

UDK 681.722.511 + 616.211 + 621.3 + 6182

УДК 681.518:517.984(045)

УДК 616.073:584:517.984

І.Г. Прокопенко, О.Й. Чуріна

АВТОРЕГРЕСИВНИЙ СПЕКТРАЛЬНИЙ АНАЛІЗ ТА ЙОГО ЗАСТОСУВАННЯ

Розглянуто питання застосування параметричного авторегресивного методу в задачах обробки сигналів інформаційно-вимірювальних систем. Наведена порівняльна оцінка частотної роздільної спроможності методів авторегресивного спектрального оцінювання та швидкого перетворення Фур'є.

В даний час в геофізичних, біомедичних океанографічних дослідженнях та в задачах обробки сигналів в інформаційно-вимірювальних системах вирішуються питання параметричної спектральної оцінки, засновані на стохастичному моделюванні аналізованих процесів [1–3]. Інтерес до цих задач пояснюється тим, що параметричні засоби спектрального аналізу мають вищу роздільну спроможність по частоті у порівнянні з традиційними методами, які засновані на перетворенні Фур'є [1–3]. В літературі практично відсутні відомості про застосування параметричних моделей в конкретних задачах обробки сигналів, зокрема, біомедичних, а також про конкретний порядок моделі, що забезпечує необхідну точність вимірювань. Початкові оцінки порядків авторегресивної моделі фізіологічних сигналів пропонуються в роботі [4] для спектрального аналізу кардіоритму.

Автори пропонують порівняльну оцінку частотної роздільної спроможності спектрального аналізу, проведеного за допомогою швидкого перетворення Фур'є (ШПФ) і параметричного авторегресивного методу. Розроблені моделі і обчислювальні алгоритми застосовано в задачах спектрального аналізу біомедичних сигналів.

Як відомо [1], засоби спектрального аналізу, засновані на перетворенні Фур'є, забезпечують спектральні оцінки з розділенням по частоті до

$$\Delta f = 1/Tn = F_d / n,$$

де T – інтервал дискретизації процесу в часі; n – обсяг вибірки дискретизованого сигналу; F_d – частота дискретизації.

В авторегресивній моделі аналізований процес представляється як вихід лінійної системи, на вхід якої подається білий шум; при цьому спектр лінійного стаціонарного процесу $G(f)$ знаходиться за виразом:

$$G(f) = 2\sigma_a^2 / \left| \left[1 - \sum_{i=1}^p F_i e^{-ij2\pi fT} \right] \right|^2,$$

де p – порядок авторегресивної моделі ($AP(p)$); $2\sigma_a^2$ – рівномірний спектр вхідного білого шуму; F_i – параметри авторегресивної моделі (AP).

Параметри авторегресії знаходяться з оцінок автокореляційної матриці, складеної з рівняннями Юла-Уокера [2,3]:

$$\begin{cases} r_1 = F_1 + F_2 r_1 + \dots + F_p r_{p-1} \\ \dots \\ r_p = F_1 r_{p-1} + F_2 r_{p-2} + \dots + F_p \end{cases}$$

Звідки $F = R_p^{-1} r_p$,

де $F = \begin{bmatrix} F_1 \\ F_2 \\ \vdots \\ F_p \end{bmatrix}$ – вектор параметрів авторегресивної моделі $AP(p)$;

$r_p = \begin{bmatrix} r_1 \\ r_2 \\ \vdots \\ r_p \end{bmatrix}$ – вектор оцінок автокореляційної функції аналізованого процесу (АКФ);

$R_p = \begin{bmatrix} 1r_1 \dots r_{p-1} \\ r_1 1 \dots r_{p-2} \\ \vdots \\ r_{p-1} r_{p-2} \dots 1 \end{bmatrix}$ – матриця оцінок АКФ, складена за рівняннями Юла–Уокера.

) Оцінку роздільної спроможності авторегресивного спектрального аналізу проводили так: оцінювали спектр сигналу, що був аддитивною сумою двох синусоїд близьких частот;

$$S(t) = \sin 2\pi f_1 t + \sin 2\pi f_2 t, \quad f_1 > f_2$$

і визначали мінімальний порядок стохастичної моделі, при якому спостерігалися два роздільних максимуми (розщеплення спектральної щільності [3,5]). При цьому частота дискретизації сигналу $S(t)$ обиралася як гранична за теоремою відліків в часовій області: $F_d = 2f_1$ (теорема Уїттекера, Котельнікова і Шеннона [3]).

Результати даного аналізу наведені в таблиці.

Порівняльна оцінка роздільної спроможності по частоті спектрального аналізу за ШПФ і параметричного $AP(p)$

Частота, Гц		Частота дискретизації, Гц	Обсяг вибірки N	Порядок $AP_{p \min}$	Δf , Гц (по ШПФ)	Δf , Гц по $AP_{p \min}$	Значення максимумів квадратів модуля спектральної щільності	
f_1	f_2						$G_{\max 1}$	$G_{\max 2}$
500	495	1000	60	28	16 (6)	5	$G_{\max 1}(497,00)$	$G_{\max 2}(504,99)$
500	498	1000	100	62	10	2	$G_{\max 1}(497,99)$	$G_{\max 2}(502,49)$
500	499	1000	100	62	10	1	$G_{\max 1}(498,49)$	$G_{\max 2}(501,99)$
500	499,5	1000	100	62	10	0,5	$G_{\max 1}(498,69)$	$G_{\max 2}(501,79)$

Зниження порядку p авторегресивної моделі сигналу $S(t)$ (зменшення числа ланок цифрового фільтра) призводить до згладжування екстремальних значень квадратів модуля спектральної щільності, а також до менш точного визначення частот.

При подальшому зниженні порядку p авторегресивної моделі даний метод стає нечутливим до досліджуваного частотного розділення $\Delta f = f_1 - f_2$ (пропадає явище розщеплення спектральної лінії).

Із таблиці видно, що при двох відліках на період частотна спроможність авторегресивного методу в 10 разів перевищує розрізнення за частотою спектральних оцінок за ШПФ. Тобто при даному обсязі вибірки спектральний аналіз за допомогою ШПФ є нечутливим (рис. 1).

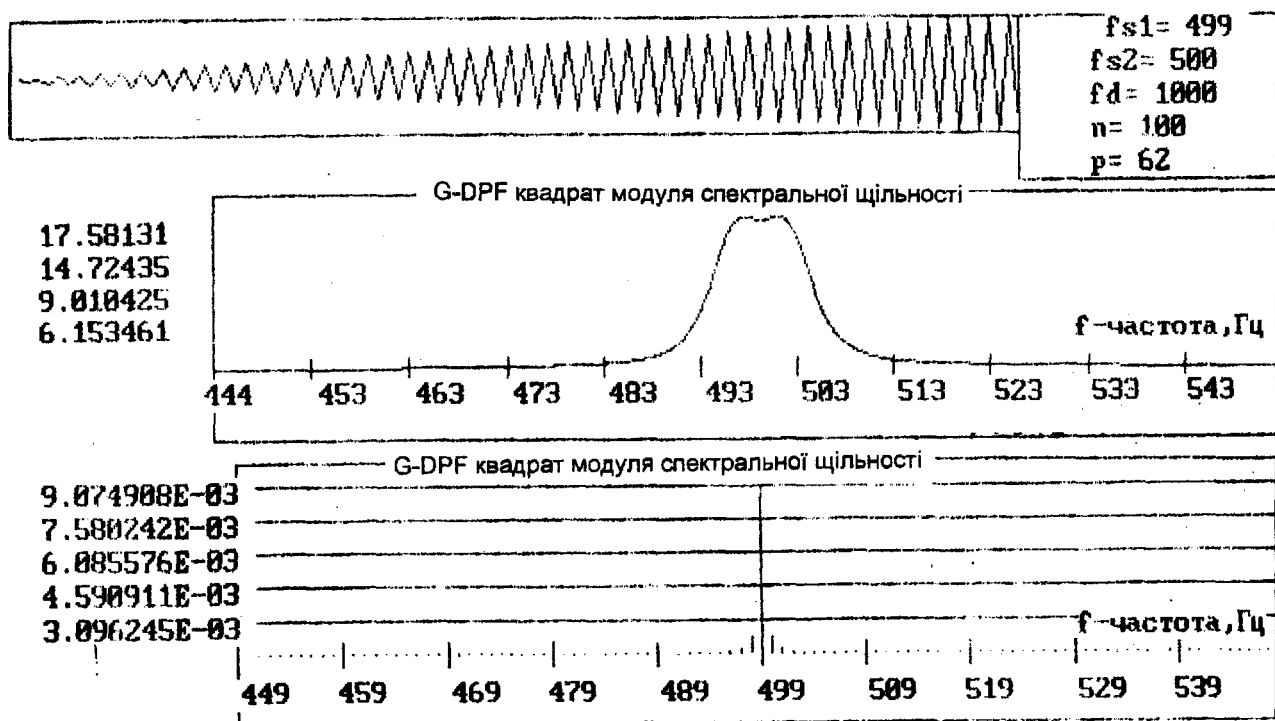


Рис 1. Авторегресивний параметричний спектр і спектр по ДПФ сигналу
 $S(t)=\sin 2\pi f_1 t + \sin 2\pi f_2 t$

В науковій літературі широко обговорюється застосування методів спектрального аналізу в задачах обробки біомедичних сигналів (в електрокардіографії високого розділення) [6–10], в задачах фільтрації сигналів від рухомих цілей [11–13] та в інших.

В лабораторії комп'ютерного моделювання Науково-дослідного інституту проблем військової медицини розроблено випробувально-діагностичний комплекс, на якому досліджено більше 100 біооб'єктів (пілотів). Математичне моделювання спектральних портретів фізіологічних сигналів дозволило одержати оцінки спектральної щільності фонокардіограми (ФКГ), електрокардіограми (ЕКГ) – комплексу та окремих зубців, реоенцефалограми (РЕГ), сфігмограми (СФГ) та шумів дихання параметричним авторегресивним методом, який забезпечує вищу роздільну спроможність за частотою та більшу наглядність у порівнянні з традиційними методами спектрального аналізу (ШПФ та дискретного перетворення Фур'є (ДПФ), рис.2 і 3.

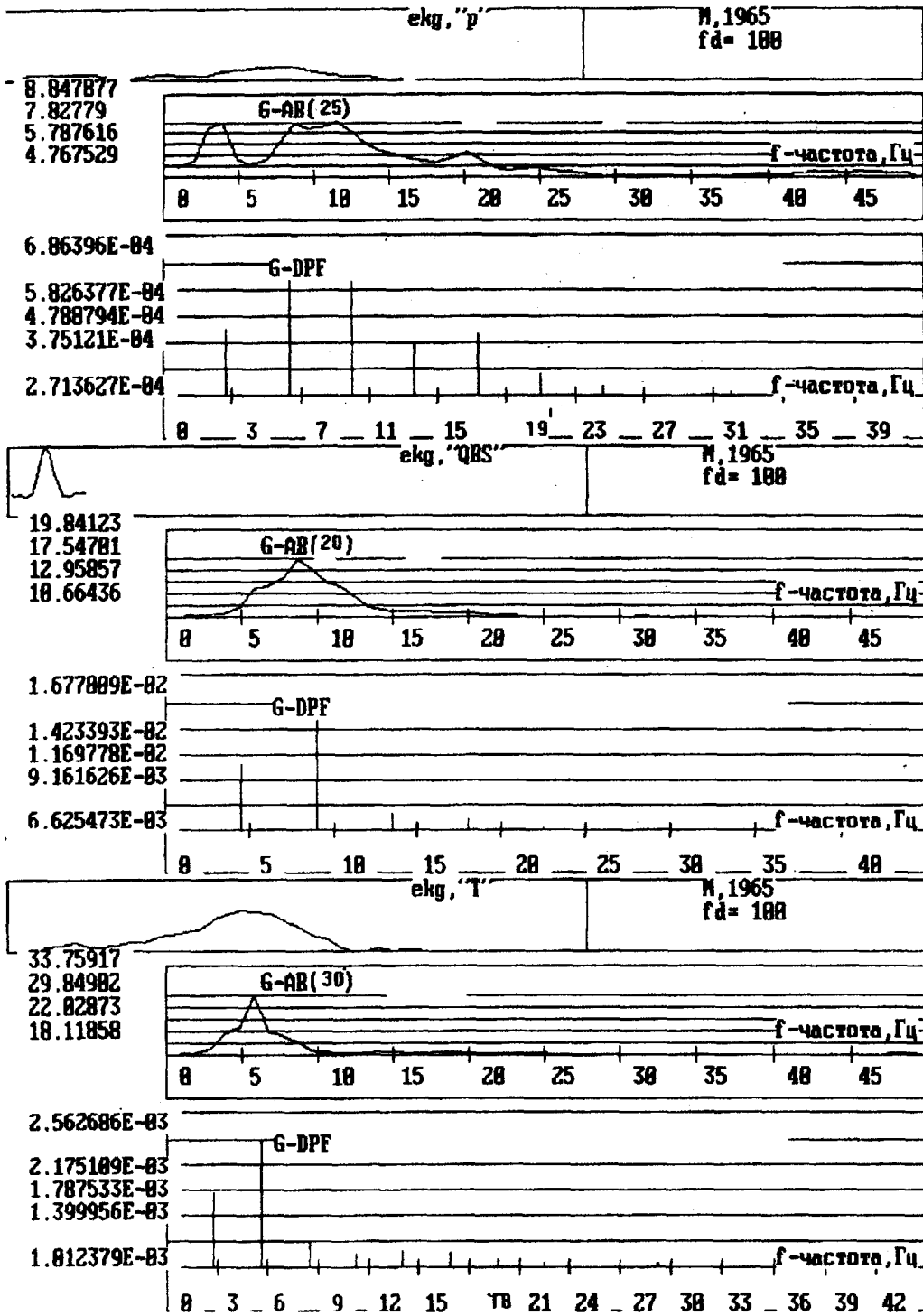


Рис. 2. Авторегресивний параметричний спектр та спектр за ДПФ ЕКГ-зубців

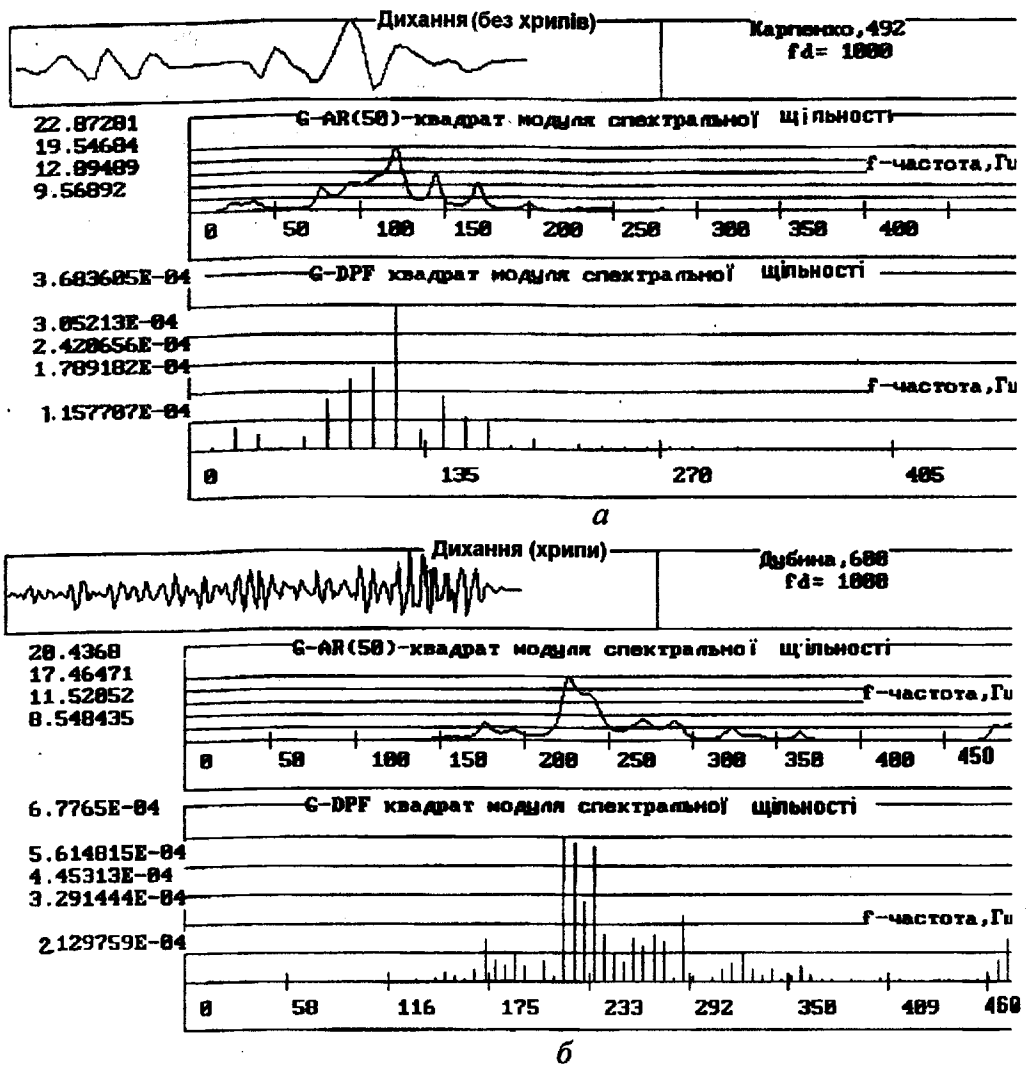


Рис. 3. Авторегресивний параметричний спектр і спектр за ДПФ:
а – дихання (без хрипів); б – дихання (з хрипами)

Заслуговує на увагу поява високочастотних складових квадрата модуля спектральної щільності процесу дихання з хрипами (рис. 3, б). В спектральному портреті фізіологічного процесу дихання здорового біооб'єкта високочастотні складові відсутні (без хрипів, рис. 3, а). Даний факт дозволяє досліджувати діагностичні ознаки хрипів.

Проведені дослідження підтверджують факт високої частотної спроможності авторегресивного спектра і дозволяють зробити такі висновки:

– при реалізаціях малих довжин (вибірки невеликого об'єму) та практичній неможливості збільшення часу спостереження необхідна роздільна спроможність за частотою досягається застосуванням параметричного методу авторегресивного спектрального оцінювання;

– оптимальний порядок авторегресивної моделі лежить в межах 20 – 62..

Список літератури

1. Бендат Дж., Пирсол А. Прикладной анализ случайных данных. – М.: Мир, 1989. – 540 с.
2. Бокс Дж., Денкинс Г. Анализ временных рядов, прогноз и управление. – М.: Мир, 1974, вып. 1. – 406 с.

3. *Марпл-мл. С.Л.* Цифровой спектральный анализ и его приложения. –М.: Мир, 1990. – 584 с.
4. *Heart Rate Variability. Standards of Measurement, Physiological Interpretation and Clinical Use* // *Circulation*.–1996. Vol. 93,.– P. 1043–1065.
5. *Kay C.M., Demeure C.* The High Resolution Spektrum Estimator– A Subjective Entity. *Proc.IEE.* –1984. – Vol. 72.– P. 1815–1816.
6. *Электрокардиография* высокого разрешения: некоторые методические подходы при анализе поздних потенциалов желудочков // Б.Б. Куламбаев, Д.У. Акашева, Г.Г. Иванов, и др. // *Кардиология.* – 1994. – Т. 34. – № 5–6. – С. 15–21.
7. *Использование* метода электрокардиографии высокого разрешения при анализе зубца Р ЭКГ / Г.Г. Иванов, А.С. Сметнев, В.А. Сандриков и др. // *Кардиология.* – 1994. – Т. 34. – № 5–6. – С. 26–31.
8. *Сигнал-усредненная ЭКГ* и сократительная функция левого желудочка у больных острым инфарктом миокарда / И.Д. Стражеско, И.Н. Меркулова, И.В. Савельева и др.// *Кардиология.* – 1995. – Т. 35. – № 12 – С. 67–71.
9. *Жаринов О.И.* Современные методы математического анализа ритма сердца // *Кардиология.* – 1992.– Т. 32. – № 3. – С. 50–52.
10. *Акашева Д.У.* Поздние потенциалы желудочков: электрофизиологическая основа, методы регистрации и клиническое значение // *Кардиология.* – 1991. – Т. 31. – № 9. – С. 76–80.
11. *Бакулев П.А., Стёпин В.М.* Методы и устройства селекции движущихся целей. –М.: Радио и связь, 1986. –228 с.
12. *Подводная акустика и обработка сигналов:* Пер. с англ. / Под ред. Л.Бернье. –М.: Мир, 1985. – 488 с.
13. *Применение* цифровой обработки сигналов: Пер. с англ. / Под ред. Э. Опенгейма. – М.: Мир, 1980. – 552 с.

Стаття надійшла до редакції 15 травня 1999 року.

Ігор Григорович Прокопенко (1948) закінчив Київський інститут інженерів цивільної авіації у 1972 році. Доктор технічних наук, професор кафедри "Автоматизація прийому та обробки інформації" Київського міжнародного університету цивільної авіації. Автор 150 наукових праць в галузі обробки сигналів.

Igor G. Prokopenko (b. 1948) graduated from Kyiv Institute of Civil Aviation Engineers (1972). DSc (Eng), professor of Automatical Reception and Processing Signal Department. Author of 150 publications in the field of signal processing.

Олександра Йосипівна Чуріна (1965) закінчила Київський інститут інженерів цивільної авіації у 1990 році. Кандидат технічних наук, доцент кафедри "Електромеханіка та світлотехніка" Київського міжнародного університету цивільної авіації. Автор 9 наукових праць в галузі математичного моделювання електроенергетичних та біомедичних процесів.

Alexandra I. Churina (b. 1965) graduated from Kyiv Institute of Civil Aviation Engineers (1990). PhD (Eng), ass. professor of Electromechanical and lighting Equipment Department of Kyiv International University of Civil Aviation. Author of 9 publications in the field of modeling of electroenergetic and biomedical processes.