

## Елиминиране на нискочестотни смущения в ЕКГ сигнали с използване на сплайн функции

Войслав В. Луканов, Илцион Б. Стамболиев – ТУ, София

### 1. Въведение

Снемането на електрокардиографския сигнал винаги е съпроводено с определени смущения. Нискочестотните смущения, изразяващи се в дрейф на нулевата линия и предизвикани от изменения на електрохимичния потенциал на системата електрод-кожа затрудняват в голяма степен автоматичния анализ на електрокардиограмата.

Проучването на литературата показва, че са известни три основни способа за филтрация [1] на нискочестотните смущения:

- филтрация на базата на рекурсивно и нерекурсивно пълзящо сумиране;
- филтрация на основа на базиони разложения на сигнала;
- логическа филтрация, базираща се на определени евристични правила и изводи.

Използването на първите два метода е затруднено от факта, че честотният спектър на смущенията съвпада с определящи морфологичните особености на Р, Т вълната и ST сегмента компоненти [2,3]. Проблем е и появата на изкривявания в зоната на ST сегмента, дължащи се на реакцията на филтъра на QRS комплекса. По тази причина по въпроса за долната гранична честота на филтрите няма единно мнение (0.01-0.7 Hz), независимо от подробните анализи прибедени в редица работи [4,5].

Сравнително голямо приложение за отстраняване на нискочестотен дрейф са намерили различните логически филтри. Основната идея се състои в намиране чрез интерполация на смущението и последващо изваждане от оригиналния сигнал. "Опорните" точки се търсят в областите с нулева електрическа активност – най-често PQ интервала [6]. Като основа може да се приеме алгоритъма предложен от Meyer и Keiser [7], които изследват апроксимацията на нулевата линия с кубичен сплайн.

Експерименталното изследване от авторите на методите за филтрация на нискочестотни смущения показва, че:

а) при работа в квазиреално време директните методи за филтрация с рекурсивни и нерекурсивни филтри не са най-подходящи поради припокриване на честотните ленти на смущението и диагностично ценни вълни в ЕКГ;

б) влиянието върху ST сегмента може да се намали чрез филтър с подобрена фазова характеристика;

в) логическите алгоритми, представени от интерполационните техники, при правилна употреба могат да доведат до много добри резултати;

г) повишаване на степента на интерполация полином и подобряване на избора на базови точки е пътят за повишаване на качеството на логическите алгоритми;

д) по намалящо подобрене на методите може да се търси в комбиниране на възможностите на логическите методи с класическото филтриране.

2. Разработка на алгоритъм за елиминиране на нискочестотни смущения.

Предложеният алгоритъм се базира на интерполационна техника с използването на кубичен изглаждащ сплайн. Избран е този математически апарат, който дава възможност за комбиниране на логическите методи с класическа филтрация и едновременно с това позволява ефективно да се управлява процеса на обработка, чрез въвеждане на емпирична информация за сигнала.

Интерполационният сплайн [8] се дефинира при зададен отрязък  $[a, b]$ , в който е зададена мрежата от точки:

$$a = x_1 < x_2 < x_3 < \dots < x_n = b$$

във възлите на които са известни значенията на сигнала  $z_1, z_2, z_3, \dots, z_n$ . От класа функции  $W[a, b]$ , за всяка от които е изпълнено условието:

$$\int_a^b [f''(x)]^2 dx < \infty$$

се избира тази за която:

$$S(x_i) = z_i$$

и

$$\int_b^a [S''(x)]^2 dx = \min$$

За изпълнението на това условие  $S(x)$  е достатъчно да бъде полином от трета степен и представлява уравнението на линия минаваща през възлите  $(x, z)$  и притежаваща максимална гладкост.

В редица случаи обаче е възможно сплайнът да не минава точно през възлите и да има по-голяма гладкост - т.н. изглаждащ сплайн. Неговото намиране е свързано с минимизирането на функционала:

$$J(f) = \int_b^a [f''(x)]^2 dx + \sum_{i=0}^N p_i^{-1} (f_i - z_i)^2$$

при зададено  $p_i$ . Явно е, че с намаляване на  $p_i$  функцията минимизираща  $J(f)$  минава по-близо до  $z_i$ , т.е. сплайнът се превръща в интерполиращ.

Изглаждащият сплайн притежава филтриращи свойства, зависещи от параметъра  $p_i$ . Честотните характеристики на изглаждащ сплайн, за различни стойности на  $p$ , снети експериментално, са показани на фиг. 1.

Едновременно с възможността за управление на честотната характеристика е възможно и "фиксиране" на определени точки, чрез полагане на  $p_i = 0$ . По този начин в определен интервал сплайнът е филтриращ, а в друг - интерполиращ. Ефективността на тази идея е илюстрирана на фиг. 2 на която е показано филтриране на синусоиден сигнал при две различни стойности на  $p$  и една фиксирана точка. Това съчетаване на възможности позволява да се приложат ефективно изводи (б), (г) и (д) от въвеждението.

Предложеният метод за елиминиране на смуценията се базира на управление на честотната характеристика от кривината на сигнала в определен интервал. Той се изпълнява по следния алгоритъм:

- входният сигнал се подлага на цифрово филтриране с горна гранична честота около 15 Hz. (нерекурсивно пълзящо сумиране по 10 точки за сигнал с честота на дискретизация 250 Hz.).

- построява се редуциран масив, в който възлите за интерполация се избират със стъпка 20 или 40 msec.

- изчислява се масива  $p_i$  по формулата:

$$p_i = c_1 + c_2 \int_{x_i - T/2}^{x_i + T/2} [zr''(x)]^2 dx,$$

където:

$c_1, c_2$  - константи, зависещи от честотата на дискретизация

$zr(x)$  - редуциран масив от данни

$T$  - интервал на интегриране, оптимално около 100-180 msec. за ЕКГ сигнали.

Много добри резултати се получават и при намиране на  $p_i$  по формулата:

$$p_i = c_1 + c_2 \int_{x_i - T/2}^{x_i + T/2} [z'(x)]^2 dx$$

- ако са разпознати точки където в сигнала присъствуват само смущения (липса на електрическа активност на сърцето), те се фиксират с  $p_i = 0$ . Такива могат да бъдат P-Q интервала, точки след T вълната и др.

- построява се изглаждащ сплайн по така получените входни данни; интерполацията за изходния сигнал се прави със стъпка, равна на периода на дискретизация.

- така полученият масив от данни се изважда от входния.

Получената разлика е свободния от смущения сигнал.

Предложеният алгоритъм е реализиран и настроен с използването на Microsoft C и CodeView. Вариант на програмата е транслиран с INTRON-C кроскомпилятор за микропроцесор HD6303, като е използвана изцяло целочислена аритметика. Времето за обработка на масив от 1024 байта е около 4 секунди.

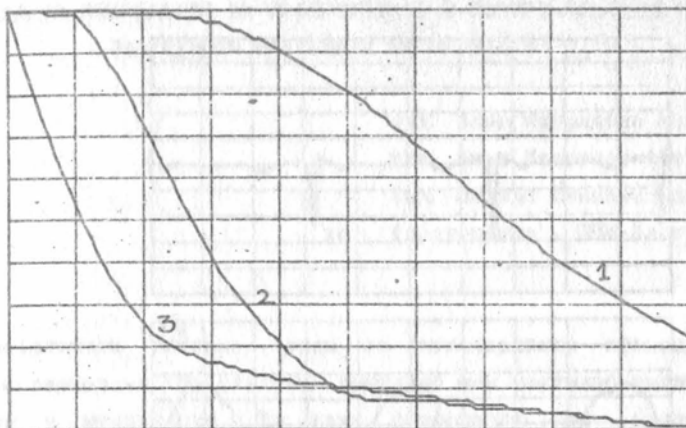
### 3. Резултати

Работата на алгоритъма е илюстрирана на фиг.3 върху реален сигнал, изкуствено зашумен със синусоида с честота 1 Hz, т.е. попадаща в спектъра на полезния сигнал. Не е въвеждана информация за P-Q интервала. Вижда се пълното възстановяване на нулевата линия при минимални геометрични изкривявания в зоната на ST сегмента.

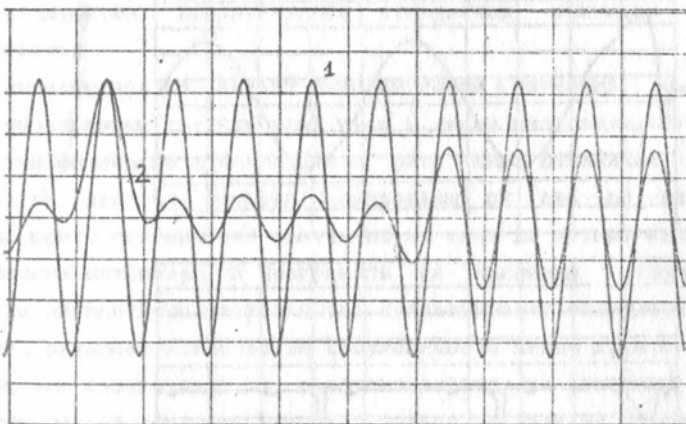
С описания алгоритъм са обработвани и други сигнали - реоплетизмографски, сфигмографски и др. Благодарение на възможността да се управлява работата му в зависимост от характера на сигнала и да се въвеждат емпирични знания за самия сигнал в една чисто цифрова процедура алгоритъма дава възможност за подобряване на предварителната обработката, а от там и за подобряване на качеството на медицинските системи.

#### Литература:

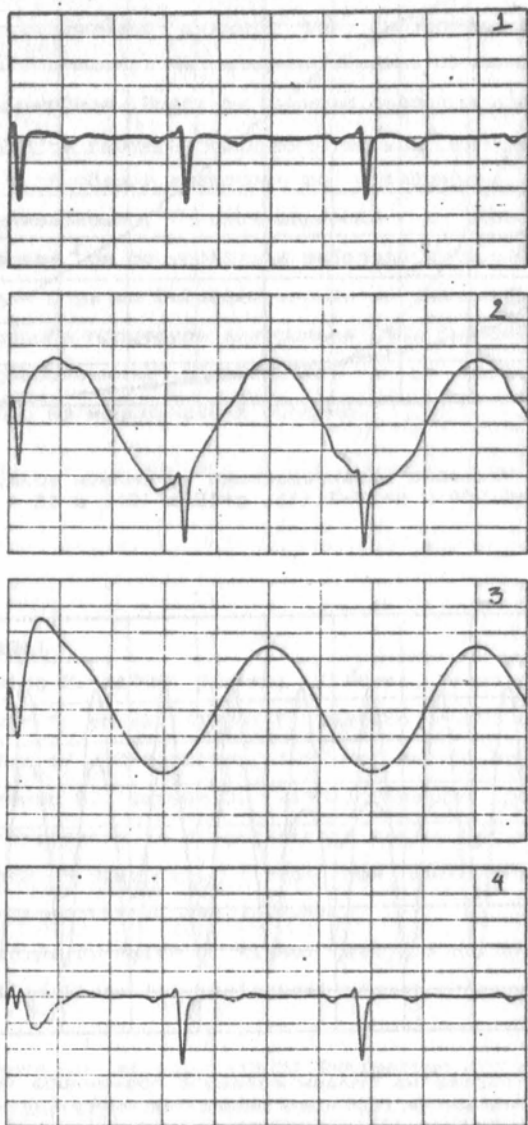
- [1] Hamming R. (1988) Digital filters. Prentice-Hall, London
- [2] Thakor N. et al. (1984) Estimation of QRS complex power spectra for design of a QRS filter. IEEE Vol.BME-31, No.11
- [3] Sdorenko G. Lazyuk D. (1981) Spectral characteristics of the electrocardiogram as diagnostic criterium. Adv. Cardiol, Vol.28.
- [4] Banta R.H. et al. (1985) New cardiograph family with ECG analysis capability. H&P J., Sept.
- [5] Principe J. Smith J. (1986) Design and implementation of linear phase FIR filters for biological signal processing. IEEE, Vol BME-33, No.6
- [6] McManus C. et al. (1985) Estimation and removal of baseline drift in the ECG. Comp.Biom.Res. Vol.18, No.1
- [7] Mayer C. Keiser H. (1977) Electrocardiogram baseline noise estimation and removal using cubic splines and space computation techniques. Comp. Biom. Res., 10
- [8] Василевский В. (1983) Слайн-функций. Новосибирск, "Наука"



фиг.1 Честотни характеристики на сплайн филтър  
за  $h=0.004$  и  $p=1E-7$  (1),  $p=1E-6$  (2),  $p=1E-4$  (3)



фиг.2 Работа на сплайн филтър с променлива честотна  
характеристика при една фиксирана точка.  
Входен сигнал (1), изходен сигнал (2).



фиг. 2 Работа на алгоритъма за елиминирание на  
 нискочестотни смущения. Входен сигнал (1),  
 зашумен сигнал (2), интерполирано смущение (3),  
 изходен сигнал (4).