

відносно невеликій області. Вибір оптимального режиму активного елемента обумовлений можливістю використання повного діапазону зміни крутості S передаточної характеристики.

2. В режимі коливань другого роду при задовільній лінійності модуляційної характеристики допустима девіація індуктивності майже в 7 разів більше ніж для коливань першого роду. Додатковими умовами вибору оптимального режиму є умови обмеження кута відсікання в діапазоні $60^\circ \dots 120^\circ$.

3. Рекомендації по вибору оптимального режиму активного елемента для обох режимів надані у вигляді спрощених методик і відносно простих співвідношень, що значно спрощує задачу розробки і реалізації керованої реактивності.

Література

1. Физико-технические и схемотехнические основы негatronики / [Пашаев А.М., Касимов Ф.Д., Филинюк М.А., Негоденко О.Н.]. – Баку: ЭЛМ, 2008. – 433 с.
2. Печенин В.В. Анализ частотных свойств синхронизированного автогенератора с автоматической перестройкой частоты / В.В. Печенин, А.Р. Сарамолки // Радиотехника. Всеукраинский межведомственный научно-технический сборник. – 2009. – Вып.158. – С. 93-99.
3. Чуб С.П. ЧМ – генератор синтезатора частот с линейной модуляционной характеристикой. Стабилизация частоты. / С.П. Чуб. Материалы межотраслевой НТК. – 1986. – С. 68-69.
4. Дворников В.А. Автогенераторы в радиотехнике / В.А. Дворников, Г.М. Уткин. – М.: Радио и связь, 1991. – 224 с.
5. Омельченко В.О. Теорія електричного зв'язку / В.О. Омельченко, В.Г. Санніков. – К.: ICDO. 1994. – 304 с.
6. Радиопередающие устройства. / [В.В. Шахгильдян, В.Б. Козырев, А.А. Луковкин и др.]. – М.: РиС, 1990. – 432 с.
7. Дикл. пат. 29643. Україна. Частотно-модульований генератор / Колпаков Ф.Ф., Підченко С.К., Хільченко Г.Л. (Україна). Технологічний університет Поділля. – Заявл. 05.04.1996; опубл. 16.11.2009; Бюл. № 6. – 5 с.

Надійшла 27.5.2010 р.

УДК 621.396

Г.Є. ОПОЛЬСЬКА, С.К. ПІДЧЕНКО, А.А. ТАРАНЧУК, А.М. ДЯЧЕК
Хмельницький національний університет

ІДЕНТИФІКАЦІЯ ПАРАМЕТРІВ SIMO-СИСТЕМ В УМОВАХ АПРІОРНОЇ ЧАСТКОВОЇ НЕВИЗНАЧЕНОСТІ

Розглянуті основні методи сліпої ідентифікації систем в умовах часткової апріорної невизначеності, представлені результати застосування даних методів при неінвазивній діагностиці патологій серцево-судинного русла людини.

The main methods for blind identification systems under partial priori uncertainty, the results of applying these methods to the noninvasive diagnosis of cardiovascular pathologies of human arteries.

Ключові слова: Ідентифікація параметрів, SIMO-система, сфігмографія, серцево-судинне русло.

Вступ

Протягом останніх років отримав розвиток окремих клас зворотних задач, які характеризуються тим або іншим ступенем невизначеності параметрів вхідного сигналу. Одним із підходів до розв'язання даного класу задач є використання відносно нової технології цифрової обробки сигналів, яка отримала назву «сліпа обробка сигналів» (SOC). У загальному вигляді задача сліпої обробки формулюється наступним чином: цифрова обробка невідомих сигналів, які пройшли лінійний канал з невідомими характеристиками на фоні адитивних шумів. Формальний розв'язок задачі сліпої ідентифікації лінійної системи припускає оцінку невідомої імпульсної характеристики або передатної функції лінійної системи тільки по спостережуваному (вихідному) сигналу, на відміну від завдання класичної ідентифікації систем, де вхідний сигнал вважається відомим. Прикладами таких задач є дослідження пов'язані з обробкою сигналів в системах цифрового зв'язку, радіолокації, радіонавігації, радіоастрономії, а також дослідження в біомедицині, в геології, сейсмології тощо [1, 2].

Застосування сліпої обробки сигналів в біомедичних комп'ютерних технологіях істотно розширює можливості діагностики широкого класу захворювань, оскільки дозволяє отримати достовірну інформацію про стан серцево-судинного русла людини без проведення оперативного втручання. Зокрема, одним з ефективних методів дослідження стану серцево-судинного русла є метод сфігмографії (графічної реєстрації артеріального пульсу). Сфігмограма є зображенням коливань стінок артерій під час серцевого циклу і за її допомогою можна отримати об'єктивну інформацію про функціональний стан артеріальної системи. Оскільки сигнал пульсової хвилі проходить шлях від аорти до периферійних артерій, то його форма значно

змінюється завдяки складним відбиттям хвилі в розгалуженій судинній системі. Саме тому актуальним є питання про відновлення сигналу аортального тиску безпосередньо в аортальному зрізі.

Постановка задачі

Розрізняють два основних типи задач сліпої обробки сигналів: сліпа ідентифікація каналу (оцінка невідомої імпульсної характеристики), сліпе вирівнювання (корекція) каналу (безпосередня оцінка інформаційного сигналу). Для розв'язку поставлених задач неперервна модель досліджуваної стаціонарної системи з декількома входами та виходами, або MIMO (Multiple-Input Multiple-Output) описується виразом:

$$y(t) = \int_{-\infty}^{+\infty} \mathbf{H}(t, t) \mathbf{x}(t) dt + \mathbf{v}(t), \quad (1)$$

де $y(t)$ – векторний сигнал, який спостерігається;

$\mathbf{H}(t, t)$ – $m \times n$ невідома матриця імпульсних характеристик з елементами $\{h_{i,j}(t)\}$;

$\mathbf{v}(t)$ – адитивна завада;

$\mathbf{x}(t)$ – інформаційний сигнал.

В частковому випадку, якщо сигнали джерел є реалізаціями стаціонарних, статистично незалежних один від одного випадкових процесів, розв'язують задачу, яку формулюють як аналіз незалежних компонент [2, 3, 4].

За умови $\mathbf{H}(t, t) = \mathbf{H}(t - t)$ має місце стаціонарна система. Якщо в (1) $n = 1, m > 1$, то модель системи може бути описана більш простим виразом:

$$y(t) = \int_{-\infty}^{+\infty} \mathbf{h}(t - t) x(t) dt + v(t), \quad (2)$$

де $\mathbf{h}(t)$ – невідома імпульсна характеристика m -мірного каналу;

$x(t)$ – невідомий комплексний інформаційний сигнал.

Системи, які описуються моделями виду (2), називаються системами з одним входом та множинним виходом, або SIMO (Single-Input Multiple-Output), що є частковим випадком системи з множинним входом і множинним виходом.

При $n = 1, m = 1$, маємо модель системи з одним входом і виходом SISO (Single-Input Single -Output):

$$y(t) = \int_{-\infty}^{+\infty} h(t - t) x(t) dt + v(t). \quad (3)$$

Задачі сліпої ідентифікації каналу на основі моделей (2) та (3) називаються задачами сліпої ідентифікації векторного та скалярного каналів, відповідно.

Варто зауважити, що методи сліпої ідентифікації є «сліпими» у тому розумінні, що вхід системи не використовується для ідентифікації, але необхідними є деякі припущення щодо статистичних характеристик вхідної інформації. До таких припущень відносяться [5, 6]:

1) кількість датчиків повинна бути більше або дорівнювати кількості джерел сигналів; це обмеження є необхідною умовою для більшості існуючих алгоритмів;

2) не більше, ніж одне джерело характеризується нормальним розподілом (ця умова є правомірною тільки для моделей, які не піддаються дії шумів);

3) джерела сигналів мають мати скінченні другі статистичні моменти і мають бути центрованими;

4) інформаційна послідовність має використовувати скінченну множину символів.

Представимо модель серцево-судинного русла людини у вигляді SIMO-системи (рис. 1.):

У якості виходів SIMO-системи ($y_1(t), y_2(t)$) зображуються вимірні периферійні сигнали пульсової хвилі, що породжуються спільним неспостережуваним входом $x(t)$. Кожен з каналів системи характеризує динамічні властивості різних артеріальних шляхів пульсової хвилі та може бути описаний за допомогою фільтра з кінцевою імпульсною характеристикою (КИХ-фільтру).

Алгоритм сліпого відновлення сигналу пульсової хвилі

Для відновлення аортального тиску був використаний модифікований алгоритм взаємних співвідношень, який складається з наступних кроків [7– 10]:

1. Для фіксованого порядку фільтра векторна передаточна функція \mathbf{h}_i оцінюється за допомогою метода мінімізації нев'язки. Параметри КИХ-фільтрів кожного каналу визначаються за допомогою наступного співвідношення між вимірюваними вихідними сигналами:

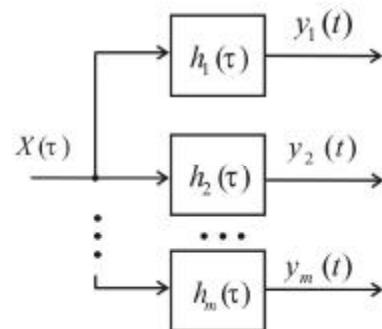


Рис. 1. Модель серцево-судинного русла у вигляді SIMO-системи

$$\sum_{k=0}^{L-1} h_1(k)y_2(t-k) - \sum_{k=0}^{L-1} h_2(k)y_1(t-k) = e(t), \quad t \in [L-1, N-1], \quad (4)$$

де L – порядок КІХ-фільтра,
 N – кількість вибірок вимірюваного сигналу.
 Вираз (4) може бути представлений у матричній формі:

$$\begin{bmatrix} \mathbf{Y}_1 \\ \mathbf{Y}_2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \mathbf{h}_1 \\ \mathbf{h}_2 \end{bmatrix} = \mathbf{e}, \quad (5)$$

де $\mathbf{Y}_i = \begin{bmatrix} y_i(0) & y_i(1) & \dots & y_i(L-1) \\ y_i(1) & y_i(2) & \dots & y_i(L) \\ \dots & \dots & \dots & \dots \\ y_i(N-L) & y_i(N-L+1) & \dots & y_i(N-1) \end{bmatrix}_{[(N-L+1) \times L]}$, $i \in [1, 2]$ – матриця Ханкеля, яка містить вибірки

відповідних вимірюваних сигналів;

$$\mathbf{h}_i = [h_i(L-1) \quad h_i(L-2) \quad \dots \quad h_i(0)]_{[L \times 1]}^T, \quad i \in [1, 2] \text{ – вектори, які визначають передаточні характеристики}$$

відповідних фільтрів;

$$\mathbf{e} = [e(0) \quad e(1) \quad \dots \quad e(N-L)]_{[(N-L+1) \times 1]}^T \text{ – вектор вибірок шуму.}$$

Для розв'язку оптимізаційної задачі формується власний вектор матриці $\mathbf{Y}^T \mathbf{Y}$. Процедура оцінки порядку фільтра наступна: формується матриця \mathbf{Y} розмірністю $[(N - L_{\max} + 1) \times 2L_{\max}]$, де $L_{\max} = 15$ представляє собою початковий порядок фільтра; визначаються власні числа матриці $\mathbf{Y}^T \mathbf{Y}$; встановлюється оптимальне значення L , яке дорівнює половині кількості власних чисел, що складає як мінімум 5 % максимального власного числа [10].

2. Вхідний сигнал пульсової хвилі може бути визначений як згортка вимірюваних вихідних сигналів та оцінених параметрів КІХ-фільтрів каналів:

$$y_i(t) = \sum_{k=0}^{L-1} h_i(k) p_{r(t-k)+n_i(t)}, \quad i \in [1, 2], \quad t \in [0, N-1], \quad (6)$$

або у матричній формі:

$$\begin{bmatrix} \mathbf{Y}_{m1} \\ \mathbf{Y}_{m2} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \mathbf{H}_1 \\ \mathbf{H}_2 \end{bmatrix} \mathbf{Y}_r + \begin{bmatrix} \mathbf{n}_1 \\ \mathbf{n}_2 \end{bmatrix}, \quad (7)$$

де $\mathbf{Y}_{mi} = [y_{mi}(0) \quad y_{mi}(1) \quad \dots \quad y_{mi}(N-1)]_{[N \times 1]}^T$, $i \in [1, 2]$ – вектор відповідних вихідних сигналів;

$$\mathbf{H}_i = \begin{bmatrix} h_i(L-1) & \dots & h_i(0) & \dots & 0 \\ \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \\ 0 & \dots & h_i(L-1) & \dots & h_i(0) \end{bmatrix}_{[N \times (N+L-1)]}, \quad i \in [1, 2] \text{ – матриця Телпича передаточних}$$

функцій відповідних КІХ-фільтрів;

$$\mathbf{Y}_r = [y_r(-L-1) \quad y_r(-L-2) \quad \dots \quad y_r(0) \quad y_r(1) \quad \dots \quad y_r(N-1)]_{[(N+L-1) \times 1]}^T \text{ – вектор вхідних вибірок}$$

сигналу пульсової хвилі;

$$\mathbf{n}_i = [n_i(0) \quad n_i(1) \quad \dots \quad n_i(N-1)]_{[N \times 1]}^T, \quad i \in [1, 2] \text{ – відповідні вектори вибірок шуму.}$$

Таким чином, зв'язок вхідного та вимірюваних вихідних сигналів може бути представлений у вигляді

$$\mathbf{Y}_r = (\mathbf{H}^T \mathbf{H})^{-1} \mathbf{H}^T \mathbf{Y}_m, \quad (8)$$

де мінімізація нев'язки здійснюється за допомогою методу найменших квадратів.

3. Проводиться калібрування оціненого сигналу пульсової хвилі по відношенню до середнього значення вимірюваних сигналів:

$$y_r^c(t) = y_r(t) \frac{\sum_{t=0}^{N-1} y_{m1}(t)}{\sum_{t=0}^{N-1} y_r(t)}, \quad t \in [0, N-1], \quad (9)$$

де $y_r^c(t)$ – заключний відкалібрований відновлений сигнал пульсової хвилі.

4. Якщо середнє значення відновленого аортального сигналу пульсової хвилі більше, ніж середнє

значення виміряного периферійного сигналу, то розв'язок вважається хибним, наведені вище кроки повторюються зі зменшенням первинного порядку фільтра на одиницю.

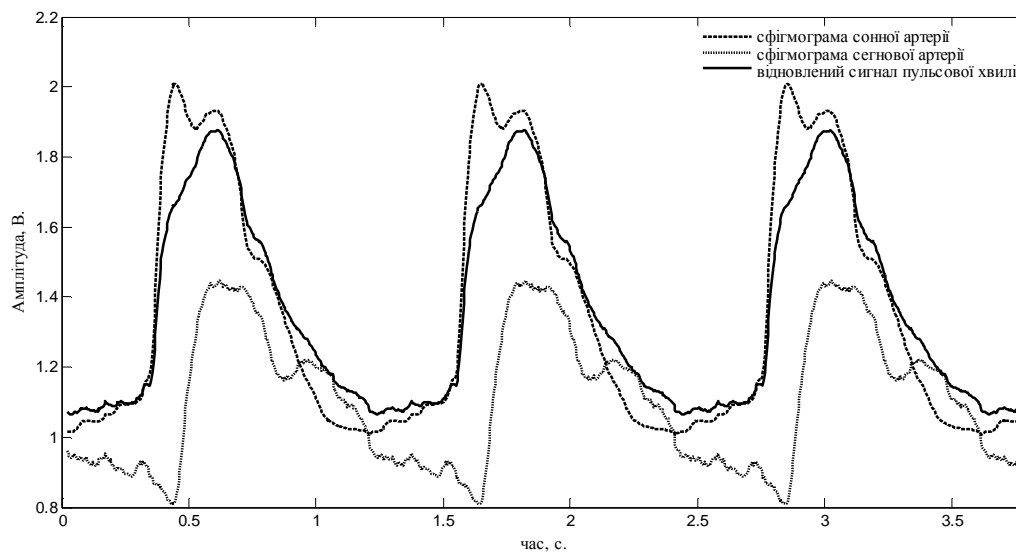


Рис. 2. Сфігмограми периферійних артерій та відновлений сигнал пульсової хвилі людини

Даний алгоритм був застосований під час досліджень параметрів серцево-судинної системи людини за допомогою багатоканальної автоматизованої системи для сфігмографічних досліджень [11]. В якості вихідних сигналів використані реальні цифрові сфігмограми пульсових коливань зняті зі стегнової та сонної артерій людини (рис. 2).

По формі відновленого сигналу в аортальному зрізі отриманого за допомогою даного алгоритму цифрової обробки, можливо оцінити роботу серця по нагнітання крові, роботу клапана й прохідність коронарних артерій, які постачають кров у серцевий м'яз людини без проведення інвазійного втручання, тобто катетеризації серця й ангіограми (метод, при якому дослідження проводяться за допомогою катетера, що пропускається через вену або артерію в руці або паховій області й просувається до серцевих камер, використовуючи при цьому рентген).

Висновки

Наведені результати підтверджують високу ефективність використання методу сліпої ідентифікації для неінвазивної діагностики патологій серцево-судинного русла. Недоліком даного методу є те, що для оцінки порядку КІХ-фільтра, який є апріорно невідомим, необхідно застосовувати складну ітераційну процедуру, а також проводити математичні розрахунки з розрідженими матрицями великих розмірів.

Література

1. Abed– Meriam K. Blind System Identification / K. Abed-Meriam, W. Hua, Y. Qiu // IEEE Proceeding. – 1997. – vol. 85. – pp. 1308– 1322.
2. Cichocki A. Adaptive blind signal and image processing / A. Cichocki, S. Amari // . – John Wiley & Sons Ltd. – 2002.
3. Common P. Independent component analysis: a new concept? // Signal Processing. – 1994, vol. SP– 36, pp. 287– 314.
4. Горячкин О. В. Слепая обработка векторных сигналов в полиномиальной интерпретации / О. В. Горячкин // Управление и моделирование. – 2003. – С. 105– 114.
5. Горячкин О.В. Многообразия постоянных парных корреляций и их применения в задаче слепой обработке широкополосных сигналов / О.В. Горячкин // Успехи современной радиоэлектроники. – 2003. – № 10. – С. 72– 76.
6. Прокис Дж. Цифровая связь / Дж.Прокис; [пер. с англ.]. – М.: Радио и связь, 2000.
7. Gokul Swamy, Qi Ling, Tongtong Li, Ramakrishna Mukkama Blind Identification of the aortic Pressure Waveform from Multiple Peripheral Artery Pressure Waveforms // AJP-Heart Circ Physiol, vol 292, may 2007;
8. Gaubitch N. D. The Complex Multichannel LMS For Adaptive Blind System Identification // N.D. Gaubitch, P.A. Naylor // . – IWAENC 2006. – Paris. – September, . – pp. 12-14.
9. Guanghan Xu. A Least– Squares Approach to Blind Channel Identification / Guanghan Xu, Hui Liu, Lang Tong, Thomas Khailath // IEEE Transactions Of Signal Processing. – Vol. 43. – pp. 2982– 2992.
10. Гантмахер Ф.Р. Теория матриц. М.: Наука. – 1988. – С. 34– 39.
11. Колпаков Ф. Ф. Пьезорезонансные механотроны в измерениях параметров сердечно – сосудистой системы человека // Ф. Ф. Колпаков; С. К. Пидченко; А. А. Таранчук, А. Е. Опольская // Радиоелектронні і комп'ютерні системи. – 2009. – № 2 (36). – С. 60– 70.

Надійшла 13.5.2010 р.