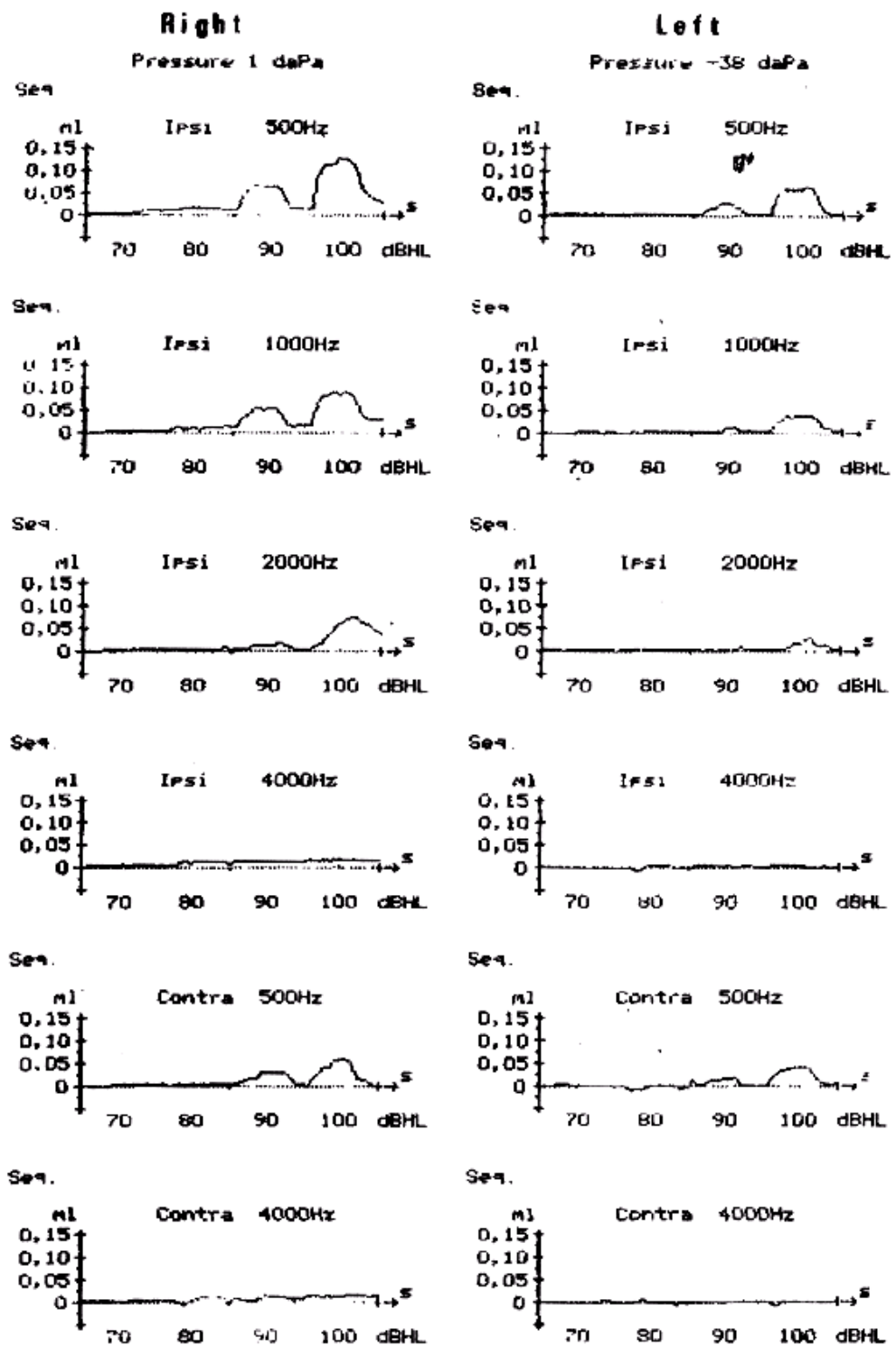


Рис. 3.2. АР правого і лівого жіночого вуха

3.2. ОТОАКУСТИЧНА ЕМІСІЯ

3.2.1. Що таке отоакустична емісія?

Для оцінки якості слуху, виявлення порушень у дорослих і новонароджених проводиться реєстрація отоакустичної емісії (ОАЕ). Перевага даного методу скринінгу в тому, що він дозволяє своєчасно виявляти ранні відхилення.

Під час дослідження реєструється акустична відповідь, яка відбивається від слухового рецептора. За допомогою спеціального мікрофона можна зафіксувати навіть слабкі коливання равлики внутрішнього вуха.

3.2.2. Історія виникнення отоакустичної емісії.

Відкриття в 1978 р D.T. Kemp [10] отоакустичної емісії (ОАЕ) дозволило по-новому поглянути на цю проблему і спонукало до подальших досліджень внутрішнього вуха і, зокрема, мікроструктур органу Корті. Феномен отоакустичної емісії полягає в тому, що за допомогою чутливого мікрофона, введеного в зовнішній слуховий прохід, через кілька мілісекунд після звукового стимулу можна зареєструвати відповідний звуковий сигнал. Таким чином, очевидно, отоакустична емісія відповіддю структур завитки, що реєструється у вигляді акустичної енергії. З цього часу багато наукових праць були присвячені вивченню структур, здатних брати участь в цьому процесі. Однак ще до відкриття феномену ОАЕ був отриманий ряд даних, що передбачало це відкриття. У 1972 р було виявлено, що 90% аферентних волокон відходять від внутрішніх волоскових клітин (ВВК), і що саме ВВК несуть провідну сенсорну функцію.

I.J. Russel і P.M. Sellick в 1978 р, порівнюючи електричні потенціали нервового волокна слухового нерва і ВВК при звуковій стимуляції, показали, що частотна вибірковість завитки формується до або на рівні ВВК. Це підштовхнуло вчених до більш детального вивчення функції волоскових клітин. У 1977 р в зовнішніх волоскових клітинах (НВК) було відкрито наявність актиноміозинових філаментів і їх здатність змінювати довжину, а в подальшому продемонстрована скорочувальна активність ЗВК у відповідь на

електростимуляцію, на зміну іонного складу, на вплив різної частотної стимуляції.

Роботи з використанням техніки Мьссбауер показали велику кореляцію між налаштованими кривими базальної мембрани і слухового нерва, яка можлива лише в системі з мінімальною втратою енергії, в той час як в рідких середовищах завитки неможливо подолати згасання енергії без додаткового активного механізму. Дослідження D.T. Kemp і R. Chum продемонстрували, що енергія отоакустичної емісії може бути більше енергії стимулу, що подається припустивши, що це має місце завдяки активному механізму в завитку внутрішнього вуха.

На підставі отриманих даних була прийнята версія, що здатність ЗВК скорочуватися привносить додаткову енергію в рух базальної мембрани, посилюючи, таким чином, звукові сигнали що надходять, а отоакустична емісія, мабуть, є сопродуктом активного процесу в завитку і може бути індикатором фізіологічного стану біомеханіки базальної мембрани. Всі ці повідомлення послужили підтвердженням що існує ще з середини ХХ століття і запропонованої в 1948 р Т. Gold теорії про активний мікромеханічний процес, що сприяє частотній вибірковості завитки внутрішнього вуха.

Завитковому походженню викликаної отоакустической емісії підтверджується рядом її властивостей.

1. Викликана отоакустичної емісія фізіологічно вкрай вразлива, амплітуда ОАЕ значно знижується після інтенсивного шумового впливу, а також тонової стимуляції. Проводилися також дослідження впливу ототоксичних препаратів на амплітуду ОАЕ. Вплив фуросеміду і етакринової кислоти, ототоксичних антибіотиків, ототоксична дія аспіріну викликає зниження амплітуди або зникнення ОАЕ. Гіпоксія також призводить до зниження амплітуди ОАЕ. Така фізіологічна вразливість може бути пояснена тільки участю біомеханічних структур завитки.

2. Амплітудна характеристика викликаної отоакустической емісії нелінійна і відноситься до типу характеристик насичення. Насичення стимулу спостерігається при 60 дБ рівня звукового тиску (УЗД). Такий характер залежності амплітуди ОАЕ від інтенсивності стимуляції суперечить припущенню про те, що ОАЕ може бути відображенням звуку в середньому вусі.

Відкриття феномену отоакустичної емісії мало величезне практичне значення, дозволивши об'єктивно, неінвазивно оцінити стан мікромеханіки завитки. Важливо відзначити, що відсоток хворих з нейросенсорною приглухуватістю, причиною якої є ураження завиткових структур, викликане впливом шуму, ототоксичних препаратів, дисциркуляторними розладами, досить великий. З огляду на все це, важко не віддати належне методу, що дозволяє об'єктивно оцінити стан структур завитки внутрішнього вуха.

Існує кілька класифікацій отоакустичної емісії. Наводимо найбільш поширену класифікацію. Спонтанна ОАЕ (SOAE - spontaneous otoacoustic emissions). Даний тип може бути зареєстрований без стимуляції. Викликана ОАЕ:

1. Затримана ОАЕ (TEOAE - transiently evoked otoacoustic emissions) - реєструється після короткого акустичного стимулу.

2. Стимул-частотна ОАЕ (SFOAE - stimulusfrequency otoacoustic emissions) - реєструється при стимуляції одиничним тональним акустичним стимулом.

3. ОАЕ на частоті продукту спотворення (DPOAE - distortion-product otoacoustic emissions) - реєструється при стимуляції двома чистими тонами.

Спонтанна ОАЕ (SOAE) реєструється без акустичної стимуляції. Вона визначається у 40-50% нормально чуючих людей, дуже варіює по частоті і кількості піків в різних вухах. Є повідомлення про застосування спонтанної отоакустичної емісії для реєстрації об'єктивного шуму кохлеарного походження.

Найбільше застосування для клінічного дослідження знаходять затримана викликана ОАЕ (ТЕОАЕ) і ОАЕ на частоті продукту спотворення (DPOAE). Ці два типи емісії завжди можуть бути зареєстровані у нормально чуючих людей у віці до 60 років при наявності хорошого устаткування. У більш старшому віці ОАЕ реєструється в середньому в 35% випадків. Це може бути пов'язано з віковим зниженням гостроти сприйняття звуку. Індивідуальні відповіді стабільні в часі, але можуть відрізнятися: ТЕОАЕ на 2 дБ, якщо досліджується через кілька тижнів, DPOAE на 5-9 дБ.

При реєстрації ТЕОАЕ, як стимул можуть бути використані клацання, а також тональні посилювачі. Інтенсивність стимулу варіює від 30 до 80 дБ УЗД. Частотний спектр ТЕОАЕ індивідуальний, але, як правило, на тлі широкого спектра відгуку по всіх частотах є кілька доміантних піків. Отоакустична емісія на частоті продукту спотворення реєструється при подачі двох тональних посилювачів з різними частотами f_1 і f_2 , при цьому у людини найбільш прийнятною є складова $2f_1 - f_2$ яка володіє найбільшою амплітудою. Змінюючи співвідношення частот стимулюючих тонів, можна отримати інформацію про збереження функції волоскових клітин будь-якої ділянки базальної мембрани завитки.

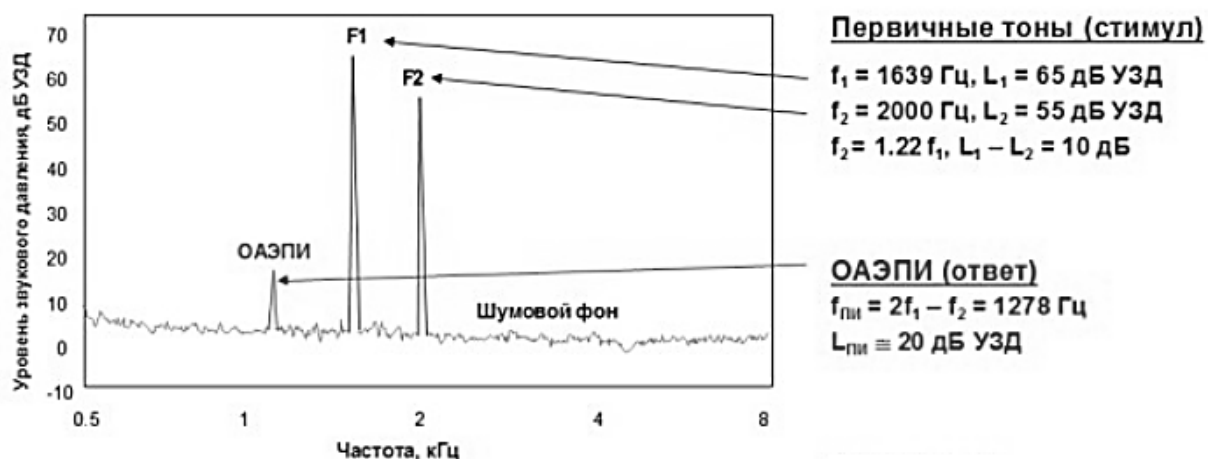


Рис.3.3 Спектр звуку в зовнішньому слуховому проході при реєстрації DPOAE на “тестовій” частоті 2000Гц.

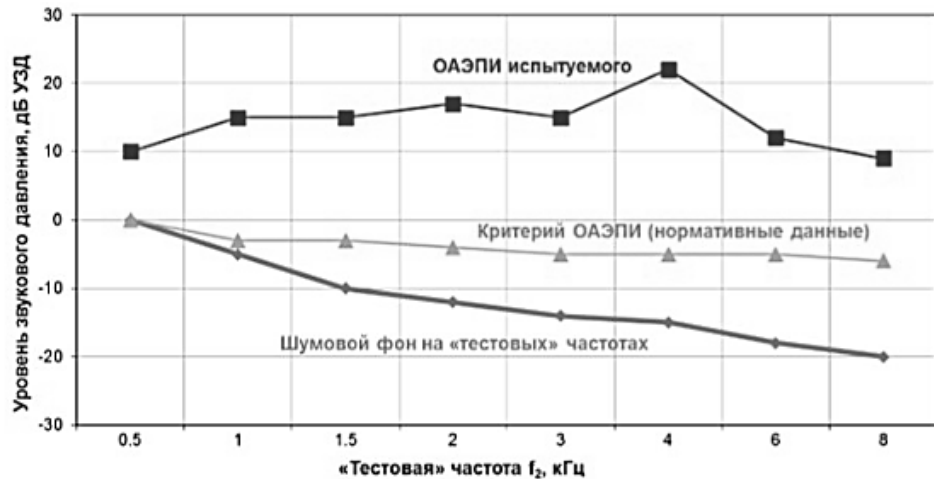


Рис.3.4 Типова DP-грама DPOAE при нормальній роботі зовнішніх волоскових клітин

Результати реєстрації DPOAE записуються у вигляді DP-грами - графіка, що показує рівні DPOAE в залежності від «тестової» частоти f_2 . Крім того, на графіку показується рівень шуму на частотах f_2 . Це необхідно, щоб упевнитися, що DPOAE дійсно присутня - її рівень повинен перевищувати рівень шуму на 3-6 дБ, а сам рівень шуму не повинен перевищувати стандартизованих значень для кожної з частот f_2 .

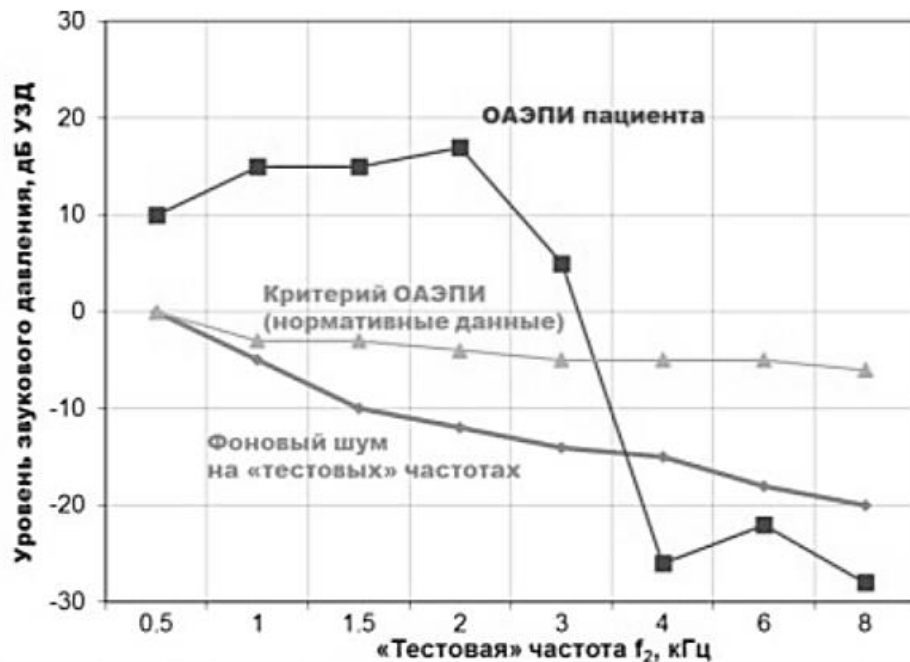


Рис.3.5 Типова DP-грама при високочастотній втраті слуху

У клінічній практиці найчастіше реєструють DPOAE в діапазоні частот f_2 від 500 до 4000 Гц, зокрема, з метою скринінгу (виявлення порушення

слуху). Разом з тим, на відміну від ТЕОАЕ, спектр якої обмежений частотами 4,5-5 кГц, реєстрація DPOAE можлива в розширеному діапазоні частот - до 8000 Гц.

Це має особливу важливість. По-перше, дозволяє об'єктивно виявити високочастотне порушення слуху. По-друге, дослідженнями було показано, що пригнічення функції зовнішніх волоскових клітин і пов'язане з ним зниження амплітуди DPOAE може статися (як правило починаючи з високих частот) ще до того, як знизиться слух, тобто є передвісником зниження слуху.

Саме ця чудова властивість DPOAE дозволяє запобігти необоротному зниженню слуху у людей, що піддаються впливу шкідливих для слуху факторів - виробничого і сільськогосподарського шуму, галасу вертольотів та іншої військової техніки, шуму на рок-концертах, антибіотиків, протиракового лікування (хіміотерапія і променева терапія), інфекційних захворювань.

Тому реєстрація DPOAE є найважливішим методом спостереження (моніторингу) за станом зовнішніх волоскових клітин у робочих шумових професій, військовослужбовців, хворих, які лікуються ототоксичними методами, немовлят, що знаходяться в палатах інтенсивної терапії новонароджених, та інших випадках, коли можливе пошкодження волоскових клітин завитки внутрішнього слуху. Раннє виявлення змін DPOAE може дозволити профілактичні заходи - наприклад, застосувати засоби захисту від шуму, змінити тактику лікування.

Питання про поширеність викликаної ОАЕ вивчався рядом авторів. Одним із приводів для розбіжностей може бути технічна недооснащеність при проведенні досліджень. Однак більшість авторів, які використовують сучасне серійне обладнання, вважають за можливе зробити якісний запис ОАЕ у всіх нормально чують. Що стосується реєстрації ОАЕ у пацієнтів з кохлеарним ураженням, то в цих випадках можна записати ОАЕ при зниженні слуху до 25-35 дБ НПС (нормальний поріг слуху). Однак при

ретрокохлеарній патології можна зареєструвати ОАЕ при зниженні слуху до 80 дБ НПС.

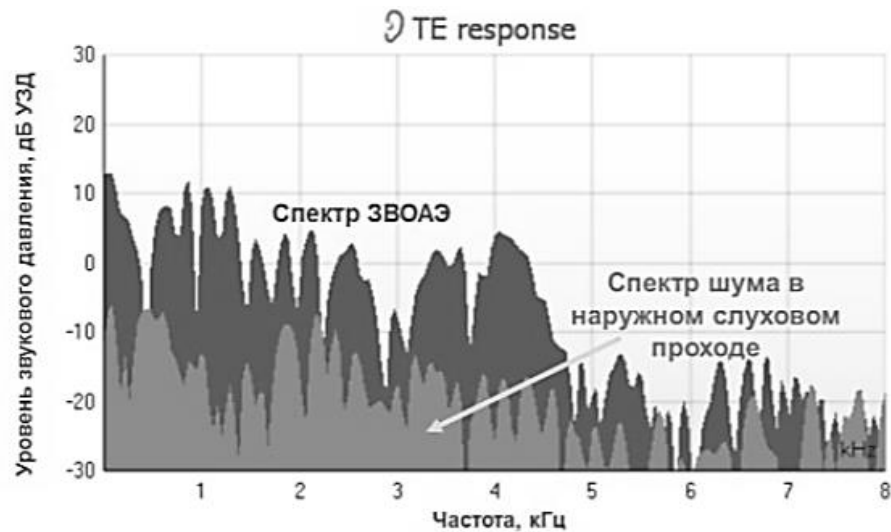


Рис.3.6 ЗВОАЕ в нормі, зареєстрований аналізатором ОАЕ

У зв'язку з тим що ОАЕ передається від завитки в слуховий прохід через середнє вухо, стан середнього вуха в значній мірі впливає на характеристики ОАЕ. Вплив захворювань середнього вуха на отоакустичної емісію різноманітне. Як правило, дисфункція середнього вуха призводить до зниження амплітуди і зміни частотного спектра ОАЕ і навіть до неможливості її зареєструвати. Патологія в середньому вусі впливає як на передачу стимулу до внутрішнього вуха, так і на зворотний шлях до слухового проходу. Так, наприклад, невелика перфорація барабанної перетинки порушує передачу стимулу до завитки. Рубцова-змінена перетинка більшою мірою впливає на зворотну передачу до слухового проходу. Порушення прямої передачі звуку до завитки більшою мірою впливає на ОАЕ, ніж порушення зворотної передачі звуку від завитки до слухового проходу. За даними Р.А. Nelson і В.Р. Kimberly, кондуктивна приглухуватість в більшій мірі впливає на DPOAE, ніж на TEOAE. Безліч досліджень присвячено вивченню впливу зміни тиску в тимпанальній порожнині на ОАЕ.

Зміна тиску у всіх випадках призводить до зміни характеристик отоакустичної емісії. У зв'язку з досить широким поширенням гострих отитів

вплив цієї патології безумовно цікавить дослідників. Поява ексудату в середньому вусі при середніх отитах впливає як на передачу звуку до завитки, так і в зворотному напрямку. Тому в більшості випадків наявність випоту веде до зниження амплітуди і частотної характеристики ОАЕ. Однак при невеликій кількості випоту можлива реєстрація DPOAE на низьких частотах.

Дослідження ОАЕ у пацієнтів з отосклерозом виявили відсутність відповідей при стимуляції по повітрю. Таким чином, будь-яка патологія, що впливає на провідну систему середнього вуха, в тій чи іншій мірі впливає на отоакустичну емісію. Перед клінічним застосуванням методу ОАЕ необхідно виключити патологію середнього вуха. Для цього перед початком дослідження необхідно мати дані тональної порогової аудіометрії, тимпанометрії і імпедансометрії.

Недоліком ТЕОАЕ є обмеженість верхньої межі діапазону частотами 4,5-5 кГц. Це пов'язано з тим, що ОАЕ генерується зовнішніми волосовими клітинами, розташованими в базальній частині завитки - близько від овального вікна завитки, в якому розташоване стремінце. Тому високочастотні складові ТЕОАЕ з'являються дуже швидко після початку стимулу і повністю ним маскуються, що не дозволяє виявити їх аналізатором.

Таким чином, обидва методи - DPOAE і ТЕОАЕ - доповнюють один одного, але мають деякі відмінності і різне клінічне застосування. ТЕОАЕ як правило застосовується для скринінгу новонароджених, діагностики слуху в обмеженому діапазоні частот до 4000 Гц і для виявлення «мертвих зон» завитки. DPOAE застосовується для діагностики в розширеному діапазоні частот до 8000 Гц, а також для моніторингу і раннього виявлення порушень функції зовнішніх волоскових клітин з метою профілактики необоротного зниження слуху.

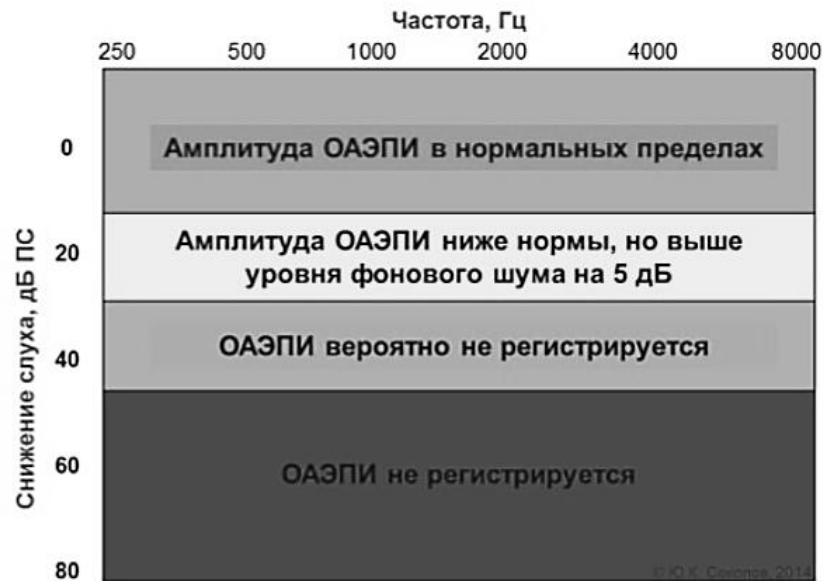


Рис.3.7 Співвідношення між сенсоневральним зниженням слуху і отоакустичною емісією на частоті продукту спотворення

Метод реєстрації ОАЕ є дуже чутливим до стану слуху і зазвичай не реєструється при сенсоневральній приглухуватості зі зниженням слуху більше 30 дБ, а також при кондуктивній приглухуватості.

Єдиними винятками є: (а) випадки слухової нейропатії - слуховії патології, при якій збережена нормальна функція зовнішніх слухових клітин, але порушено проведення нервового збудження по слухового нерву; (б) випадки пухлини слухового нерву (акустичної невриноми).

3.2.3. Переваги дослідження слуху методом реєстрації ОАЕ.

1. Об'єктивний метод, не залежить від довільних відповідей обстежуваного;
2. Використовується для дослідження слухової функції у людей всіх вікових груп - починаючи з новонароджених;
3. Відображає стан зовнішніх волоскових клітин внутрішнього вуха, які уражаються першими від дії таких факторів як виробничий і сільськогосподарський шум, ототоксичні антибіотики, протиракове лікування (хіміотерапія і променева терапія), грип, інфекційний паротит (свинка), менінгіт, менінгококова та інші інфекційні захворювання;

4. Чутливий до ступеня порушення слуху;
5. Проводиться швидко, не вимагає попередньої підготовки до дослідження.

Проведено також експериментальне дослідження практичних результатів отоакустичної емісії семи людей та визначено їх резонансні частоти які порівнюються з резонансними частотами всієї слухової системи людини.

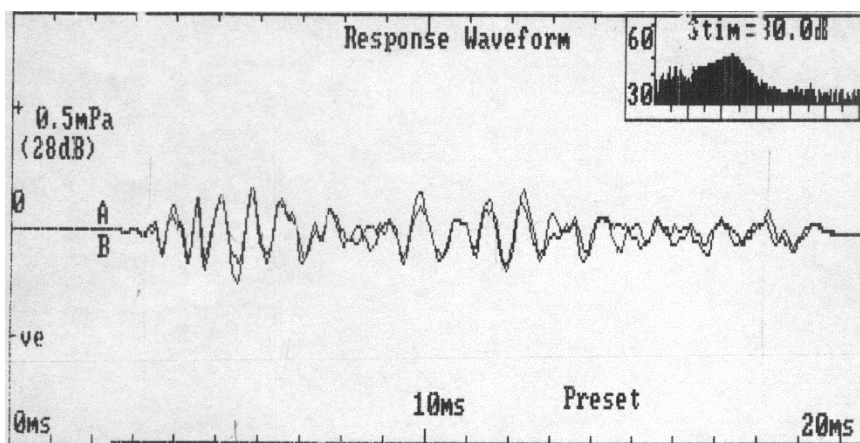


Рис. 3.8 Результат отоакустичної емісії першого досліджуваного

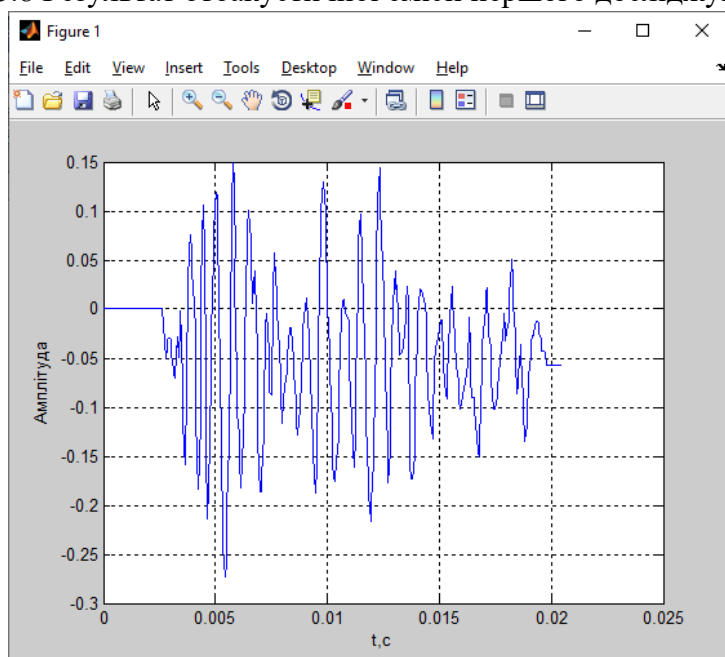


Рис. 3.9 Результат отоакустичної емісії в цифровому вигляді першого досліджуваного

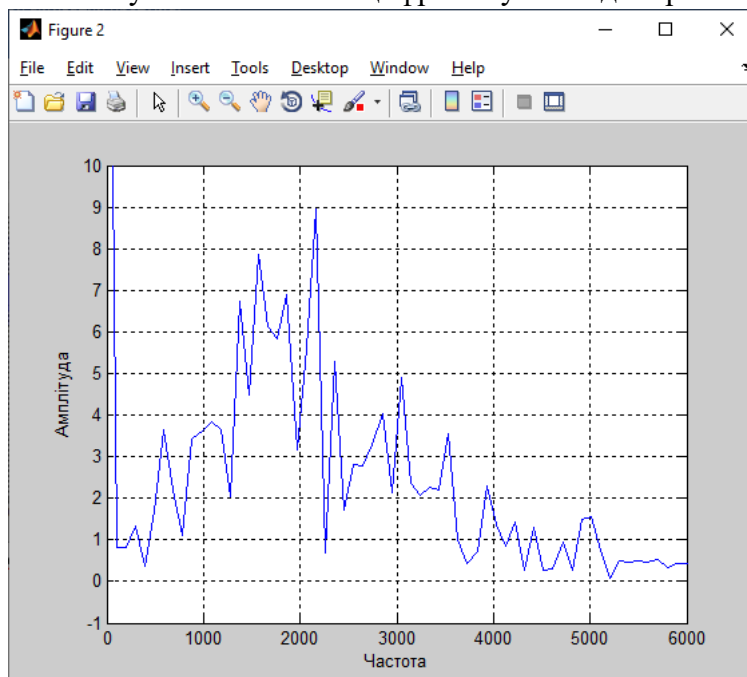


Рис. 3.10 Спектр отоакустичної емісії першого досліджуваного

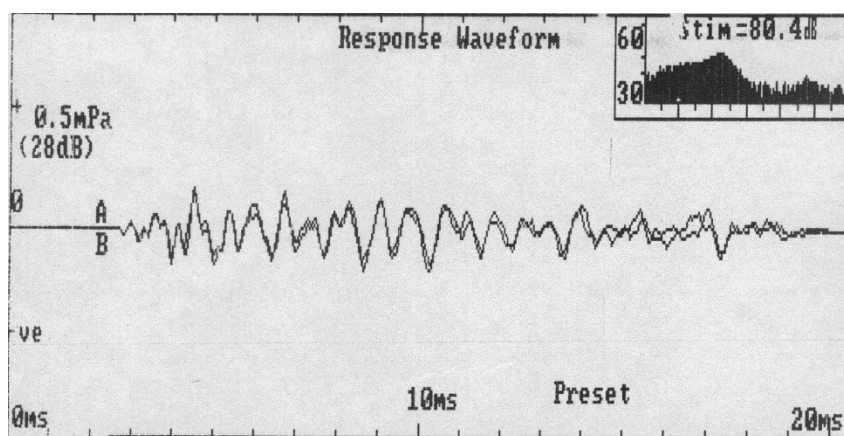


Рис. 3.11 Результат отоакустичної емісії другого досліджуваного

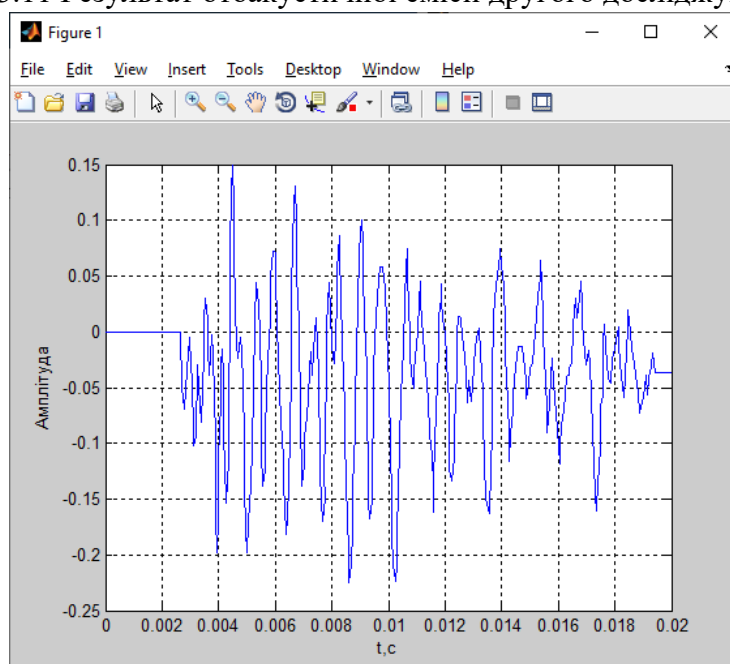


Рис. 3.12 Результат отоакустичної емісії в цифровому вигляді другого досліджуваного

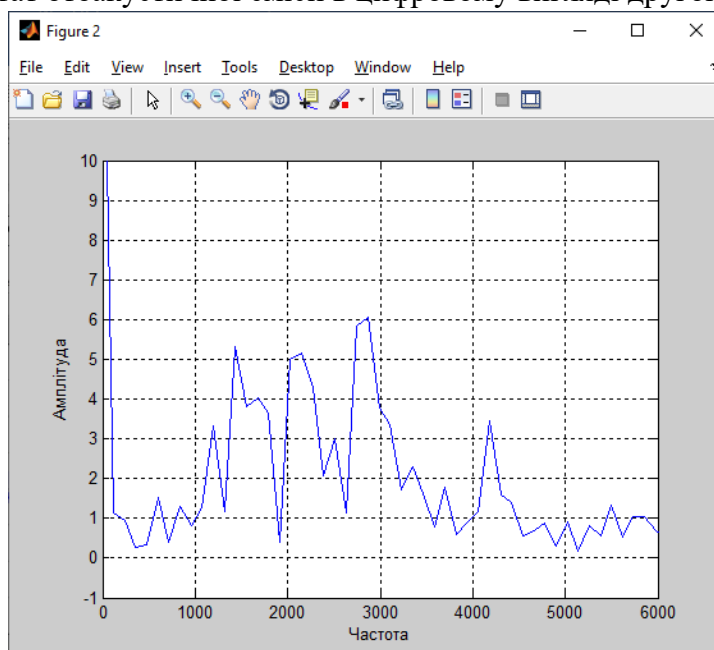


Рис. 3.13 Спектр отоакустичної емісії другого досліджуваного

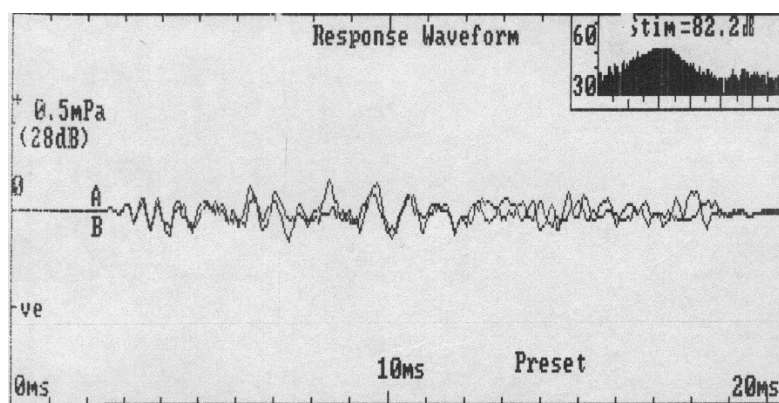


Рис. 3.14 Результат отоакустичної емісії третього досліджуваного

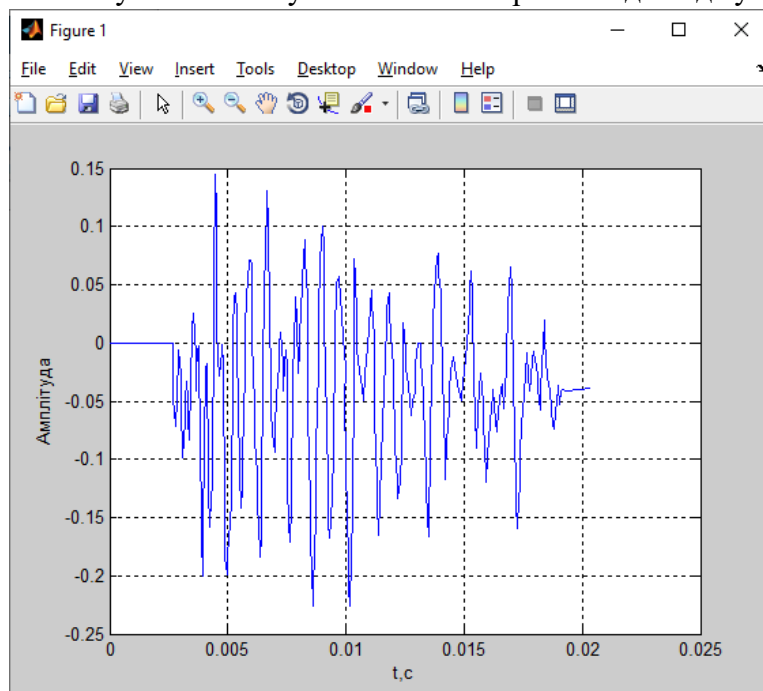


Рис. 3.15 Результат отоакустичної емісії в цифровому вигляді третього досліджуваного

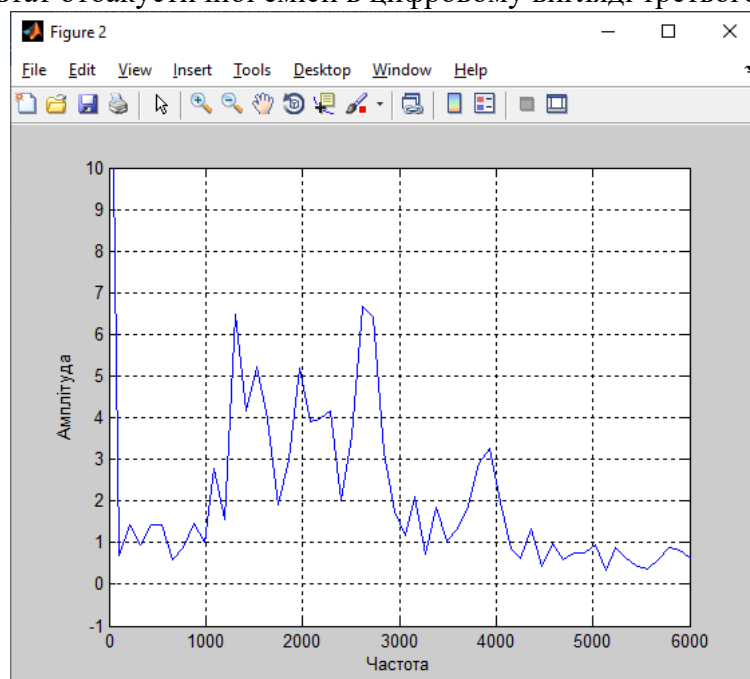


Рис. 3.16 Спектр отоакустичної емісії третього досліджуваного

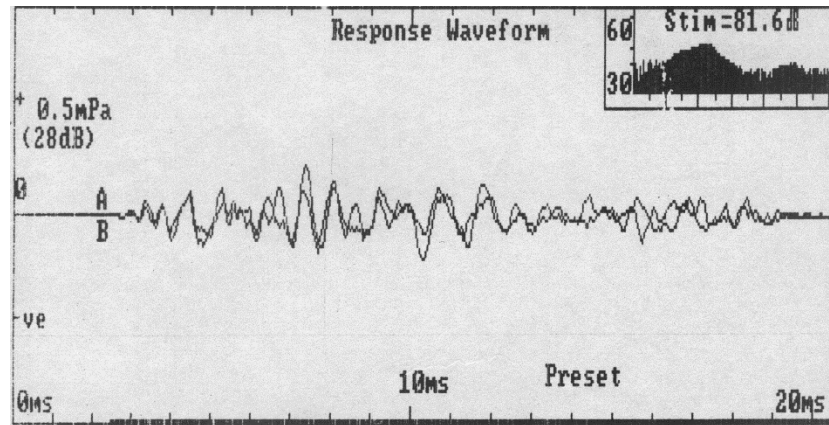


Рис. 3.17 Результат отоакустично емісії четвертого досліджуваного

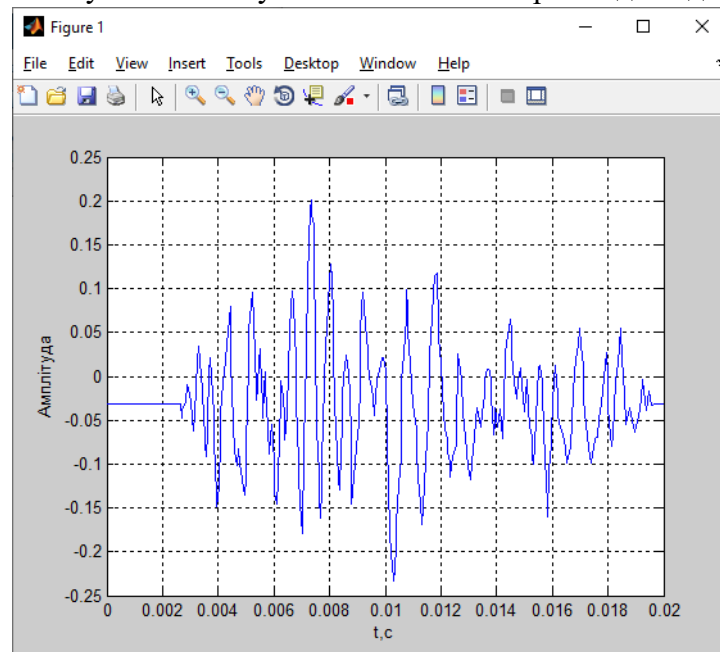


Рис. 3.18 Результат отоакустичної емісії в цифровому вигляді четвертого досліджуваного

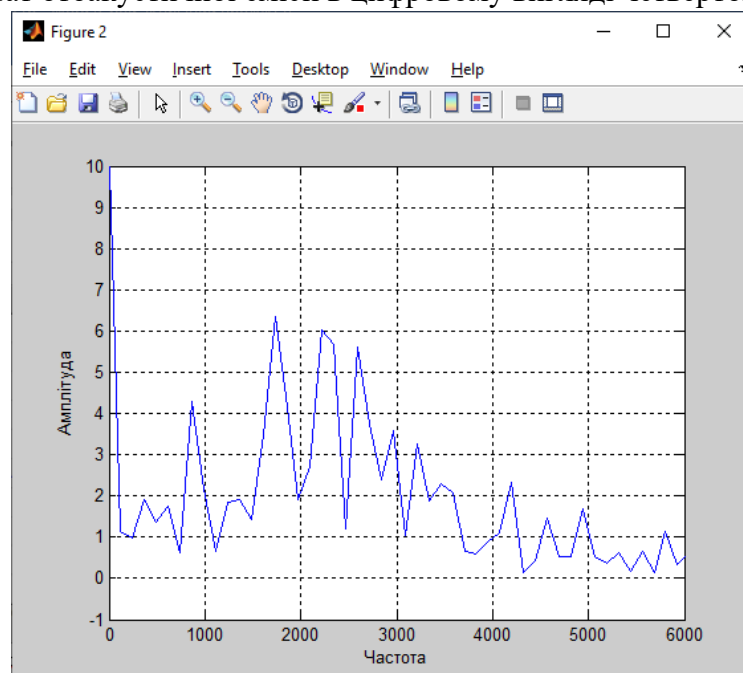


Рис. 3.19 Спектр отоакустичної емісії четвертого досліджуваного

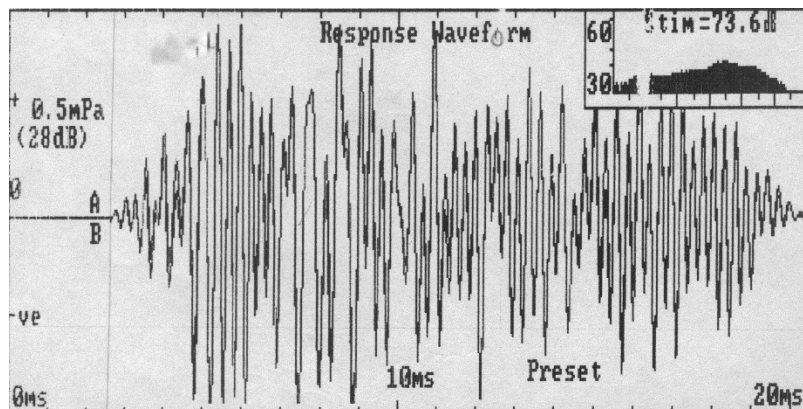


Рис. 3.20 Результат отоакустичної емісії п'ятого досліджуваного

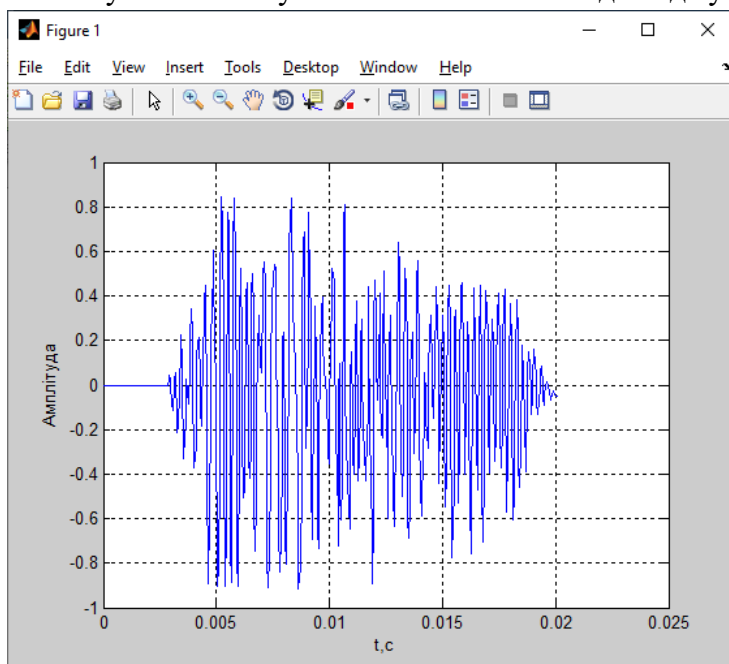


Рис. 3.21 Результат отоакустичної емісії в цифровому вигляді п'ятого досліджуваного

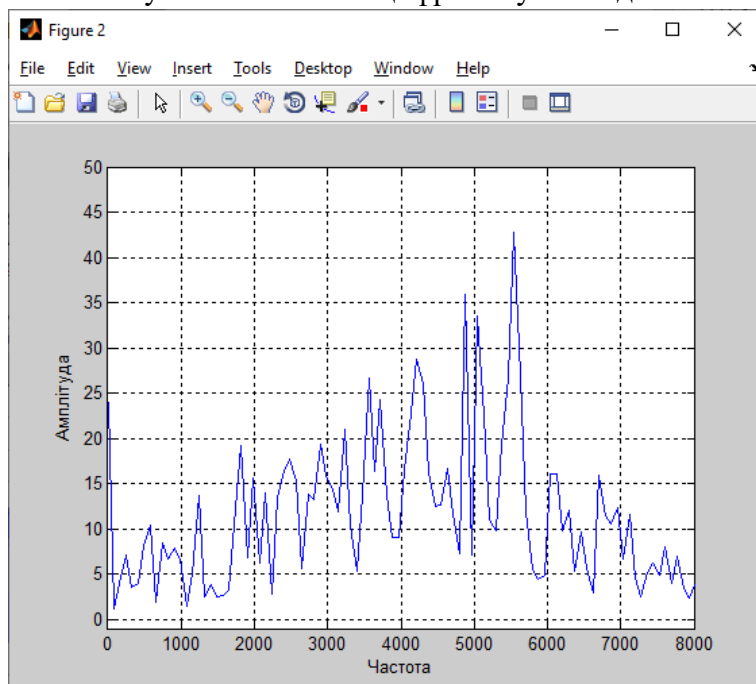


Рис. 3.22 Спектр отоакустичної емісії п'ятого досліджуваного

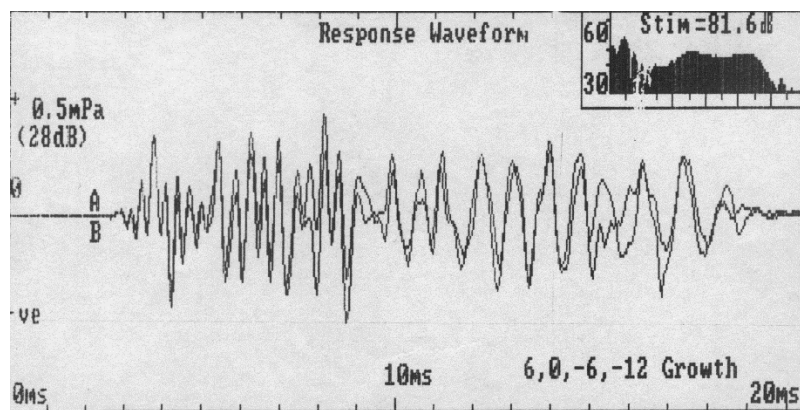


Рис. 3.23 Результати отоакустичної емісії шостого досліджуваного

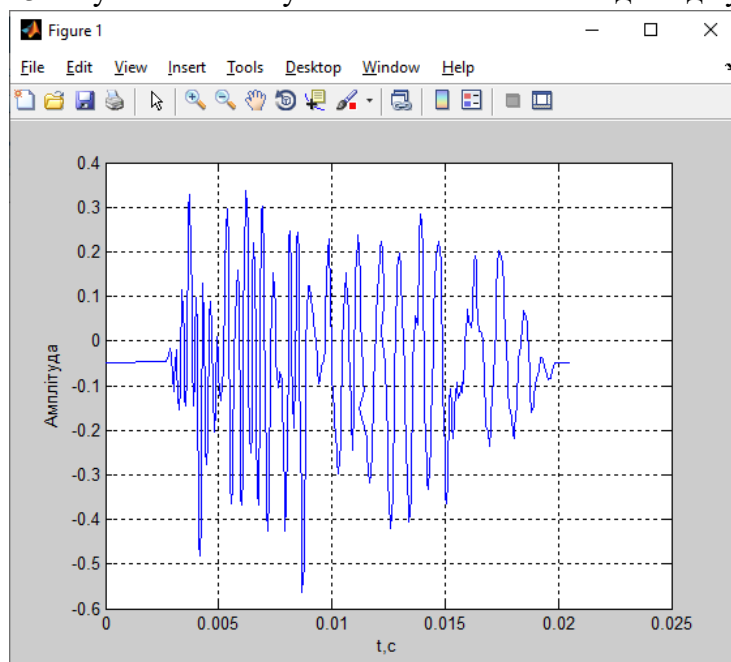


Рис. 3.24 Результат отоакустичної емісії в цифровому вигляді шостого досліджуваного

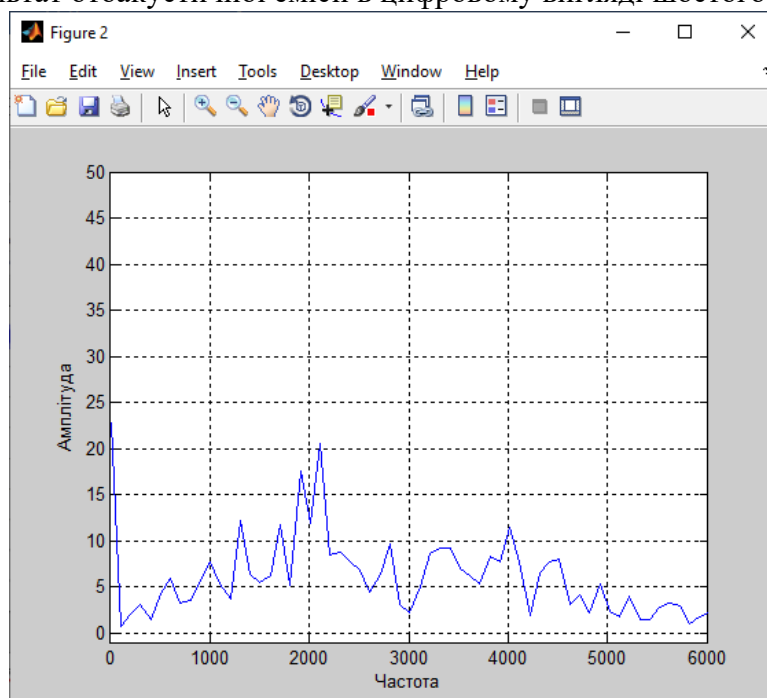


Рис. 3.25 Спектр отоакустичної емісії шостого досліджуваного

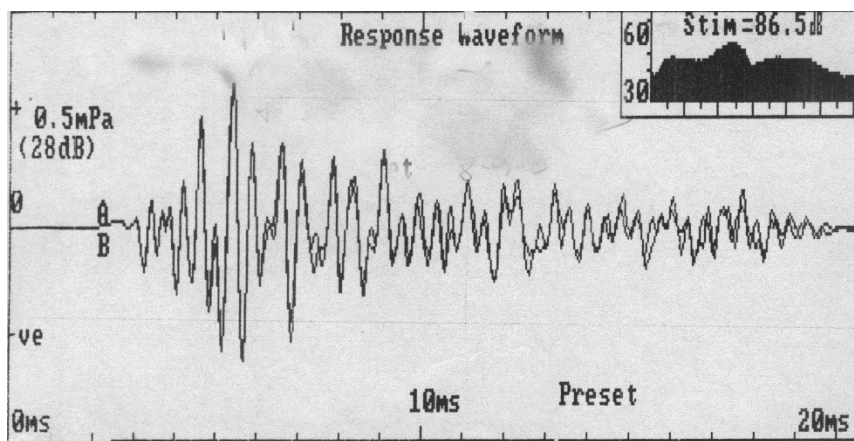


Рис. 3.26 Результат отоакустичної емісії сьомого досліджуваного

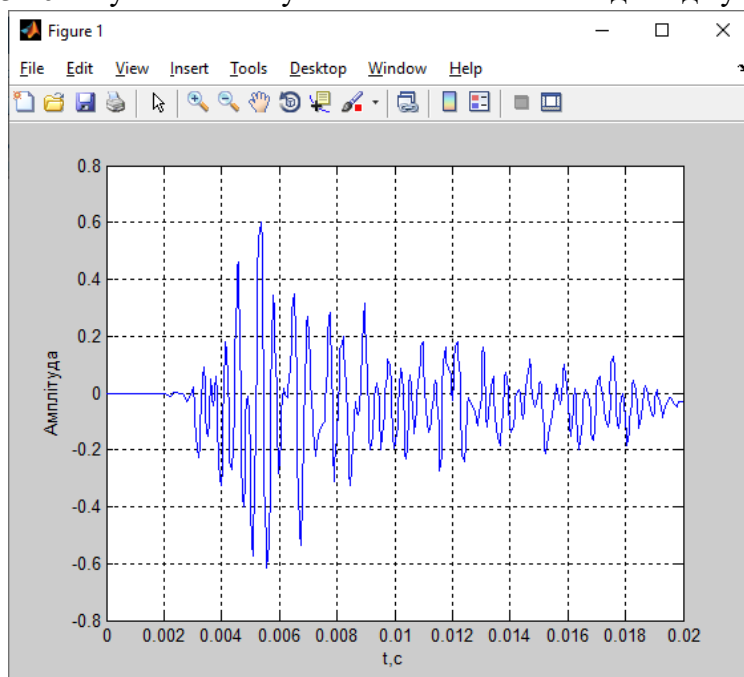


Рис. 3.27 Результат отоакустичної емісії в цифровому вигляді сьомого досліджуваного

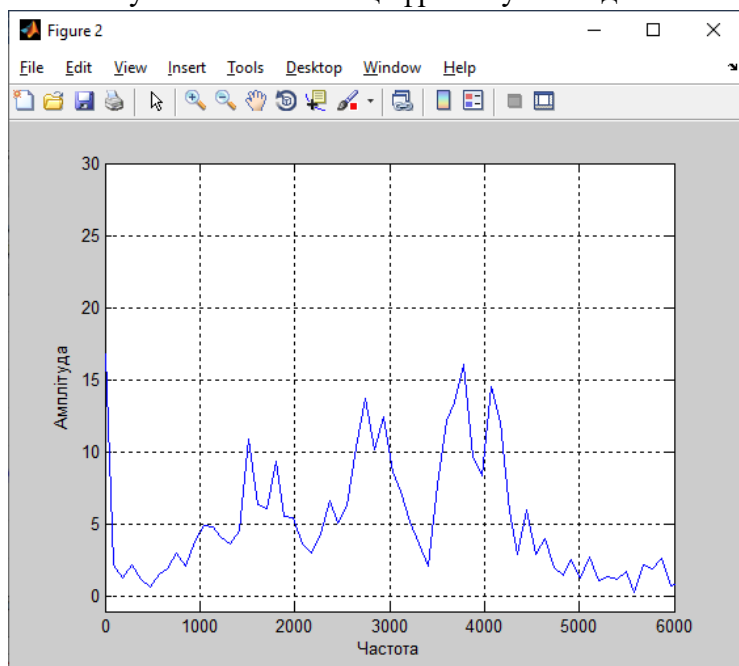


Рис. 3.28 Спектр отоакустичної емісії сьомого досліджуваного

Табл. 3.1 Резонансні частоти першого досліджуваного

f, Гц	590	1080	1375	1571	1866	2161	2357	2848	3045	3536	3929	4223	4420
A	3,65	3,84	6,73	7,85	6,91	8,95	5,3	4,04	4,9	3,55	2,28	1,41	1,28

Табл. 3.2 Резонансні частоти другого досліджуваного

f, Гц	1195	1434	2151	2868	4183
A	3,33	5,32	5,15	6,07	3,47

Табл. 3.3 Резонансні частоти третього досліджуваного

f, Гц	1310	1528	1965	2292	2620	3930
A	6,47	5,2	5,18	4,15	6,67	3,25

Табл. 3.4 Резонансні частоти четвертого досліджуваного

f, Гц	865	1729	2224	2594	2965	3212	3459	4200
A	4,3	6,36	6,03	5,61	3,6	3,26	2,31	2,33

Табл. 3.5 Резонансні частоти п'ятого досліджуваного

f, Гц	579	1241	1820	2482	2896	3227	3558	3723	4220	4882	5047	5544
A	10,46	13,7	19,25	17,66	19,37	21,03	26,65	24,2	28,76	35,84	33,6	42,73

Табл. 3.6 Резонансні частоти шостого досліджуваного

f, Гц	602	1005	1306	1708	1909	2110	2813	3315	4018	4521	4922
A	5,88	7,73	12,15	11,71	17,5	20,62	9,63	9,2	11,5	8,02	5,32

Табл. 3.7 Резонансні частоти сьомого досліджуваного

f, Гц	1514	1798	2744	2934	3785	4069
A	10,88	9,38	1371	12,45	16,07	14,5

Отримані резонансні частоти порівнянні з резонансними частотами всієї слухової системи. З семи людей у трьох з невеликою різницею частоти співпадають, вони лежать в межах [1005Гц-1080Гц], [1241Гц-1375Гц], [1820Гц-1965Гц], [2848Гц-2896Гц], [4220Гц-4223Гц]. В результаті зроблено висновок, що в даних досліджуваних слуховасистема знаходиться в нормальному стані. В трьох досліджуваних встановлено відхилення резонансної частоти від норми, а у одного досліджуваного відхилення від норми на всіх частотах.

РОЗДІЛ 4

РОЗРОБКА СТАРТАП-ПРОЕКТУ

Метою розділу є ознайомлення з ідеєю стартап-проекту та її аналізом ринкових можливостей, маркетингової програми та ринкової стратегії.

4.1. Опис ідеї проекту

3D модель середнього вуха людини для вирішення проблем та різних видів патологій – такий проект буде дуже корисним для України та світу, за допомогою цього проекту можна буде вирішувати деяку кількість проблем які зв’язані з захворюваннями та патологіями середнього вуха. В проекті реалізована схожа модель барабанної перетинки та слухових кісточок.

Далі послідовно проаналізовано та подано у вигляді таблиць: зміст ідеї, можливі напрямки застосування, основні переваги, які може отримати користувач товару та чим проект відрізняється від існуючих аналогів та замінників.

Таблиця 4.1. Опис ідеї стартап-проекту

Зміст ідеї	Напрямки застосування	Переваги для користувача
3D модель середнього вуха людини	Хірургія	Заміна кісточок, матеріалами які підходять для людини
	Діагностика	Діагностика на різні види паталогій
	Сопроцесор для вбудованих систем	Прискорення операцій, які використовують хеш-функцію Curl

В табл. 4.1 наведені основні напрямки використання запропонованої моделі. 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 ідеї проекту

Таблиця 4.2. Технологічна здійсненність ідеї проекту

№ п. /п	Ідея проекту	Технології реалізації ідеї	Наявність технологій	Доступність технологій
1.	Створення моделі вуха	Використання програми ANSYS для обчислення	Наявна	Платна, доступна
2.	Проведення тестів	Звуковий тиск який діє на барабанну перетинку	Наявна	Платна, доступна
Обрана технологія реалізації ідеї проекту: за основу необхідно взяти перший пункт, так як він є інноваційним і його використання дозволить продукту більше виділятись на ринку відносно конкурентів.				

4.3. Аналіз ринкових можливостей запуску стартап-проекту

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 пристрою.

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 пристрою	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.	Нецікавість 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

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

Продовження таблиці 4.6. Фактори можливостей

№ п. /п	Фактор	Зміст можливості	Можлива реакція компанії
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 IOTA 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

№	Фактор	Обґрунтування (наведення чинників, що роблять фактор для порівняння)
п	конкурентоспроможності	

/п		
1	Собівартість	Низька собівартість – більша доступність кінцевого пристрою
2	Продуктивність	Більша продуктивність в порівнянні з конкурентами

Продовження таблиці 4.9. Обґрунтування факторів конкурентоспроможності

М п /п	Фактор конкурентоспроможності	Обґрунтування (наведення чинників, що роблять фактор для порівняння)
3	Надійність	Збільшення продуктивності продукту збільшує її надійність

Підвищення продуктивності завдяки введення паралельного розрахунку хеш-алгоритму Curl є доволі сильною стороною приладу, що в свою чергу збільшує його надійність, що є також сильною стороною приладу. Також низька собівартість робить прилад більш конкурентоспроможним.

Таблиця 4.10. Порівняльний аналіз сильних та слабких сторін проекту

М 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.

SWOT-аналіз стартап-проекту: сильними сторонами продукту можна вважати низьку собівартість, високу продуктивність та надійність; слабкими сторонами є відносно високе енергоспоживання та не достатньо компактний корпус; можливо здійснити вихід на міжнародний ринок та збільшення попиту; серед загроз проекту можна вважати конкуренцію, економічну та політичну нестабільності.

Таблиця 4.11. Альтернативи ринкового впровадження стартап-проекту

№ п /п	Альтернатива (орієнтований комплекс заходів) ринкової поведінки	Ймовірність отримання ресурсів	Строки реалізації
1.	Максимізація власного виграшу (індивідуалізм)	Середня	15 місяців
2.	Максимізація спільного виграшу (кооперація)	Висока	18 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.

4.4. Розроблення ринкової стратегії проекту

Таблиця 4.12. Вибір цільових груп потенційних споживачів

№ п /п	Опис профілю цільової	Готовність споживачів	Орієнтований попит в межах	Інтенсивність конкуренції в	Просто та входу у сегмент
--------------	-----------------------	-----------------------	----------------------------	-----------------------------	---------------------------

	групи потенційних клієнтів	сприйняти продукт	цільової групи (сегменту)	сегменті	
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 4.13. Визначення базової стратегії розвитку

Л п /п	Обрана альтернатива розвитку проекту	Стратегія охоплення ринку	Ключові конкурентос- проможні позиції до обраної альтернативи	Базова стратегія розвитку
1.	Індивідуалізм	Стратегія недиференці- йованого маркетингу	Адаптація до вимог ринку використа ння новацій	Стратегія спеціалізації

Через існування на ринку більш сильних та розкручених гравців було обрано стратегію розвитку – спеціалізація.

Таблиця 4.14. Визначення новизни проекту

Л п	Чи є проект «першопрохідцем»	Чи буде компанія шукати	Чи буде компанія	Стратегі я конку-
--------	---------------------------------	----------------------------	---------------------	----------------------

/п	на ринку?	нових споживачів, або забирати існуючих у конкурентів?	копіювати основні характеристики товару конкурента, і які?	рентної поведінки
1	Не є першопрохідцем на ринку	Буде як шукати нових споживачів, так і забирати вже існуючих	Компанія не буде копіювати основні характеристики конкурента	Стратегія виклику лідера

Оскільки на ринку вже є проекти-конкуренти, компанія може обрати стратегію виклику лідера, так як проект має переваги.

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 сформувати комплексну позицію власного проекту
1	Продуктивність	Стратегія спеціалізації	Продуктивна	Висока швидкодія роботи
2	Надійність	Стратегія спеціалізації	Якість	Висока надійність роботи

Як зазначалось раніше, збільшення продуктивності збільшує і надійність системи, що повинно викликати довіру до продукту у споживачів.

4.5. Розроблення 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. Опис трьох рівнів моделі товару

Рівні товару	Сутність та складові		
I. Товар за задумом	Пристрій дає змогу втілити повноцінний продукт в реальне життя за рахунок швидкої та надійної системи комунікації		
II. Товар у реальному виконанні	Властивості/характеристики	М/Нм	Вр/Тх
	Швидкодія	1325000	/Тл/Е/Ор
	Вартість	0 hash/sec	Тх
		10	Тх
Якість: стандарт вологозахисту IPx8			
Пакування: прилад, блок живлення, USB-кабель, документація користувача та гарантійний талон			
Марка: назва організації-розробника – IoT development group, назва товару – IoT accelerator			

ІІІ. Товар із підкріпленням	До продажу – комплектація, яку вимагає замовник, установка.
	Після продажу – сервіс, гарантій, сервісне обслуговування
Товар захищатиметься шляхом його патентування	

Шляхом патентування товару створюється захист від його копіювання. Також закладені характеристики на другому рівні товару роблять його досить унікальним та конкурентоспроможним.

Таблиця 4.18. Визначення меж встановлення ціни

Л п /п	Рівень цін на товари замітники	Рівень цін на товари-аналоги	Рівень доходів цільової групи споживачів	Верхня та нижня межі встановлення ціни на товар/послугу
1	500-1500 у.о	400-1000 у.о	3000-5000 у.о.	500-1000 у.о.

Обрано середню категорію цін, адже занадто велика ціна відлякує споживачів, проте занадто низька ціна може навести на думку, що товар не є належної якості.

Таблиця 4.19. Формування системи збуту

Л 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. Саме тому було обрано нульовий рівень глибини каналу збуту та пряму систему збуту.

Таблиця 4.20. 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.	Розвиток технологій спонукає споживача до оновлення власних використовуваних систем	Реклама SMM Відео-інструкції по використанню товару на ресурсі youtube.com	Висока продуктивність та надійність Легкість у встановленні та використанні	Донести можливість полегшення повсякденного життя та виробничих процесів	Демонстрація можливостей даної системи та принцип її використання

Маркетингова кампанія відбувається за рахунок соціальних мереж та цільових рекламних кампаніях. Метою даних оголошень є донести усі перспективи та можливості даної системи для користувача.

Висновки до розділу 4.

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 не дає можливість переваги над конкурентом.

Після цього було проведено аналіз усіх аспектів ринку. Даний аналіз показав, що імплементація проекту можлива в реальних умовах, проте слід враховувати, що на ринку вже існують гравці з досить високою репутацією, що може зіграти негативну роль у впровадженні проекту. Для уникнення провалу проекту, потрібно провести потужну рекламну кампанію, в якій донести до споживача усі переваги даного проекту, та необхідність обрати саме запропонований продукт.

Висновки

В роботі зроблено огляд моделей середнього та внутрішнього вуха людини. Проведено моделювання системи середнього вуха за допомогою двоконтурної еквівалентної електро-механічної схеми, згідно якої перша резонансна частота складає приблизно 900Гц, а друга 2600Гц.

За допомогою загальної еквівалентної електричної схеми середнього та внутрішнього вуха людини проведено моделювання в системі Multisim, в результаті чого визначені резонансні частоти всієї слухової системи людини: 1000Гц, 1310Гц, 1900Гц, 2880Гц, 4210Гц, 6450Гц.

Проведено експериментальне дослідження результатів багаточастотної акустичної імпедансометрії. Акустична імпедансометрія, як відомо характеризує стан тільки середнього вуха людини. Тому порівнянні результати, розраховані за допомогою Matlab, значень двох перших резонансних частот середнього вуха зі значеннями отриманими з тимпанограм. Отримано гарний збіг результатів.

Проведено також експериментальне дослідження практичних результатів отоакустичної емісії семи людей та визначено їх резонансні частоти та порівняно з резонансними частотами всієї слухової системи людини. З семи людей у трьох з невеликою різницею частоти співпадають, вони лежать в межах [1005Гц-1080Гц], [1241Гц-1375Гц], [1820Гц-1965Гц], [2848Гц-2896Гц], [4220Гц-4223Гц]. В результаті зроблено висновок, що в даних досліджуваних слуховасистема знаходиться в нормальному стані. В трьох досліджуваних встановлено відхилення резонансної частоти від норми, а у одного досліджуваного відхилення від норми на всіх частотах.

Запропонована методика визначення резонансних частот слухової системи за допомогою широкоживаних в отологічній практиці медичних приладів, а саме в акустичних імпедансометрів та приладів реєстрації отоакустичної емісії, розширює їх діагностичні можливості. Самі значення резонансних частот можуть слугувати додатковим діагностичним параметром стану як середнього так і внутрішнього вуха людини так і всієї слухової системи.

Література

1. Фланаган Дж.Л. Анализ, синтез и восприятие речи: Пер. с англ./ Под ред. А.А. Пирогова. – М.: Связь, 1968. – 394 с.
2. Сиберт У. Преобразование стимула в периферической слуховой системе// Распознавание образов: Пер. с англ. – М: Мир, 1970. – С.134 – 169.
3. Богословская Л.С., Солнцева Г.М. Слуховая система млекопитающих. – М.: Наука, 1979. – С.7 – 47.
4. Гельфанд А. С. Слух: введение в психологическую и физиологическую акустику: Пер. с англ./ Под ред. О.К. Федоровой. – М.: Медицина, 1984. – 350 с.
5. Цвикер Э., Фельдкеллер Р. Ухо как приемник информации / Пер. с немец. Под ред. Б.Г. Белкина. М.: Связь, 1971. С.255.
6. Абакумов В.Г., Рибін О.І., Сватош Й. Біомедичні сигнали. Генезис, обробка, моніторинг. – К.: Нора-прінт, 2001. – 516 с.
7. Шупляков В.С. Колебательные свойства структур улитки внутреннего уха// Анализ сигналов на периферии слуховой системы. – Л.: Наука. – 1981. – С.5 – 35.
8. http://www.bio.bsu.by/phha/htmls/20/20_text.htm#bbb.
9. Таварткиладзе Г.А., Гвелесиани Т.Г., Загорянская М.Е., Румянцева М.Г. Диагностика нарушенной слуховой функции у детей первого года жизни. – М.: Полиграф сервис. – 2001. – 23 с.
10. Лисенко О.М. Сучасні методи та засоби дослідження слуху людини. – К.: КВІЦ, 2002. – 176 с.
11. Лисовский В.А., Елисеев В.А. Слуховые приборы и аппараты. – М.: Радио и связь, 1991. – 192 с.
12. Соколов Ю.К., Соколова О.В. Американська аудіологія – добрий приклад для України// Аудіологічний вісник. – 1997.Т.18, №2.

13. Альтман Я.А., Таварткиладзе Г.А. Руководство по аудиологии. – М.: ДМК Пресс, 2003. – 360 с.
14. Пальчун В.Т., Левина Ю.В., Мельников О.А. Отоакустическая эмиссия: исследование нормы// Вестник оториноларингологии. – 1999. - №1. – С.5-9.
15. Храбриков А.Н. Критерии оценки задержанной вызванной отоакустической эмиссии// Вестник оториноларингологии. – 2000. - №6. – С.43-45.
16. Базаров В.Г., Лисовский В.А., Мороз Б.С., Токарев О.П. Основы аудиологии и слухопротезирования. – М.: Медицина, 1984. – 256 с.
17. Найда С.А. Формула середнього вуха людини в нормі. Відбивання звуку від барабанної перетинки// Акустичний вістник. – 2002. - №3. – С.46-51.
18. Найда С.А. Частотные характеристики коэффициента усиления звукового давления слуховыми косточками и акустического рефлекса.// Электроника и связь. – 2003. - №19. – С.11-16.
19. Найда С.А. Математическая модель среднего уха человека// Электроника и связь. – 2002. - №15. – С.49-50.
20. Gyo K., Aritomo H. and Goode R.L. Measurement of ossicular vibration ratio in human temporal bones by use of a video measuring system// Acta Otolaringol. – 1987. – V.103. – P.87-95.
21. Takuji Koike, Hiroshi Wada, Toshimitsu Kobayashi. Modeling of the human middle ear using the finite-element method// JASA. – 2002. – V.111, №3. – P.1306-1317.
22. Левина Ю.В., Иванец И.В. Диагностическое значение определения резонансной частоты среднего уха// Вестник оториноларингологии. – 2002. - №2. – С.11 – 13.
23. Вахитов Я.Ш. Теоретические основы электроакустики и электроакустическая аппаратура. – М.: Искусство, 1982. – 415 с., ил.

24. Алдошина И. Основы психоакустики. Часть 17. Слух и речь. Часть 1// Звукорежиссер, 2002, №1.
25. Алдошина И. Основы психоакустики. Часть 17. Слух и речь. Часть 2// Звукорежиссер, 2002, №3.
26. Найда С.А. О генетической связи между формантами звука «а» и резонансной частотой среднего уха в норме.// Электроника и связь. – 2003. - №17. – С.7-11.
27. Стефанова И.А. Аппроксимация основных характеристик слухового анализатора// Акустический журнал. – 2003. - №2. – С.245 – 249.
28. Найда С.А. Отоакустическая эмиссия – импульсная функция уха; ключ к оптимальному кодированию звука в улитковом имплантате// Доповіді національної академії наук України. – 2005. - №5. – С.174 – 180.
29. J. Acoust. Soc. Am., Vol. 114, No. 2, August 2003
30. Ефимов А.П., Никонов А.В., Сапожков М.А., Шоров В.И. Акустика. Справочник., 2-е издание. Москва “Радио и связь”, 1989 – 333с.
31. О.О. Ріга. Рекомендації стосовно скринінгу і моніторингу слуху в новонароджених та дітей раннього віку. // Неонатологія, хірургія та перинатальна медицина.- Т.V, №3(17), 2015.
32. Паренюк ДВ, Руденька КЛ, Дідковський ВС, Найда СА, Тімен ГЕ. Дослідження можливості застосування отоакустичної емісії для реєстрації медикаментозного впливу на слуховий канал морських свинок. Акустичні прилади та системи. 2018.
33. Антонюк О.О. Проблеми використання неінвазивних сенсорів для імпедансометрії біологічних об'єктів / О.О. Антонюк, Є.В. Походило // Вимірювання, контроль та діагностика в технічних системах: тези доповідей III Міжн. наук. конф., (27-29 жовтня 2015 р., м. Вінниця) – Вінниця, 2015.

34. Антонюк О. Розвиток методу біоімпедансометрії та засобів його реалізації / О.О. Антонюк, Є. В. Походило // Technical Using of Measurement – 2016.