

УДК 534.77

**С.А. Найда** д-р. техн. наук, **Н.В. Богданова** канд. техн. наук, **О.В. Ковальова**  
Національний технічний університет України "Київський політехнічний інститут",  
вул. Політехнічна, 16, корпус 12, м. Київ, 03056, Україна.

## Підбір імплантатів для заміни слухових кісточок людини на основі моделі зв'язаних контурів

*У роботі, на основі моделі зв'язаних контурів, вирішується актуальна у пластичній хірургії ЛОР-органів проблема індивідуального підбору матеріалу для заміщення слухових кісточок середнього вуха людини. Бібл. 4, рис. 3, табл. 2.*

**Ключевые слова:** *середнє вухо людини, зв'язані контури, параметр норми, осикикулярний протез.*

### Вступ

На фоні сучасних досягнень оториноларингології на сьогоднішній день хронічний гнійний середній отит (ХГСО) досить часто зустрічається в практиці. Статистичні дані свідчать, що частота захворюваності населення на ХГСО становить від 8,4 до 24 випадків на 1000 осіб.

Не дивлячись на своєчасну санацію верхніх дихальних шляхів, своєчасне і вірне лікування гострого середнього отиту, лікування ХГСО залишається проблематичним. Оскільки ХГСО буває причиною приглухуватості, глухоти і внутрішньочерепних ускладнень, важливого значення набуває проблема освоєння і вдосконалення тимпанопластики – операції, яка має лікувально-профілактичне та соціальне спрямування. Ця операція є найбільш ефективною у порівнянні з результатами консервативних методів лікування та сануючих операцій, тому що дозволяє впливати на осередок хронічного запалення у середньому вусі, попереджати виникнення внутрішньочерепного ускладнення, поліпшувати або зберігати слух.

Прогрес слухополіпшуючої хірургії зумовлений декількома факторами [1]. Один з них – розвиток галузей науки і техніки, що забезпечує отохірургію сучасною оптичною апаратурою, інструментарієм та озброюють її новими знаннями з фізіології звукопровідного апарата середнього вуха. Інший потужний фактор розвитку мікрохірургії вуха – соціальна значимість проблеми туговухості та глухоти в сучасному суспільстві зі швидкими темпами розвитку таких галузей народного господарства, як радіо, телебачення, транспорт та інше.

На сьогоднішній час у пластичній хірургії гостро поставлено питання вибору оптимального матеріалу для заміщення втрачених структур вуха людини. Невеликий об'єм пересаджуваних тканин дозволяє використовувати як пластичний матеріал аутоканини реципієнта, брешо- та алогенні тканини, ксенотрансплантати та різні полімери. Метою даної роботи є розробка та перевірка алгоритму підбору матеріалів імплантатів.

Матеріали для виготовлення імплантатів

Осикикулярні протези є імплантатами для часткової або повної заміни слухових кісточок з метою відновлення провідної системи середнього вуха. Для виготовлення протезів використовуються різноманітні біозамінні матеріали, серед яких багатокомірковий поліетилен (ASTMF 755), політетрафторетиленовий полімер PTFE (ASTMF 754), платина і нержавіюча сталь (AMSTF 138), CAPSEL (гідроксилапатит) і OTOCEL [2].

Після хірургічної імплантації в середнє вухо протез, як індивідуальний замітник коваделка, молоточка, стремінця або усього кісткового ланцюжка, сприяє механічній трансформації звукової енергії від барабанної перетинки до овального вікна завитка. Механізм трансформації, обумовлений протезом, аналогічний механізму трансформації природніх кісточок середнього вуха.

Деякі матеріали для виготовлення осикикулярних протезів характеризуються наступними параметрами (табл.1):

**Таблиця 1. Параметри осикикулярних протезів**

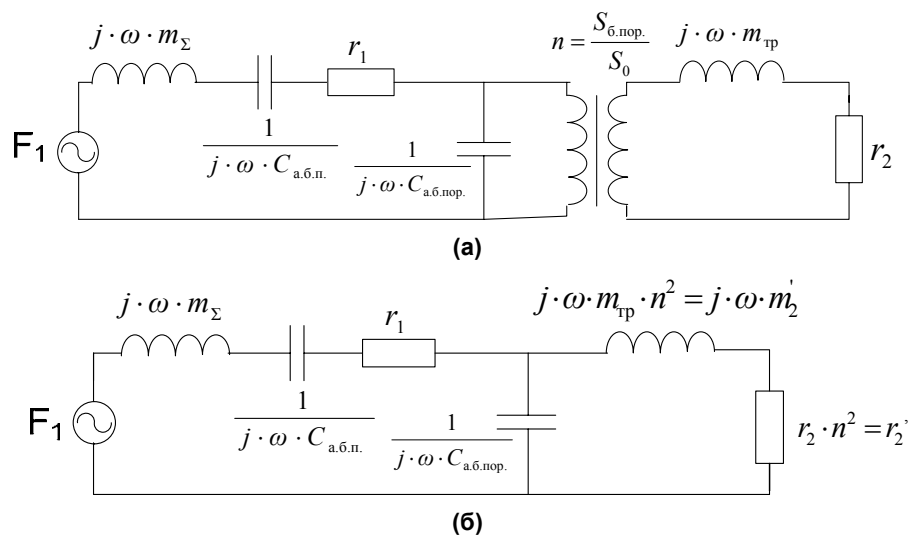
Матеріал для виготовлення осикикулярних трансплантатів	Модуль жорсткості матеріалу
Поліетилен	$E = 2,3 \cdot 10^9$ Па
Кераміка Арасерат фірми „Pentox”	$E = 49,9 \cdot 10^9$ Па
Хрящ вушної раковини	$E = 1,76 \cdot 10^9$ Па
Слухова кісточка людини (коваделка)	$E = 10,51 \cdot 10^9$ Па

**Модель середнього вуха людини на основі зв'язаних контурів**

Середнє вуха людини є складною механо-акустичною системою. Її механічна частина утворена барабанною перетинкою і прикріпленим до неї послідовним ланцюгом слухових кісточок: молоточка, коваделка та стремінця. Акустична частина утворена барабанною порожниною і слуховою трубою, яка з'єднує порожнину з зовнішнім повітрям.

Для аналізу коливань барабанної перетинки вуха скористаємось випробованим в електроакустиці методом електромеханічних аналогій [3]. В його основі лежить подібність рівнянь, які описують електричні і механічні явища. При цьому електричним величинам: напрузі, ємності, індуктивності, активному опору, відповідають механічні: сила, гнучкість, маса, активний механічний опір. Одержані таким чином повна і приведена електромеханічні схеми

показані на рис.1 [4], де  $S_{б.п.}$ ,  $S_{б.пор.}$  і  $S_0$  – площа барабанної перетинки, барабанної порожнини і отвору із барабанної порожнини в евстахієву трубу відповідно;  $r_1$  – опір втрат внаслідок передачі звукової енергії через ланцюг звукових кісточок у внутрішнє вуха;  $r_2$  – опір втрат повітря, що коливається, на тертя об стінки евстахієвої труби;  $m_{тр.}$  – маса повітря, що рухається як єдине ціле, в евстахієвій трубі;  $m_{\Sigma}$  – сумарна маса кісточок і барабанної перетинки;  $C_{а.б.пор.}$ ,  $C_{а.б.п.}$  – акустичні гнучкості барабанної порожнини і перетинки відповідно. Суттєво при цьому, що розміри елементів акустичної системи малі порівняно з довжиною звукової хвилі, а відношення  $S_{б.п.} / S_0 \cong 2,3 > 2$ . При зворотній нерівності акустичний контур треба було б замінити схемою симетричного або несиметричного чотириполюсників.



**Рис. 1. Повна (а) і приведена (б) еквівалентна схема середнього вуха людини**

Як видно з рис.1, приведена еквівалентна схема являє собою два зв'язаних контури. Спільним елементом для них (елементом зв'язку) є барабанна порожнина. При цьому маса кісточок, гнучкість барабанної перетинки і барабанної порожнини, та активна складова акустичного опору створюють послідовний резонансний контур, а гнучкість барабанної порожнини і еквівалентна маса повітря в слуховій трубі – паралельний контур. Особливістю зв'язаної системи вуха є те, що поглинання енергії звука відбувається в тому ж контурі (барабанної перетинки), в який вона і вводиться. Функція другого контуру в цьому випадку зводиться до розширення смуги пропускання вуха.

В теорії електричних зв'язаних ланцюгів безрозмірним параметром, який характеризує систему, є так званий фактор зв'язку:

$$A = k_{зв.} \cdot Q, \tag{1}$$

де  $k_{зв.}$  – коефіцієнт зв'язку, а  $Q$  – добротність системи.

Значення  $A = 1$  є оптимальним для одержання максимальної ширини смуги. Із теорії електричних ланцюгів, зв'язаних через ємність у випадку, коли ємність в другому контурі нескінчена ( $1/(\omega \cdot C_2) = 0$ ), після заміни ємностей на гнучкості одержимо:

$$k_{зв} = 1 / (1 = V_{б.пор.} / V_{б.п.})^{1/2}, \tag{2}$$

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

$$V_{б.пор.} = \rho c_0^2 C_{а.б.пор.}, \quad V_{б.п.} = \rho c_0^2 C_{а.б.п.} \quad (3)$$

Добротність механічної частини коливальної системи (першого контуру):

$$Q_{б.п.} = \frac{\omega_p m_\Sigma}{r_1} = \frac{1}{\omega_p C_{а.б.п.} r_1}, \quad (4)$$

де  $\omega_p$  - її резонансна частота.

Через велику різницю парціальних частот:

$$\omega_p = 1 / \sqrt{m_\Sigma C_{а.б.п.}}, \quad (5)$$

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

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

$$Z_a = \sqrt{r_1^2 + (\omega \cdot m_\Sigma - 1 / (\omega \cdot C_{а.б.п.}))^2} = \rho c_0^2 / (\omega \cdot V_{екв.}) \quad (7)$$

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

Після підстановки виразів (2-6) в (1) одержимо формулу для параметра норми середнього вуха людини:

$$A = \frac{V_{екв.}(\omega_p)}{V_{б.п.}} \cdot \frac{1}{(1 + V_{б.пор.} / V_{б.п.})^{1/2}} \quad (8)$$

Формула для параметра норми зв'язує в один діагностичний параметр, так званий фактор зв'язку  $A$ , всі параметри коливальної системи вуха.

Патологічні процеси в середнім вусі найчастіше виявляються в зміні акустичної маси.

Численні дослідження імпедансу в осіб з різними захворюваннями середнього вуха показали, що за допомогою виміру абсолютних значень імпедансу або акустичної провідності можна досить вірогідно виявити, принаймні, два ви-

ди патології середнього вуха. Перший – це фіксація ланцюга слухових кісточок, наприклад, оторосклероз. Оторосклероз істотно підвищує, порівнянні з нормою, величину як реактивного, так і активного імпедансу.

При розриві ланцюга кісточок значення імпедансу знижуються.

Підвищення значення імпедансу середнього вуха спостерігається також при гнійних захворюваннях середнього вуха, стовщеної або рубцово-зміненої барабанної перетинки, наявності рідкого вмісту в барабанній порожнині, а також із втягненням барабанної перетинки.

Для імпедансометрії найчастіше використовують частоти: 200, 275, 660 і 1000Гц, реєструючи величину зміни абсолютних значень імпедансу при патології органа слуху в порівнянні з імпедансом нормального вуха.

Слід зазначити, що істотним недоліком цих вимірів є значна міжіндивідуальна варіабельність величин, що реєструються. У зв'язку з цим найбільшу інформативність представляють результати порівняння даних вимірів імпедансу середнього вуха для зовсім однакових умов.

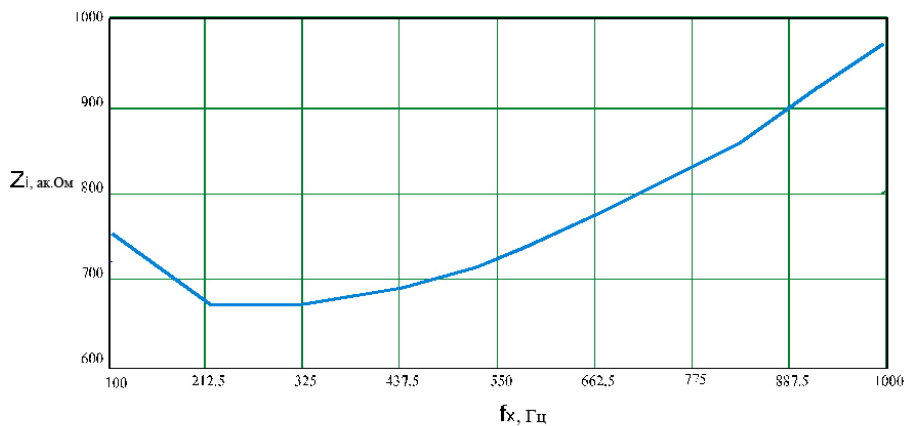
### Алгоритм підбору імплантатів

До поліпшення слуху може привести тимпанопластика - операція по видаленню слухових кісточок із заміною останніх на протези. Проблема при цьому виникає при підборі матеріалу імплантатів (протезів) у силу різних фізіологічних особливостей людей, а також зміненої в процесі операції барабанної перетинки.

Наведемо алгоритм, що знімає проблему індивідуального підбору матеріалу протезу:

1. Проводиться певна кількість досліджень імпедансу реактансним імпедансометром у людей без істотного розладу слуху, та отримані результати усереднюються.

2. Визначаються параметри  $m_\Sigma$  і  $C_{а.б.п.}$ . За формулою (7) будується залежність імпедансу середнього вуха здорової людини від частоти (рис. 2).



**Рис. 2. Графік частотної залежності імпедансу середнього вуха здорової людини**

3. Вимірюється імпеданс середнього вуха, в тих же людей, багаточастотним імпедансометром і визначаємо  $C_{a.б.п.}$  та  $r_1$  за формулами (3) та (7).

4. Після проведення в групі хворих першого етапу операції (видалення звукових кісточок) і загоєння проводиться другий етап операції (вживлення протезів), причому кожний з відомих імплантатів може бути використаний. Далі проводиться вимірювання імпедансу вже з протезами. Знаючи отримане значення реактанса і методом, описаним у пункті 1 для кожного матеріалу, знаходимо значення  $m_{\Sigma}$ . Очевидно, що воно не буде залежати від конкретного хворого.

У такий спосіб можна одержати значення  $m_{\Sigma}$  для трьох матеріалів (табл.2).

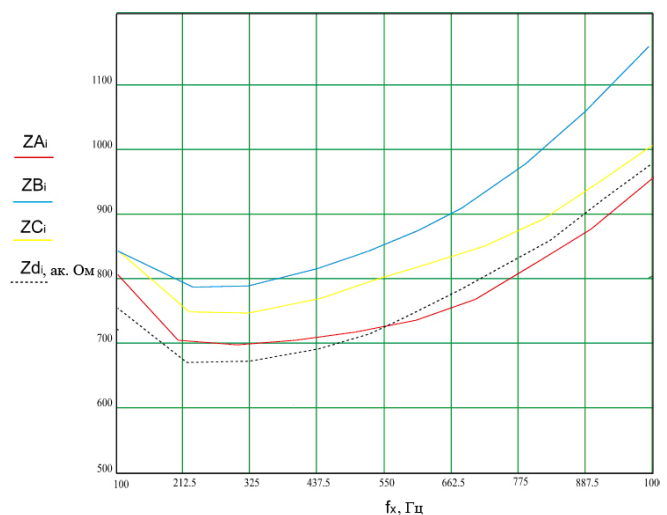
**Таблиця 2. Значення акустичної маси для матеріалів імплантатів**

Матеріали імплантантов	$m_{\Sigma}, e$
Поліетилен	0,0736
Кераміка Арасерат фірми „Pentox”	0,1667
Хрящ вушної раковини	0,0935

У наслідку виявлення патологій слухових кісточок у людини необхідний наступний алгоритм:

- після проведення першого етапу операції проводиться вимірювання імпедансу середнього вуха цього хворого, визначається значення  $r_1$ ;
- варіюючи значеннями  $m_{\Sigma}$  для усіх матеріалів імплантатів з табл. 2, підставляючи при цьому у вираз для імпедансу (7) значення  $C_{a.б.п.}$  для здорової людини, визначаємо значення імпедансу, та знаходимо

найбільш наближену криву до імпедансної кривої здорової людини (рис. 3).



**Рис. 3. Графік зображення співставлення імпедансів, отриманих з використанням різних матеріалів з імпедансом здорового вуха людини**

Очевидно, що у даному випадку пацієнтові рекомендується імпантувати протез з поліетилену (співпадають дві нижні криві: пунктирна крива – протез з поліетилену, суцільна крива – середнє вуха людини у нормі).

**Висновки**

В роботі для вирішення задачі підбору матеріалів імплантатів було використано математичну модель середнього вуха людини в нормі, побудовану на основі метода електромеханічних аналогій.

Було проведено ряд досліджень, що підтверджують достовірність і практичну користь запропонованого алгоритму підбору матеріалів осиккулярних протезів.

**Список використаних джерел**

1. *Бернар Арс* (перевод Борисенко О.Н.). Тимпанопластика с применением тимпано-оссикулярного аллотрансплантата // Журнал ушных, носовых і горлових хвороб. – 2003. - № 1. –С.61-68.
2. *Педаченко А.Е., Сушко Ю.О., Борисенко О.М., Мелешко М.А., Найда С.А.* Деякі акустичні характеристики слухових кісточок з матеріалів різного походження // Трансплантологія. -2000. -№1. -Т.1. –С.224-226.
3. *Вахитов Я.Ш.* Теоретические основы электроакустики и электроакустическая аппаратура. - М.: Искусство, 1982. - 415 с.
4. *Найда С.А.* Формула середнього вуха людини в нормі. Відбивання звуку від барабанної перетинки // Акустичний вісник.-2002.-№ 3.- С.46-51.

Поступила в редакцію 11 юня 2014 г.

УДК 534.77

**С.А. Найда** д-р. техн. наук, **Н.В. Богданова** канд. техн. наук, **О.В. Ковалева**

Национальный технический университет Украины "Киевский политехнический институт",  
ул. Политехническая, 16, корпус 12, г. Киев, 03056, Украина.

## **Подбор имплантатов для замены слуховых косточек человека на основе модели связанных контуров**

*В работе, на основе модели связанных контуров, решается актуальная в пластической хирургии ЛОР-органов проблема индивидуального подбора материала для замещения слуховых косточек среднего уха человека. Библи. 4, рис. 3, табл. 2.*

**Ключевые слова:** среднее ухо человека, связанные контуры, параметр нормы, оссикулярный протез.

UDC 534.77

**S.A. Naida**, Dr.Sc., **N.V. Bogdanova**, Ph.D., **O.V. Kovalova**

National Technical University of Ukraine "Kiev Polytechnic Institute",  
st. Polytechnique, 16, Kiev, 03056, Ukraine.

## **Selection of the implant to replace the human auditory ossicles based on the model coupled contours**

*In this work, based on the model of coupled circuits, decided actual plastic surgery ENT problem of individual selection of material to replace the auditory ossicles of the middle ear of man. Reference 8, figures 7, table 2.*

**Keywords:** human middle ear associated circuits, parameter rules osykulyarnyy prosthesis.

### **References**

1. *Bernard Ars* (translation Borisenko O.N.) (2003), "Tympanoplasty with using Timpano-ossikulyarnogo allograft". Journal of ear, nasal and throat diseases. Vol. 1, pp. 61 - 68. (Ukr)
2. *Pedachenko A.E., Sushko U.O., Borisenko O.M., Meleshko M.A., Naida S.A.* (2000), "Some acoustic characteristics of the auditory ossicles of materials of different origin". Transplantation. Vol.1, pp. 224 - 226. (Ukr)
3. *Vahitov J.S.* (1982) "Theoretical foundations of electro and electro-acoustic equipment". M., Arts. P. 415. (Rus)
4. *Naida S.A.* (2002), "The formula of the middle ear in normal man. Reflection of sound from the tympanic membrane". Acoustic visnyk. Vol 3, pp. 46 - 51. (Ukr)