

ПРИЛАДИ І СИСТЕМИ БІОМЕДИЧНИХ ТЕХНОЛОГІЙ

УДК 616.28

ДОСЛІДЖЕННЯ СПЕКТРАЛЬНОГО ВИМІРЮВАЛЬНОГО ПЕРЕТВОРЮВАЧА ІМПЕДАНСОМЕТРИЧНОГО КАНАЛУ АНАЛІЗАТОРА СЕРЕДНЬОГО ВУХА АУІ1

Лисенко О.М., Лебедев Д.Ю., Панасюк О.В., Національний технічний університет України "Київський політехнічний інститут", м. Київ, Україна

Стаття присвячена синтезу та моделюванню в середовищах Micro-Cap та MatLab спектрального вимірювального перетворювача, що входить до складу імпедансометричного каналу вітчизняної моделі аналізатора середнього вуха АУІ1

Вступ

Провідне місце при об'єктивних дослідженнях органа слуху людини на сьогодні належить акустичним вушним імпедансметрам (тобто аналізаторам середнього вуха), які реалізують відомий аудіологічний метод акустичної імпедансометрії [1 - 6] і складають окрему групу приладів серед засобів вимірювальної техніки медичного призначення [7 - 9].

Вимірюваною величиною у вищезгаданих засобах є повний акустичний іммітанс системи середнього вуха людини у вигляді повного акустичного опору Z_B (імпедансу) або повної акустичної провідності Y_B (адмітансу) або похідної цих величин, (зокрема, еквівалентного об'єму $V_{екв.}$), а також їх прирости, що виникають внаслідок примусової зміни відносного тиску повітря в герметично замкненому зовнішньому слуховому проході обстежуваного (процедура тимпанометрії) або при надходженні акустичних стимулів різної інтенсивності та частоти на досліджуване чи протилежне досліджуваному вухо (акустична рефлексометрія).

Проведено аналіз існуючих методів вимірювання акустичного іммітансу системи середнього вуха людини, що використовують відповідно постійними об'ємну швидкість V або звуковий тиск P зонduючого (вимірювального) тону в [7 - 9]. Там же розглянуто структури побудови та принцип дії стаціонарного та портативного аналізаторів середнього вуха, які реалізують зазначені методи вимірювання. При цьому на прикладі вимірювального тракту створеної в НТУУ "КПІ" вітчизняної моделі акустичного вушного імпедансметра АУІ1 детально проаналізовано [8] як вимірювальні перетворення, що здійснюються структурними ланками тракту, так і отримане рівняння вимірювання еквівалентного об'єму імпедансометричного засобу.

Одним з найбільш важливих завдань, що виконуються розглянутими компонентами структури імпедансметра, зокрема, його спектральним вимірювальним перетворювачем (СВП) при реалізації процедури вимірювання еквівалент-

ного об'єму є необхідність визначення сигналу вимірювального тону з частотою 226 Гц, притискання як стимулюючих сигналів з частотою 500 Гц та вище, так і різноманітних низькочастотних складових, обумовлених диханням, пульсом та рухом голови обстежуваного, а також можливим впливом перешкоджаючого сигналу з частотою мережі.

Застосування в якості СВП звичайного активного вузькосмугового фільтра з центральною частотою 226 Гц в даному випадку не вирішує зазначеного завдання, оскільки:

по-перше, діапазон можливого змінювання частоти генератора зонduючого тону імпедансметра складає (226 ± 6) Гц, в межах якого АЧХ фільтра повинна мати плоску вершину;

по-друге, наявність у обстежуваного акустичного рефлексу внутрішньовушних м'язів (АРВМ) під час надходження акустичного стимулу призводить до досить швидкого (~ 10 мс) змінювання акустичного імпедансу його системи середнього вуха, що викликає відповідне ступінчате змінювання звукового тиску P зонduючого тону на вході мікрофона імпедансометричного тракту і, як наслідок, стрибок амплітуди напруги змінного струму частотою 226 Гц на вході СВП, який повинен відтворити на своєму виході зміну форми вхідного зонduючого сигналу без викривлень.

Метою даної роботи є синтез та моделювання СВП, що входить до складу імпедансометричного тракту вітчизняної моделі АУІ1 аналізатора середнього вуха людини.

Слід зазначити, що структура імпедансометричного каналу АУІ1 реалізує метод опосередкованого вимірювання еквівалентного об'єму $V_{\text{екв.}}$ системи середнього вуха як похідного параметру шуканого акустичного імпедансу із попереднім перетворенням вимірюваного звукового тиску P в напругу U постійного струму, яка є проміжною величиною, зручною для автоматичного квантування з наступними перетвореннями в числовій формі. При цьому забезпечується робота джерела зонduючого тону в режимі генератора об'ємної швидкості V звукових коливань з частотою 226 Гц [8].

1 Визначення спектра зонduючого сигналу при наявності АРВМ

При ступінчатому змінюванні акустичного імпедансу Z_v системи середнього вуха із вказаною вище тривалістю фронту наростання, викликаного появою у обстежуваного акустичного рефлексу під час надходження іпсілатерального або контралатерального надпорогового акустичного стимулу, обвідна зонduючого сигналу на вході вузла СВП імпедансометричного тракту також буде змінюватися стрибком, наприклад, як показано на рис. 1. Такий сигнал можна розглядати як амплітудно-модульований з несучою частотою 226 Гц, що після проходження через СВП повинен зберегти приріст амплітуди зонduючого тону, одночасно здійснивши при цьому фільтрацію перешкоджаючих частотних компонентів, зазначених вище.

Тому в першу чергу необхідно визначити спектральний склад зонduючого сигналу такої форми (тобто при появі у обстежуваного АРВМ), що дозволить сформулювати вимоги до смуги пропускання СВП з урахуванням діапазонуможливого змінювання частоти зонduючого тону у вказаних вище межах.

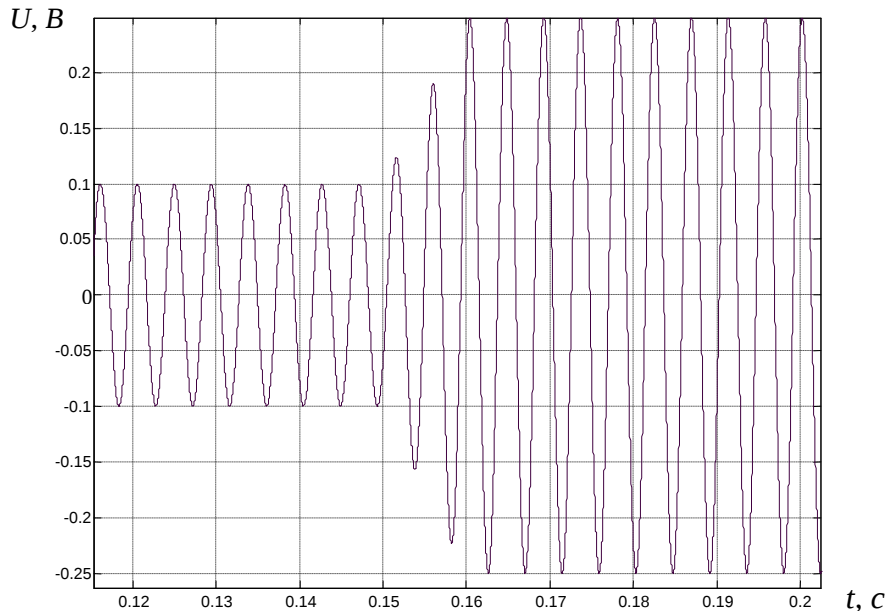


Рисунок 1 – Вхідний сигнал СВП при появі акустичного рефлексу

Вхідний сигнал СВП може бути описаний наступним чином:

$$U(t) = \left\{ \begin{array}{ll} A_1 \cdot \sin 2\pi f_0 t, & t \leq t_0; \\ \left[\frac{A_2 - A_1}{\Delta t} \cdot (t - t_0) + A_1 \right] \cdot \sin 2\pi f_0 t; & t_0 < t < t_1; \\ A_2 \cdot \sin 2\pi f_0 t, & t \geq t_1; \end{array} \right\}, \quad (1)$$

де A_1 , A_2 - амплітуди сигналу вимірювального тону відповідно до появи та після закінчення приросту акустичного рефлексу; Δt - тривалість фронту наростання сигналу (~ 10 мс); f_0 - частота вимірювального тону, що дорівнює (226 ± 6) Гц; t_0 , t_1 - моменти часу відповідно появи та закінчення приросту АРВМ.

Визначення функції спектральної щільності потужності або спектра $G(f)$ сигналу $U(t)$ може бути виконано на підставі відомого виразу [10]:

$$G(f) = \frac{2}{T} |F[U(t)]|^2,$$

де $F[U(t)]$ - швидке перетворення Фур'є послідовності $U(t)$, що задана на інтервалі часу довжиною T .

Одержана із застосуванням обчислювальних засобів оцінка спектра $G(f)$ сигналу наведена на рис. 2.

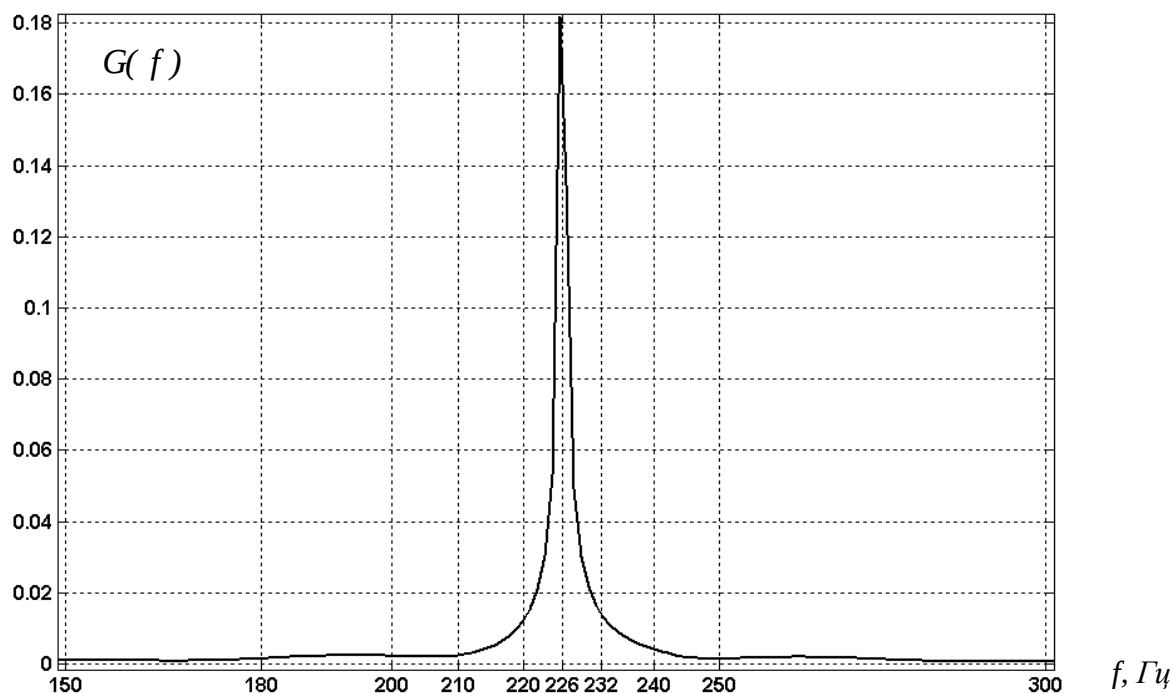


Рисунок 2 – Спектр вхідного сигналу СВП

Із отриманого результату випливає, що в спектрі вхідного сигналу СВП при тривалості стрибка його амплітуди 10 мс, окрім основної 226 Гц, є нові частотні складові в діапазоні принаймі від 180 до 270 Гц, тобто в межах смуги шириною 90 Гц. При цьому найбільш значимі спектральні компоненти займають діапазон від 210 до 243 Гц, що підтверджує зазначена вище теза про неефективність застосування як вузла СВП однієї ланки активного вузькосмугового фільтра з центральною частотою 226 Гц.

Для одержання на виході СВП неспотвореного вихідного сигналу АЧХ вузла в ідеальному випадку повинна мати принаймі в частотному діапазоні 210 - 243 Гц прямокутну форму, що, на жаль, не може бути реалізовано фізично.

Для наближення до ідеального рішення доцільним є використання відомого методу "розладжених контурів", сутність якого полягає у застосуванні декількох ланок послідовно включених активних вузькосмугових фільтрів, резонансні частоти кожного з яких дещо рознесено одна відносно іншої в робочому діапазоні 210 - 243 Гц [11]. Це дозволить одержати необхідну результуючу композиційну АЧХ СВП у вищевказаних межах з прийнятним наближенням форми до ідеальної.

2 Синтез спектрального вимірювального перетворювача

Отримані результати дозволяють встановити вимоги до смуги пропускання синтезованого вузла СВП, що повинна складати не менше 33 Гц в діапазоні 210 - 243 Гц, а нерівномірність АЧХ перетворювача у вказаних межах не повинна перевищувати $\pm 0,15$ дБ (що становить $\pm 1,7\%$ допустимої відносної похибки вимірювання еквівалентного об'єму $V_{екв.}$ системи середнього вуха). Коефіцієнт підсилення вузла в межах вказаної смуги пропускання повинен складати від 10 до 15 дБ, а коефіцієнт притискування перешкоджаючих сигналів з частотою мережі живлення 50 Гц та з частотою 500 Гц надпорогового стимулу повинен бути не менше 70 дБ.

Візьмемо для використання в якості базової ланки схему активного вузькосмугового фільтра (рис. 3), передаточна характеристика $H(p)$ якого описується виразом [12]:

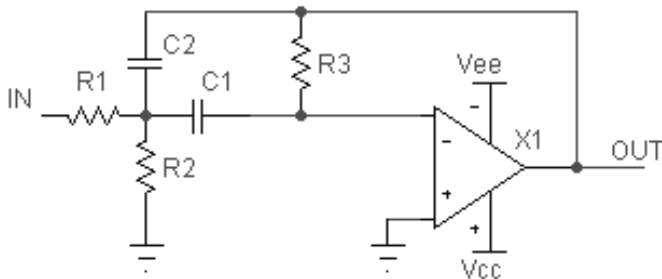


Рис. 3. Схема ланки вузькосмугового фільтра

$$H(p) = \frac{H_0 \cdot B_1 \cdot p}{1 + B_1 \cdot p + B_2 \cdot p^2}, \quad (2)$$

$$\text{де } H_0 = - \frac{(C1/C2) \cdot R3 / R1}{(1 + C1/C2)};$$

$$B_1 = (C1 + C2) \cdot \frac{R1 \cdot R2}{R1 + R2};$$

$$B_2 = R2 \cdot R3 \cdot C1 \cdot C2.$$

Проведені розрахунки довели, що вирішення завдання синтезу вузла СВП із врахуванням

зазначених вище вимог до нього можливе при застосуванні 4-х послідовно зв'язаних базових ланок на основі активного вузькосмугового фільтра, резонансні частоти кожної із яких складають 217, 233, 206 та 244 Гц.

Синтезовану електричну принципову схему вузла СВП наведено на рис. 4.

За допомогою програмного пакета схемотехнічного моделювання у середовищі Micro-Cap V було проведено дослідження АЧХ як синтезованого СВП в цілому, так і його окремих ланок.

Результати дослідження АЧХ СВП в частотному діапазоні від 50 до 500 Гц наведено на рис. 5, що дозволяє оцінити коефіцієнти притискування перешкоджаючих сигналів на частотах 50 та 500 Гц, а в дещо збільшеному вигляді в діапазоні від 150 до 300 Гц - на рис. 6, що дозволяє детально визначити параметри композиційної АЧХ.

З отриманих результатів випливає, що АЧХ синтезованого СВП характеризується наступними показниками:

- максимальний коефіцієнт підсилення в смузі пропускання близько 40,5 Гц (від 205 до 245,5 Гц) складає 11,5 дБ;

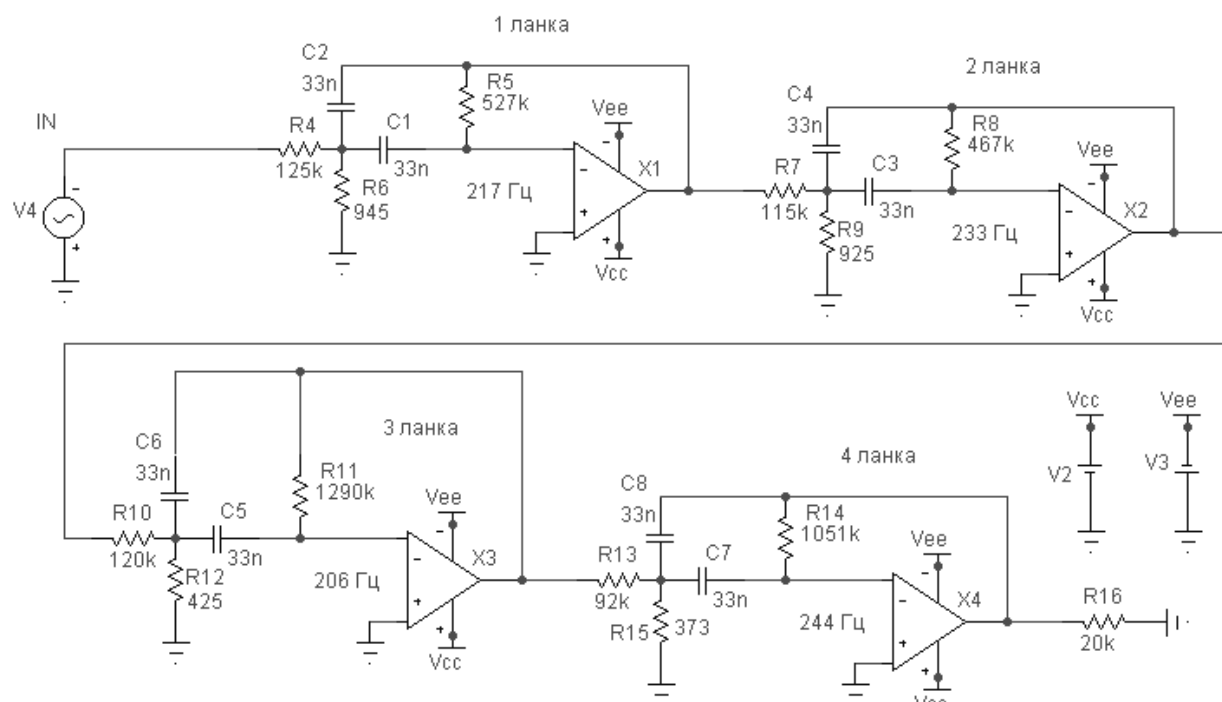


Рисунок 4 – Схема електрична принципова синтезованого 4-х ланкового СВП

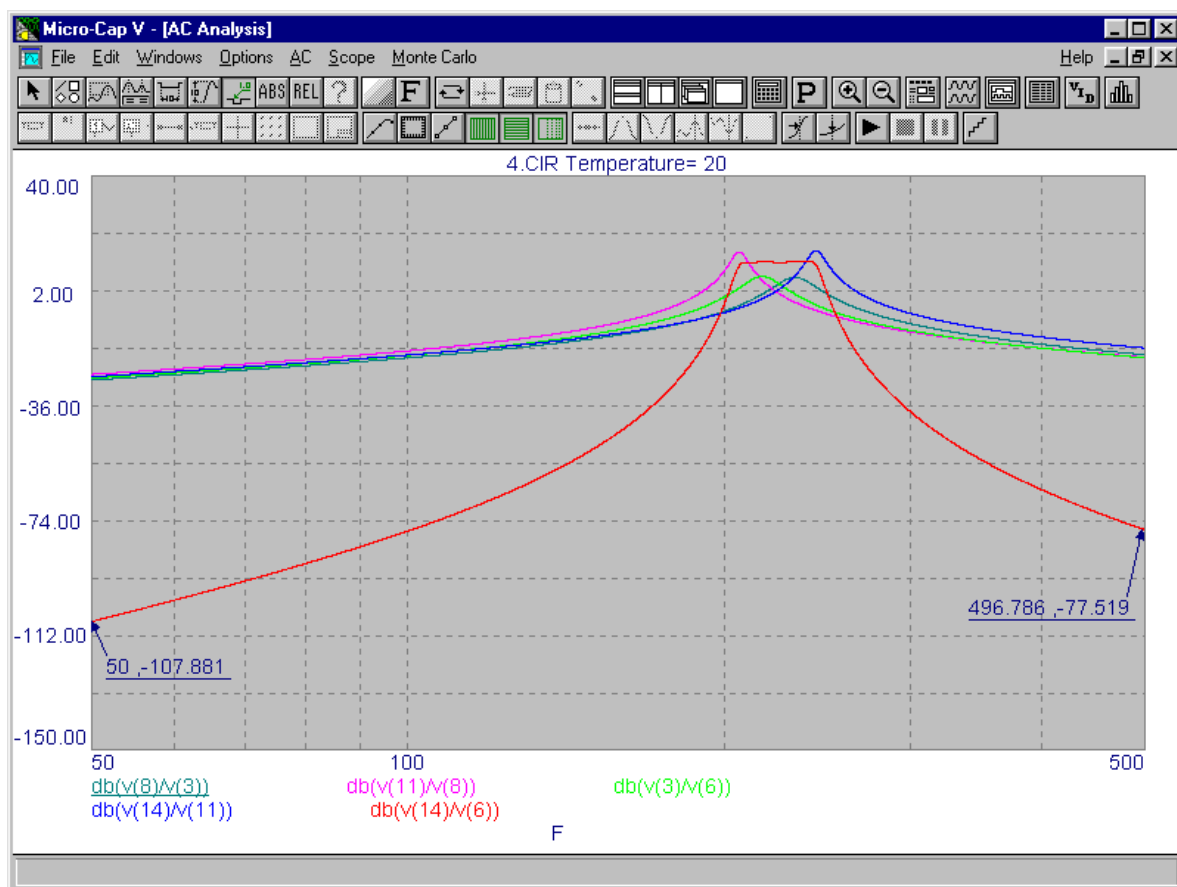


Рисунок 5 – АЧХ СВП та його складових ланок в діапазоні частот від 50 до 500

- нерівномірність АЧХ в діапазоні 208 - 243 Гц не перевищує $\pm 0,145$ дБ;
- коефіцієнт притискання перешкоджаючих сигналів з частотою мережі 50 Гц складає 109 дБ, а стимулюючих сигналів з частотою 500 Гц - 89 дБ. Гц (вказано частоти та коефіцієнти притискання перешкоджаючих сигналів).

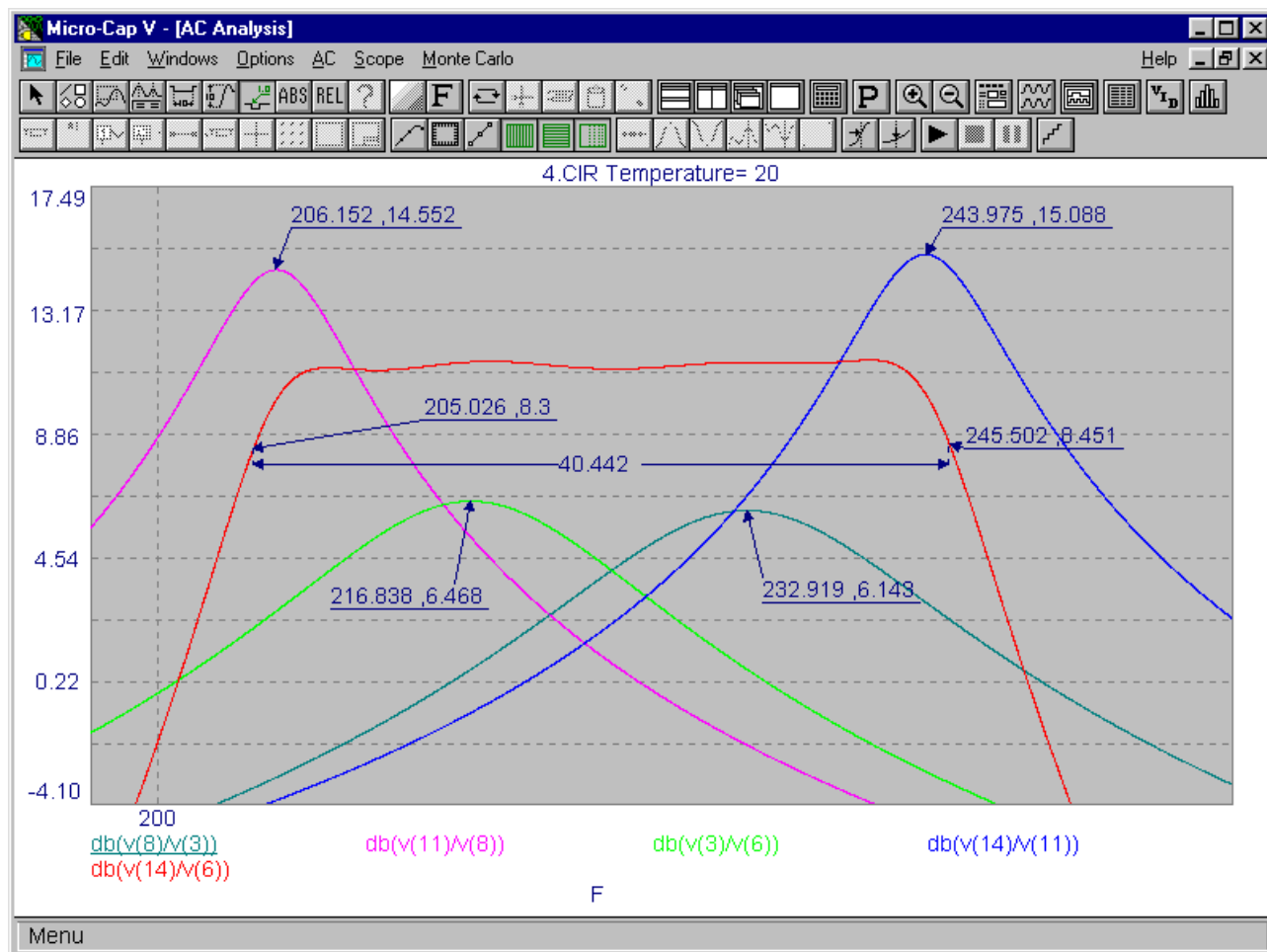


Рисунок 6 – АЧХ СВП та його складових ланок в діапазоні частот від 150 до 300 Гц (вказано резонансні частоти ланок, смуга пропускання та діапазон частот)

3 Моделювання спектрального вимірювального перетворювача

Для оцінки ефективності функціонування синтезованого СВП доцільно розглянути динамічні властивості вузла при надходженні на його вхід наступних сигналів:

- зонduючого тону з частотою 226 Гц при появі акустичного рефлексу (форма сигналу згідно рис. 1);
- зонduючого тону з частотою 220 Гц при появі АРВМ, а потім окремо з частотою 232 Гц, що імітує можливе змінювання частоти вимірювального сигналу імпедансметра у робочих межах;
- зонduючого тону з частотою 226 Гц при появі акустичного рефлексу одночасно з перешкоджаючими сигналами з частотою мережі живлення 50 Гц та з

частотою 500 Гц іпсилатерального або контралатерального стимулу (при цьому амплітуда перешкоджаючих сигналів в декілька разів повинна перевищувати амплітуду вимірювального сигналу).

З метою виконання перелічених завдань на основі передаточних характеристик окремих ланок вузла СВП згідно виразу (2) було синтезовано блок-схему SimuLink-моделі розглядуваного СВП (рис. 7).

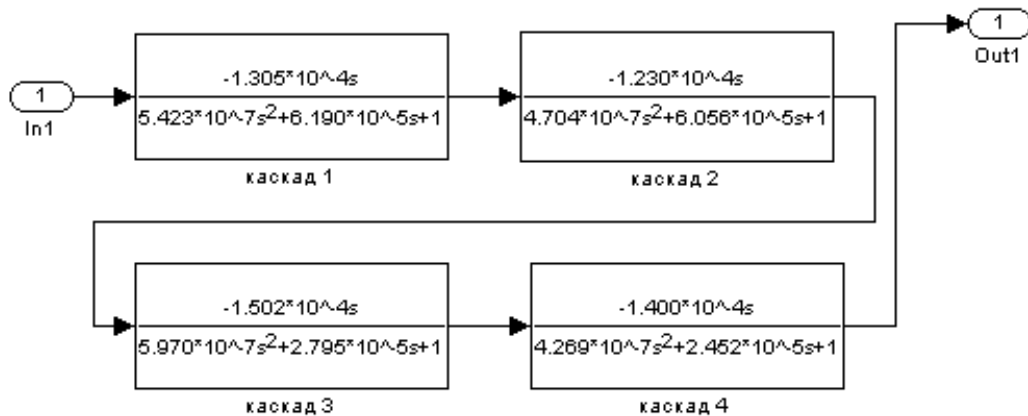


Рисунок 7 – Блок-схема SimuLink-моделі синтезованого СВП

Окрім цього, вхідний сигнал СПВ при появі АРВМ (рис. 1), описаний виразом (1), разом із перешкоджаючими сигналами з частотами 50 та 500 Гц було представлено в середовищі MatLab у наступному вигляді:

$$\begin{aligned}
 t &= [0:0.00001:0.35]; \\
 h1(1:14999) &= 0.1; \\
 m &= [0.1:0.00015:0.25]; \\
 h1(15000:16000) &= m; \\
 h1(16001:35001) &= 0.25; \\
 sin1 &= \sin(2 \cdot \pi \cdot 50 \cdot t); \\
 sin2 &= \sin(2 \cdot \pi \cdot 500 \cdot t); \\
 res &= [(\sin((2 \cdot \pi \cdot 226) \cdot t)) \cdot (h1)]; \\
 ressum &= res + sin1 + sin2;
 \end{aligned} \tag{3}$$

При цьому тривалість всіх складових композитного сигналу збільшено до 0,35 с, а амплітуда обох перешкоджаючих сигналів на 12 дБ (в 4 рази) перевищує амплітуду зонduючого тону після закінчення приросту акустичного рефлексу.

Результати моделювання синтезованого вузла за наведеною моделлю пояснюють наступні графічні залежності.

Рис. 8 - 10 подають динаміку спектрального перетворення вузлом СВП вхідного сигналу зонduючого тону відповідно з частотами 226, 220 та 232 Гц при появі АРВМ, що відображає форму вихідного сигналу СВП при можливому змінюванні частоти вимірювального сигналу в межах (226 ± 6) Гц.

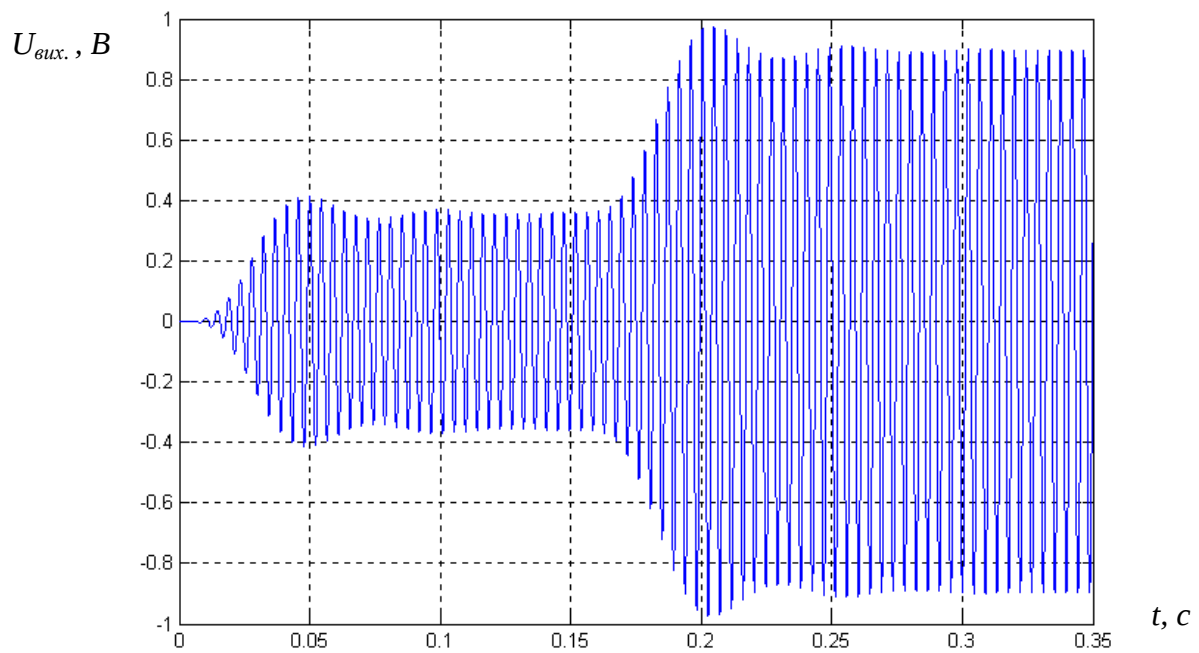


Рисунок 8 – Вихідний сигнал СВП при надходженні на його вхід зондуєчого тону з параметрами ($f_0 = 226$ Гц; $A_1 = 0,1$ В; $A_2 = 0,25$ В; $\Delta t = 10$ мс) при появі АРВМ

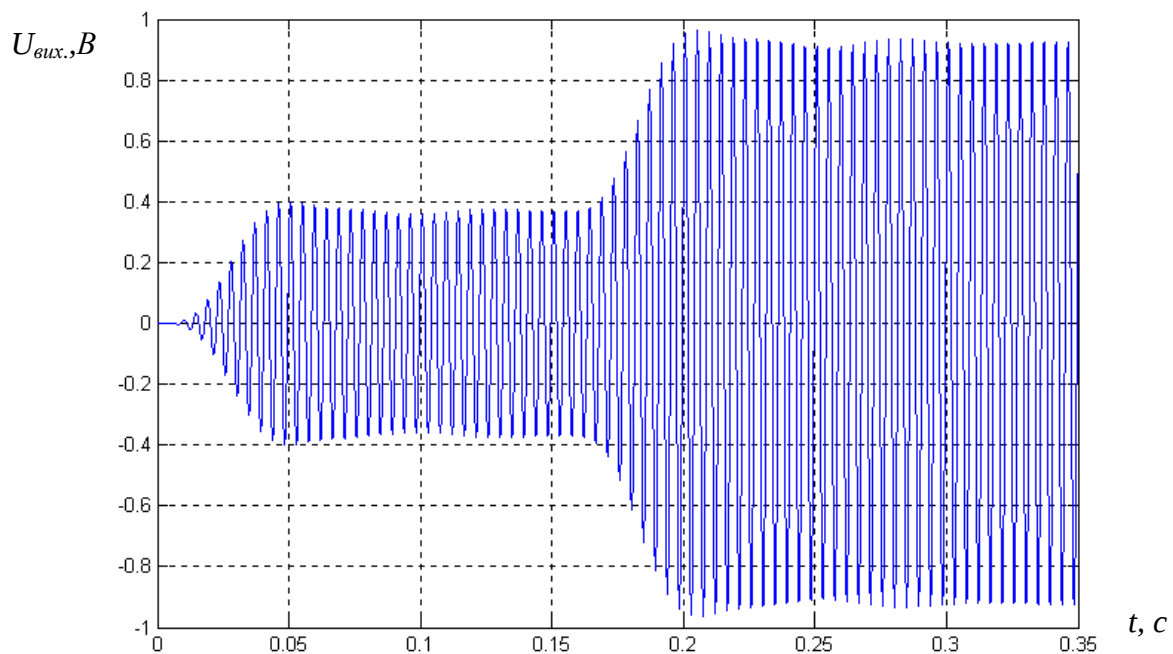


Рисунок 9 – Вихідний сигнал СВП при надходженні на його вхід зондуєчого тону з параметрами ($f_0 = 220$ Гц; $A_1 = 0,1$ В; $A_2 = 0,25$ В; $\Delta t = 10$ мс) при появі АРВМ

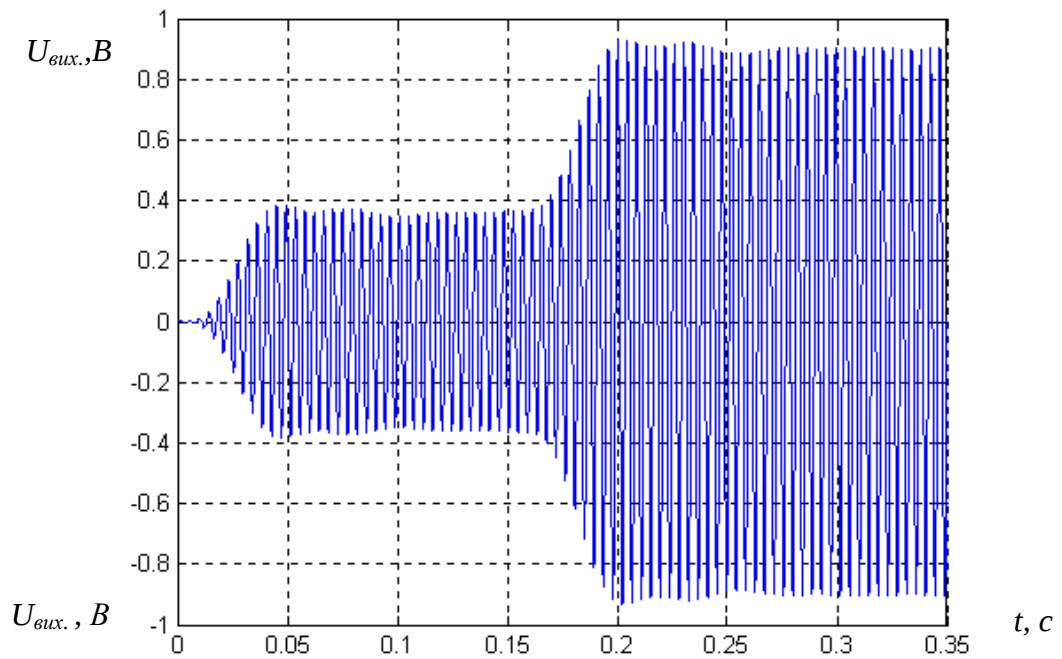


Рисунок 10 – Вихідний сигнал СВП при надходженні на його вхід зонduючого тону з параметрами ($f_0=232$ Гц; $A_1=0,1$ В; $A_2=0,25$ В; $\Delta t=10$ мс) при появі АРВМ

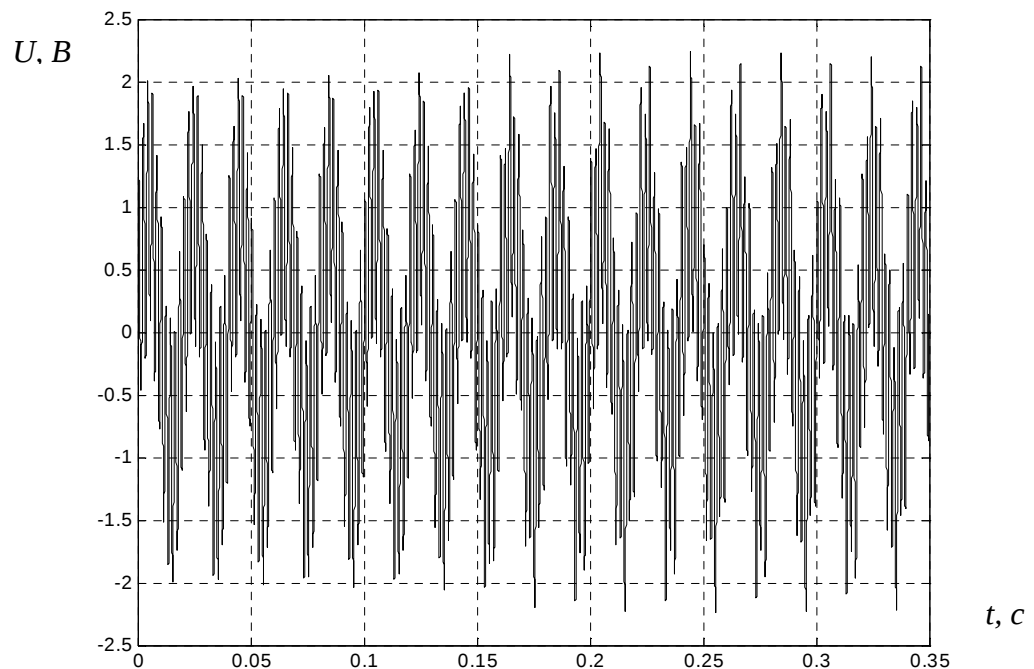


Рисунок 11 – Вхідний композитний сигнал СВП як суміші: зонduючий тон з параметрами ($f_0=226$ Гц; $A_1=0,1$ В; $A_2=0,25$ В; $\Delta t=10$ мс) при появі АРВМ + перешкоджаючі сигнали ($f_{пер.}=50$ Гц; $A_1=1$ В) та ($f_{пер.}=500$ Гц; $A_1=1$ В)

Рис. 11 містить форму вхідного композитного сигналу у вигляді суміші: зондуєчий тон (226 Гц) + перешкоджаючі сигнали (50 Гц) та (500 Гц), при цьому амплітуда вимірювального сигналу в 4 рази менша амплітуди перешкоджаючих.

На рис. 12 наведено результат проходження зазначеної вище суміші сигналів через синтезований СВП.

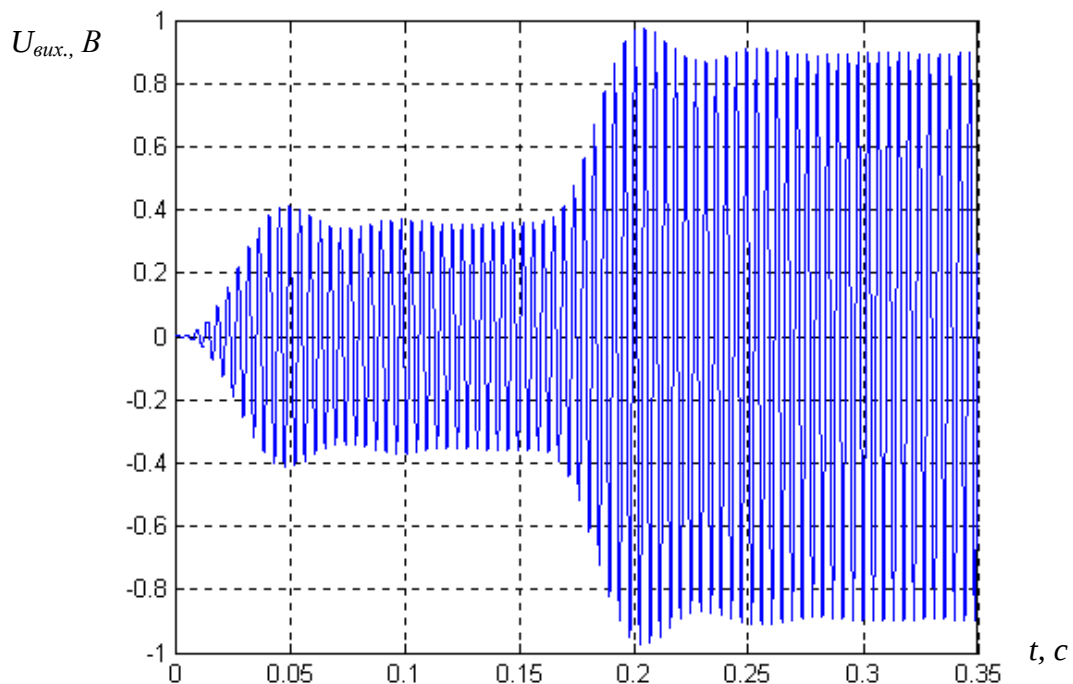


Рисунок 12 – Вихідний сигнал СВП при надходженні на його вхід суміші: зондуєчий тон з параметрами ($f_0 = 226$ Гц; $A_1 = 0,1$ В; $A_2 = 0,25$ В; $\Delta t = 10$ мс) при появі АРВМ + перешкоджаючі сигнали ($f_{пер.} = 50$ Гц; $A_1 = 1$ В) та ($f_{пер.} = 500$ Гц; $A_1 = 1$ В)

Таким чином, отримані результати моделювання свідчать про те, що синтезований 4-х ланковий СВП забезпечує відтворення на своєму виході без викривлень приросту амплітуди вхідного вимірювального сигналу (тривалістю ~ 10 мс, що імітує появу АРВМ) при зміні його частоти зондування в робочих межах та при наявності перешкоджаючих сигналів з частотами мережі живлення та іпсі- або контралатерального стимула. Це дозволить шляхом подальших нелінійних вимірювальних перетворень (детектування, фільтрація) вихідного сигналу СВП та операції вимірювання на виході імпедансометричного каналу зафіксувати появу АРВМ і визначити приріст еквівалентного об'єму системи середнього вуха.

Висновки

Проведені дослідження СВП імпедансометричного каналу вітчизняної моделі АУП1 аналізатора середнього вуха людини довели наступне.

1. Спектр вхідного зонduючого сигналу СВП з частотою 226 Гц при ступінчастому (тривалістю ~ 10 мс) змінюванні акустичного імпедансу вушної порожнини обстежуваного містить окрім основної 226 Гц частотні складові в діапазоні від 180 до 270 Гц. При цьому найбільш значимі його спектральні компоненти знаходяться в межах від 210 до 243 Гц, що дозволило сформулювати вимоги до параметрів синтезуємого вузла СВП.

2. АЧХ синтезованого методом "розладжених контурів" 4-х ланкового СВП на основі активних вузькосмугових фільтрів з резонансними частотами 217, 233, 206 та 244 Гц характеризується наступними параметрами:

- максимальний коефіцієнт підсилення в смузі пропускання близько 40,5 Гц (від 205 до 245,5 Гц) складає 11,5 дБ;

- нерівномірність АЧХ в діапазоні 208 - 243 Гц не перевищує $\pm 0,145$ дБ;

- коефіцієнт притискання перешкоджаючих сигналів з частотою мережі 50 Гц складає 109 дБ, а стимулюючих сигналів з частотою 500 Гц - 89 дБ.

3. Результати моделювання динамічних процесів в синтезованому СВП, отримані на основі розробленої з використанням передаточних характеристик окремих ланок блок-схеми SimuLink-моделі вузла для умов можливого змінювання частоти вимірювального тону в межах (226 ± 6) Гц при одночасній появі у обстежуваного АРВМ, а також для умов наявності у складі вхідного сигналу окрім зонduючого тону перешкоджаючих сигналів з частотою 50 Гц мережі живлення та з частотою 500 Гц надпорогового стимула, свідчать про ефективну роботу синтезованого вузла при надходженні на його вхід вищевказаних сигналів, що забезпечується відтворенням на виході СВП неспотвореного сигналу вимірювального тону з природою, обумовленим АРВМ.

Отримані результати досліджень дають можливість провести моделювання всього імпедансометричного тракту як стаціонарних, так і портативних моделей аналізаторів середнього вуха, зокрема, портативного тимпанометра [9], що стане предметом подальших досліджень у даному напрямку.

Література

1. Тугоухость / Н.А.Преображенский, Б.М.Сагалович и др. / Под ред. Н.А.Преображенского. – М.: Медицина, 1978. – 440 с.
2. Хечинашвили С.Н. Вопросы аудиологии. – Тбилиси: Мецнереба, 1978. – 190 с.
3. Гельфанд С.А. Слух: введение в психологическую и физиологическую акустику: Пер с англ. – М.: Медицина, 1984. – 352 с.
4. Базаров В.Г., Лисовский В.А., Мороз Б.С., Токарева О.П. Основы аудиологии и слухопротезирования. – М.: Медицина, 1984. – 252 с.
5. Лисовский В.А., Елисеев В.А. Слуховые приборы и аппараты. - М.: Радио и связь, 1991.-192 с.
6. Katz J. Handbook of clinical audiology. Fours editional. – Baltimor (USA):Williams&Wilkins, 1994. – 839 p.

7. Лысенко А.Н. Метод измерения, структура построения и основные функциональные возможности акустического ушного импедансметра АУИ1 // Украинський журнал медичної техніки і технології. – 1999. – № 1. – С. 36–46.
8. Лисенко О.М. Сучасні методи та засоби дослідження слуху людини: Монографія. – К.: “КВІЦ”, 2002. – 176 с.
9. Пат. 52523А України, МПК7 А 61 В 5/12. Портативний ручний імпедансний аудіометр / О.М.Лисенко. - № 2002087069; Заявл. 29.08.02; Опубл. 16.12.02; Бюл. ДДІВ № 12.
10. Бендат Дж., Пирсол А. Прикладной анализ случайных данных: Пер. с англ.– М.: Мир, 1989. – 540 с.
11. Пат. 4009707 США, МКИ² А61В 5/12, А61В 10/00. Automatic acoustic impedance meter / John W.Ward. – № 600067; Заявл. 29.07.75; Опубл. 01.03.77.
12. Гутников В.С. Фильтрация измерительных сигналов. – М.: Наука, 1985. – 204 с.

Лысенко А.Н., Лебедев Д.Ю., Панасюк А.В. Исследование спектрального измерительного преобразователя импедансометрического канала анализатора среднего уха АУИ1. Статья посвящена синтезу и моделированию в средах Micro-Cap и MatLab спектрального измерительного преобразователя, который входит в состав импедансометрического канала отечественной модели анализатора среднего уха АУИ1.	Lysenko O.M., Lebedev D.J., Panasjuk O.V. Research of a spectral measuring converter of impedancemetrical of a channel of an middle ear analyzer АUI1. The article is dedicated to synthesis and simulation in mediums Micro-Cap and MatLab of a spectral measuring converter, which one enters in a structure of impedancemetrical of a channel of domestic model of a middle ear analyzer АUI1.
--	---

*Надійшла до редакції
27 жовтня 2003 року*

УДК 617.55-089-78

АЛГОРИТМІЧНО-АПАРАТНА РЕАЛІЗАЦІЯ ПРОЦЕСУ ФОТОДИНАМІЧНОЇ ТЕРАПІЇ

Терещенко С. В., Денисов М. О., Національний технічний університет України “Київський політехнічний інститут”, м. Київ, Україна

В роботі розглянуто алгоритм процесу фотодинамічної терапії (ФДТ) та можливі шляхи його апаратної реалізації. Підкреслюється, що найбільш критичним є моделювання процесу ФДТ з урахуванням властивостей біотканин, характеристик фотосенсибілізатора та параметрів систем доставки випромінювання до біотканин різноманітної локалізації

Постановка проблеми

В останні десятиріччя онкологічні захворювання є однією з найбільш поширених причин смертності людей. За даними Всесвітньої організації охорони здоров'я (ВНО) за цим показником рак займає друге місце після серцево-судинних захворювань з ймовірним збереженням цієї тенденції в найближчому майбутньому.