

## ПРИЛАДИ І СИСТЕМИ БІОМЕДИЧНИХ ТЕХНОЛОГІЙ

УДК 616.28

### АНАЛІЗ ПОХИБКИ ВИМІРЮВАННЯ ЕКВІВАЛЕНТНОГО ОБ'ЄМУ СИСТЕМИ СЕРЕДНЬОГО ВУХА ЛЮДИНИ ІМПЕДАНСОМЕТРИЧНИМ ЗАСОБОМ АУПІ

*Лисенко О.М., Національний технічний університет України "Київський політехнічний інститут", м. Київ, Україна*

*Стаття присвячена визначенню математичної моделі градуовальної характеристики імпедансометричного каналу аналізатора середнього вуха АУПІ та аналізу похибки вимірювання похідної величини акустичного імітансу - еквівалентного об'єму вказаним засобом*

#### **Вступ**

Найбільшого поширення серед технічних засобів для об'єктивних досліджень слухової функції людини на сьогодні отримали засоби вимірювальної техніки медичного призначення, що мають назву аналізаторів середнього вуха людини (інакше - акустичні вушні імпедансметри) [1-5].

Вони реалізують відому в аудіологічній практиці процедуру акустичної імпедансометрії, яка полягає у вимірюванні акустичного імітансу системи середнього вуха обстежуваного у вигляді похідної величини - еквівалентного об'єму та його приростів із застосуванням методів тимпанометрії та акустичної рефлексометрії [5-8].

В роботах [2, 4, 5, 9] детально розглянуто методи та принципи побудови акустичних вушних імпедансметрів різного типу, проведено моделювання динамічних процесів в окремих ланках імпедансометричного каналу, зокрема, спектральному вимірювальному перетворювачі, для найбільш несприятливого сполучення значень параметрів його вхідних сигналів, а також одержано рівняння вимірювання еквівалентного об'єму для вітчизняного аналізатора середнього вуха АУПІ.

Формалізований опис вимірювальних перетворень, які здійснюються в імпедансометричному каналі вказаного аналізатора, показав, що процедура опосередкованого вимірювання еквівалентного об'єму системи середнього вуха як похідного параметру шуканого акустичного імітансу складається з попередніх аналогових вимірювальних перетворень  $F_{\text{АВП}}$  звукового тиску  $P$  зондуючого тону в напругу  $U$  постійного струму, операції її автоматичного вимірювання інтегральним АЦП та послідуєючих перетворень  $F_{\text{ЧВП}}$  в числовій формі обчислювальним компонентом імпедансметра. При цьому джерело зондуючого тону функціонує в режимі генератора об'ємної швидкості  $V$  коливань з частотою 226 Гц [ 5 ].

Враховуючи те, що низка зазначених перетворень  $F_{\text{АВП}}$  (наприклад, спектральне перетворення, детектування) носить нелінійний характер, виконання обчислювальним компонентом зворотніх аналоговим числових вимірювальних перетворень  $F_{\text{ЧВП}}$  викликає труднощі та потребує визначення градуовальної характеристики структурних ланок аналогової частини ( $F_{\text{АВП}}$ ) імпедансометричного каналу та її математичної моделі, проведення аналізу вкладу складових похибки вимірювання еквівалентного об'єму та співставлення отриманих даних з результатами експериментальних досліджень дослідних зразків імпедансметра АУПІ [ 10 ].

Вищевказане визначає мету даної роботи та зміст запропонованих результатів дослідження.

### Градуовальна характеристика аналогових ланок імпедансометричного каналу аналізатора АУПІ

Згідно вимог міжнародного стандарту ІЕС 61027 [11] кожен аналізатор середнього вуха повинен забезпечувати в калібрувальній камері фіксованого об'єму  $2 \text{ см}^3$ , що імітує еквівалентний об'єм системи середнього вуха людини, рівень звукового тиску  $P_0$  зонduючого тону не вище 90 дБ.

Для переважної більшості аналізаторів рівень  $P_0$  складає 85 дБ, а його встановлення здійснюється при виготовленні і налагодженні приладу та при проведенні повірочних робіт (при необхідності) шляхом регулювання коефіцієнта масштабування міри об'ємної швидкості  $V$  звукових коливань, яка визначається згідно наступного виразу:

$$V = \frac{2\pi f \cdot P_0 \cdot V_{\text{екв.}}}{\rho \cdot c^2} = 7,1 \cdot 10^{-9} \frac{\text{м}^3}{\text{с}},$$

де  $f = 226 \text{ Гц}$  - частота вимірювального тону;  $P_0 = 0,356 \text{ Па}$  - звуковий тиск з рівнем 85 дБ;  $V_{\text{екв.}} = 2 \cdot 10^{-6} \text{ м}^3$  - об'єм калібрувальної камери;  $\rho = 1,2 \frac{\text{кг}}{\text{м}^3}$  ;

$c = 344 \frac{\text{м}}{\text{с}}$  - відповідно щільність повітря та швидкість звуку в ньому.

Якщо отримане значення об'ємної швидкості залишається незмінним на виході однойменної міри імпедансометричного каналу відповідно до застосованого методу вимірювання, тоді шуканий еквівалентний об'єм системи середнього вуха обстежуваного повністю визначатиметься створюваним у його зовнішньому слуховому проході звуковим тиском  $P$ :

$$V_{\text{екв.}} = \frac{0,71}{P} [\text{см}^3]$$

Це означає, що зміна еквівалентного об'єму  $V_{\text{екв.}}$  в діапазоні вимірювань приладу АУПІ (від  $0,2$  до  $5,0 \text{ см}^3$ ) викликає змінювання звукового тиску  $P$  на вході акустичного зонду імпедансметра в 25 раз, при цьому, як уже зазначалося

вище, величина звукового тиску  $P$  перетворюється за допомогою аналогових ланок ВП2 – ВП6 та МП1 імпедансометричного тракту [5] в проміжну величину – напругу  $U_{\text{ФНЧ}}$  постійного струму, зручну для її послідуєчного автоматичного вимірювання АЦП з динамічним діапазоном 0 – 10 В.

Узгодження динамічних діапазонів вхідної вимірюваної  $V_{\text{екв.}}$  та вихідної перетвореної  $U_{\text{ФНЧ}}$  величин здійснювалось шляхом регулювання коефіцієнтів перетворення ланок підсилювача МП1 та інтегратора ВП5 таким чином, щоб при підключенні до входу імпедансометричного каналу калібрувальної камери з  $V_{\text{екв.}} = 2 \text{ см}^3$   $U_{\text{ФНЧ}} = 4,2 \text{ В}$ , а при  $V_{\text{екв.}} = 0,2 \text{ см}^3$  -  $U_{\text{ФНЧ}} = 8,6 \text{ В}$ . Вимірювання напруги  $U_{\text{ФНЧ}}$  на вході ланки АЦП каналу виконувалось за допомогою цифрового вольтметра типу В7-35.

Після проведення описаної вище процедури узгодження в імпедансометричних каналах трьох дослідних зразків №1 - №3 аналізатора АУІІ стало можливим визначити градуєвальну характеристику аналогових ланок його тракту вимірювання еквівалентного об'єму. Це досягалось почерговим підключенням акустичного зонду імпедансметра АУІІ до калібрувальних камер інших об'ємів із вказаного вище ряду та вимірювання відповідної їм напруги  $U_{\text{ФНЧ}}$ . Отримані результати разом із значеннями усередненої характеристики зведено нижче в табл. 1.

Таблиця 1 - Градуєвальні характеристики аналогових ланок імпедансометричного каналу дослідних зразків №1 - №3 аналізатора середнього вуха АУІІ

Об'єм калібрувальної камери $V_{\text{екв.}}, \text{ см}^3$	АУІІ №1 $U_{\text{ФНЧ}}, \text{ В}$	АУІІ №2 $U_{\text{ФНЧ}}, \text{ В}$	АУІІ №3 $U_{\text{ФНЧ}}, \text{ В}$	АУІІ $U_{\text{ФНЧ ср.}}, \text{ В}$
0,2	8,6	8,6	8,6	8,6
0,5	7,72	7,66	7,73	7,7
1,0	6,33	6,21	6,26	6,26
2,0	4,2	4,2	4,2	4,2
3,0	3,02	3,08	3,08	3,06
4,0	2,13	2,25	2,23	2,2
5,0	1,5	1,6	1,57	1,56

**Математична модель градуєвальної характеристики та аналіз похибки вимірювання еквівалентного об'єму**

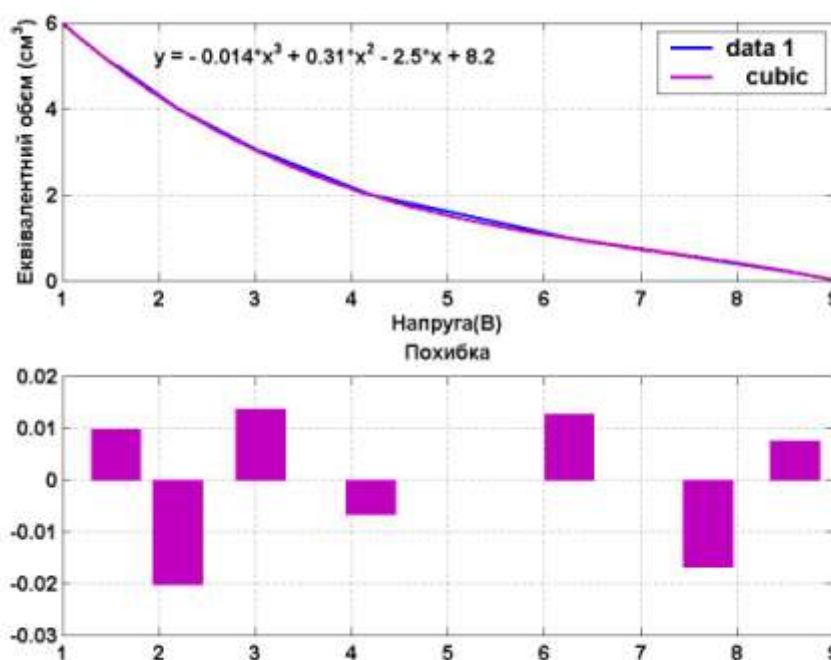
Одержані дані дають змогу визначити параметри математичної моделі залежності  $V_{\text{екв.}} = f(U_{\text{ФНЧ}})$ , яка з прийнятною точністю обчислюється многочленом 3-ої степені (рис. 1):

$$V_{\text{екв.}} = -0,014 \cdot U_{\text{ФНЧ}}^3 + 0,31 \cdot U_{\text{ФНЧ}}^2 - 2,5 \cdot U_{\text{ФНЧ}} + 8,2 \quad (1)$$

При цьому похибка  $\Delta_{\text{ад.}}$  адекватності [12] прийнятої моделі не перевищує

$$\left( \frac{\pm 0,02 \text{ см}^3}{4 \text{ см}^3} \right) = \pm 0,5\% \text{ в діапазоні вимірювань від } 2,0 \text{ до } 5,0 \text{ см}^3 \text{ (згідно вимог}$$

стандарту ІЕС 61027 границі допустимої відносної похибки вимірювання еквівалентного об'єму імпедансметра у вказаному діапазоні не повинні перевищувати  $\pm 5\%$ ) та  $\pm 0,015 \text{ см}^3$  в діапазоні від 0,2 до 2,0  $\text{см}^3$  (згідно стандарту ІЕС 61027 – не більше  $\pm 0,1 \text{ см}^3$ ). Застосування більш простих математичних моделей, зокрема, у вигляді квадратичної залежності не прийнятне із-за значної її похибки адекватності ( $\pm 1,8 \text{ см}^3$ ), яка перевищує допустиму основну похибку імпедансометричного засобу.



data 1 – кусочно-лінійна апроксимація; cubic – апроксимація поліномом 3-ої степені  
Рисунок 1 – Графік математичної моделі градувальної характеристики аналогових ланок імпедансометричного каналу аналізатора АУПІ та похибка її адекватності

Одержана модель (1) градувальної характеристики дозволяє визначити мікрокомп'ютерним ЧВП приладу шукане числове значення  $N_{V_{екв.}}$  :

$$N_{V_{екв.}} = -0,014 \cdot N_{U_{ФНЧ}}^3 + 0,31 \cdot N_{U_{ФНЧ}}^2 - 2,5 \cdot N_{U_{ФНЧ}} + 8,2 = F_{ЧВП} ( N_{U_{ФНЧ}} ) =$$

$$= F_{ЧВП} \left[ Ent \left| \frac{U_{ФНЧ}}{q_U} \right| \right] \quad (2)$$

де  $F_{\text{ЧВП}}$  - функція перетворення ЧВП згідно визначеній моделі;  $q_U$  - ступінь квантування напруги  $U_{\text{ФНЧ}}$  в АЦП;  $Ent$  - entire, позначення операції визначення цілої частини відношення однорідних величин  $U_{\text{ФНЧ}}$  до  $q_U$ .

Отримане значення еквівалентного об'єму  $V_{\text{екв.}N}$  системи середнього вуха визначається:

$$V_{\text{екв.}N} = N_{V_{\text{екв.}}} \cdot q_{V_{\text{екв.}}} \cdot 10^6,$$

де  $q_{V_{\text{екв.}}}$  - одиниця еквівалентного об'єму, що дорівнює  $1 \text{ см}^3$ .

Похибка вимірювання еквівалентного об'єму в  $\text{см}^3$ :

$$\Delta_{V_{\text{екв.}}} = V_{\text{екв.}} - V_{\text{екв.}N} = V_{\text{екв.}} - F_{\text{ЧВП}} \left[ Ent \left| \frac{U_{\text{ФНЧ}}}{q_U} \right| \right] \cdot q_{V_{\text{екв.}}} \cdot 10^6 \quad (3)$$

Із виразу (3) випливає, що точність вимірювання еквівалентного об'єму системи середнього вуха аналізатором АУПІ визначається:

- похибкою  $\Delta_{\text{кв.}}$  від квантування, застосованого для вимірювання напруги  $U_{\text{ФНЧ}}$  інтегрального АЦП;
- похибкою  $\Delta_{\text{ад.}}$  адекватності обраної математичної моделі фактичній градувальній характеристиці аналогових ланок імпедансометричного каналу;
- похибкою  $\Delta_{\text{о}}$  перетворень  $F_{\text{ЧВП}}$  в числовій формі, що повинні виконуватися обчислювальним компонентом ЧВП згідно виразу (2).

Оцінимо вклад вказаних вище складових  $\Delta_{\text{кв.}}$  та  $\Delta_{\text{о}}$  в результуючу похибку  $\Delta_{V_{\text{екв.}}}$  вимірювання.

Похибка  $\Delta_{\text{кв.}}$  від квантування є методичною, а її максимальне значення повністю визначається ступінню  $q_U$  квантування напруги  $U_{\text{ФНЧ}}$  [13]:

$$\Delta_{\text{кв. max}} = q_U$$

Виходячи з того, що динамічний діапазон вхідного сигналу застосованого АЦП складає 10 В, а його розрядність  $n = 12$ , ступінь квантування напруги

$$q_U = \frac{U_{\text{max}} - U_{\text{min}}}{2^n - 1} = \frac{10 \text{ В}}{4095} \approx 2,5 \text{ мВ}$$

Оскільки рівень шумів в аналогових ланках імпедансометричного каналу, обумовлений, насамперед, якістю їх живлення від джерела напруги постійного струму приладу АУПІ, становить близько 8-10 мВ, інформативними є 10 старших двійкових розрядів вихідного коду  $N_{U_{\text{ФНЧ}}}$ .

Із урахуванням зазначеного вище можна прийняти  $q_U \approx 10 \text{ мВ}$ , що становить близько  $\Delta_{\text{кв. max}} \approx 0,005 \text{ см}^3$ .

Як впливає з виразу (2), реалізація процедури  $F_{\text{ЧВП}}$  потребує виконання мікрокомп'ютерним ЧВП імпедансометричного каналу арифметичних операцій множення, додавання та віднімання. Це призводить до появи похибок округлення [14, 15], обумовлених обмеженістю розрядної сітки обчислювального компонента, від якою розуміється число двійкових розрядів, що відведені для представлення мантиси числа без розряду знака.

Враховуючи складність виразу (2) та обмежені часові можливості ЧВП на виконання обчислень при роботі імпедансометричного каналу в режимах обстеження для кожного значення коду  $N_{U_{\text{ФНЧ}}}$  (із робочого діапазону від 1,5 В до 8,6 В) було попередньо визначено відповідні їм значення  $N_{V_{\text{екв}}}$ , які потім після округлення було занесено в запам'ятовуючий пристрій ЧВП. При цьому максимальна абсолютна похибка  $\Delta_{o \text{ max}}$  округлення не перевищила половини одиниці молодшого розряду, що залишився в результаті, тобто:

$$\left| \Delta_{o \text{ max}} \right| \leq \left( \frac{1}{2} \right) \cdot 10^{-2} = 0,005 \text{ [см}^3 \text{]}$$

Отримані значення похибок  $\Delta_{\text{кв. max}}$  квантування та  $\Delta_{o \text{ max}}$  округлення дозволяють знехтувати їх вкладом в результуючу похибку  $\Delta_{V_{\text{екв}}}$ , яка повністю визначається похибкою  $\Delta_{\text{ад.}}$  адекватності вибраної математичної моделі фактичній градуовальній характеристиці аналогових ланок імпедансометричного каналу кожного аналізатора середнього вуха та залежить від:

- сталості вихідного сигналу міри об'ємної швидкості  $V$  та частоти  $f_{\text{зонд.}}$  зондуючого тону в діапазоні вимірювання від 0,2 до 5,0  $\text{см}^3$  ;
- сталості чутливості мікрофона ВП2 та коефіцієнтів аналогових вимірювальних перетворень ланок МП1 та ВП3 - ВП6 імпедансометричного тракту.

Нижче в таблиці наведено експериментально отримані автором в роботі [10] результати визначення основної похибки  $\Delta_{V_{\text{екв.}}}$  вимірювання еквівалентного об'єму системи середнього вуха дослідних зразків №1 - №3 імпедансметра АУП1, одержані в пропонованій праці значення похибки  $\Delta_{\text{ад.}}$  адекватності прийнятої моделі градуовальної характеристики та границі допустимих абсолютної і відносної похибок вимірювання еквівалентного об'єму аналізаторів середнього вуха згідно вимог стандарту ІЕС 61027.

Дані таблиці свідчать про коректність застосування в засобі АУП1 матема-

тичної моделі градувальної характеристики його імпедансометричного каналу у вигляді полінома 3-ої степені та підтверджує зазначену вище тезу про те, що результуюча похибка вимірювання еквівалентного об'єму аналізатора середнього вуха АУІІ повністю визначається його інструментальною складовою аналогових ланок імпедансометричного каналу.

**Висновки**

1. На основі визначеної градувальної характеристики імпедансометричного каналу аналізатора середнього вуха АУІІ отримано її математичну модель у вигляді полінома 3-ої степені з похибкою  $\Delta_{ад.}$  адекватності, що не перевищує  $\pm 0,5\%$  в діапазоні вимірювань від 2,0 до 5,0  $см^3$  та  $\pm 0,015 см^3$  в діапазоні від 0,2 до 2,0  $см^3$ .

Таблиця - Похибки вимірювання еквівалентного об'єму дослідних зразків №1 - №3 імпедансметра АУІІ, адекватності прийнятої моделі градувальної характеристики та допустимих значень згідно вимог стандарту ІЕС 61027

№ АУІІ	Діапазон вимірювання еквівалентного об'єму, $см^3$	Похибка ( $см^3$ або %)		
		$\Delta_{V_{екв.}}$	$\Delta_{ад.}$	ІЕС 61027
1	від 0,2 до 2,0	- 0,03 $см^3$	$\pm 0,015 см^3$	$\pm 0,1 см^3$
	від 2,0 до 5,0	- 4,8 %	$\pm 0,5\%$	$\pm 5 \%$
2	від 0,2 до 2,0	- 0,06 $см^3$	$\pm 0,015 см^3$	$\pm 0,1 см^3$
	від 2,0 до 5,0	- 2,4 %	$\pm 0,5\%$	$\pm 5 \%$
3	від 0,2 до 2,0	- 0,04 $см^3$	$\pm 0,015 см^3$	$\pm 0,1 см^3$
	від 2,0 до 5,0	- 1,6 %	$\pm 0,5\%$	$\pm 5 \%$

2. Показано, що вклад похибок  $\Delta_{кв. max}$  від квантування та  $\Delta_{о max}$  округлення в результуючу похибку  $\Delta_{V_{екв.}}$  вимірювання еквівалентного об'єму імпедансометричного засобу АУІІ є несуттєвим і ними можна знехтувати.

3. Проведений аналіз похибки  $\Delta_{V_{екв.}}$  показав коректність та ефективність застосування прийнятої математичної моделі градувальної характеристики імпедансометричного каналу приладу АУІІ на прикладі трьох його зразків.

Отримані в роботі результати дають змогу застосувати запропонований підхід для аналізу точностних характеристик як стаціонарних, так і портативних моделей імпедансометричних засобів, зокрема, портативного тимпанометра [4], що є предметом подальших досліджень у даному напрямку.

**Література**

1. Лисовский В.А., Елисеев В.А. Слуховые приборы и аппараты. - М.: Радио и связь, 1991.- 192 с.
2. Лысенко А.Н. Метод измерения, структура построения и основные функциональные возможности акустического ушного импедансметра АУИ1 // Український журнал медичної техніки і технологій . - 1999. - №1. - С. 36 - 46.
3. Лисенко О.М. Проблеми метрологічного забезпечення акустичних вушних імпедансметрів // Акустичний вісник. - 1999.- Том 2. - № 4. - С. 62 - 69.
4. 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.
5. Лисенко О.М. Сучасні методи та засоби дослідження слуху людини: Монографія. – К.: “КВІЦ”, 2002. – 176 с.
6. Тугоухость / Н.А.Преображенский, Б.М.Сагалович и др. / Под ред. Н.А.Преображенского. – М.: Медицина, 1978. – 440 с.
7. Базаров В.Г., Лисовский В.А., Мороз Б.С.,Токарева О.П. Основы аудиологии и слухо-протезирования. – М.: Медицина, 1984. – 252 с.
8. Katz J. Handbook of clinical audiology. Fours editorial. – Baltimor (USA).:Williams&Wilkins, 1994. – 839 p.
9. Лисенко О.М., Лебедев Д.Ю., Панасюк О.В. Дослідження спектрального вимірювального перетворювача імпедансометричного каналу аналізатора середнього вуха АУІ1 // Вісник НТУУ “КПІ”, серія Приладобудування. – 2003. - № 26. – С. 105 – 117.
10. Лисенко О.М. Визначення метрологічних характеристик дослідних зразків автоматизованого акустичного вушного імпедансметра АУІ1 // Наукові вісті. – 2004. - № 1. – С. 79 – 85.
11. IEC 61027: 1991. Instruments for the measurement of aural acoustic impedance/admittance.
12. Новицкий П.В., Зограф И.А. Оценка погрешностей результатов измерений. - 2-е изд., перераб. и доп. - Л.: Энергоатомиздат. Ленингр. отд-ние, 1991. - 304 с.
13. Орнатский П.П. Автоматические измерения и приборы (аналоговые и цифровые). - 5 изд, перераб и доп. - К.: Вища шк. Головное изд-во, 1986. - 504 с.
14. Бортовые цифровые вычислительные машины и системы: Учеб. пособие для вузов / В.И.Матов, Ю.А.Белоусов, Е.П.Федосеев; под ред. В.И.Матова. - М.: Высшая школа, 1988. - 216 с.
15. Методы электрических измерений: Учебное пособие для вузов / Л.Г.Журавин, М.А.Мариненко, Е.И.Семенов, Э.И.Цветков; под ред. Э.И.Цветкова. - Л.: Энергоатомиздат. Ленингр. отд-ние, 1990. - 288 с.

<p><b>Лысенко А.Н. Анализ погрешности измерения эквивалентного объема системы среднего уха человека в импедансметре АУИ1.</b></p> <p>Статья посвящена определению математической модели градуировочной характеристики импедансометрического канала анализатора среднего уха АУИ1 и анализу погрешности измерения производной величины акустического иммитанса – эквивалентного объема указанным изделием</p>	<p><b>Lysenko O.M. The analysis of a measuring error of an equivalent volume of a system of a middle ear of the person in an impedancemeter AUI1.</b></p> <p>The article is dedicated to definition of mathematical model of the calibration characteristic of the impedancemetric channel of an analyzer of a middle ear AUI1 and analysis of a measuring error of derivative value of an acoustic immittance - equivalent volume in the indicated item.</p>
--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------	---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------

*Надійшло до редакції  
11 травня 2004 року*