

КОМПЕНСИРАНЕ НА ДРЕЙФА НА ИЗОЕЛЕКТРИЧНАТА ЛИНИЯ В РЕАЛНО ВРЕМЕ ПРИ ЕКГ СИГНАЛИ В УСЛОВИЯ НА ПОВИШЕНА ФИЗИЧЕСКА АКТИВНОСТ

Стоян Танев¹, Пламен Трендафилов¹, Христо Христов¹, Людмила Танева²

¹Институт за космически изследвания и технологии - Българска академия на науките

²Технически университет – София
e-mail: spsbyte@space.bas.bg; lusy_t@yahoo.com

Ключови думи: Електрокардиограма, компенсирание на дрейфа на изоелектричната линия, ЕКГ

Резюме: Предложен е алгоритъм за премахване на дрейфа на изоелектричната линия при регистриране на ЕКГ в условия на повишена физическа активност в реално време. Разгледани са особеностите на цифров нерекурсивен филтър в зависимост реда на филтъра. Показани са резултати от работата на алгоритъма в реално време.

REAL TIME DRIFT COMPENSATION OF THE BASE LINE OF ECG DURING HIGH LEVEL PHYSICAL ACTIVITY

Stoyan Tanev¹, Plamen Trendafilov¹, Christo Christov¹, Ludmila Taneva²

¹Space Research and Technology Institute – Bulgarian Academy of Sciences

²Technical university – Sofia
e-mail: spsbyte@space.bas.bg; lusy_t@yahoo.com

Key words: Electrocardiogram, Real time drift compensation of the ECG base line, ECG

Abstract: Presented algorithm is intended for real time drift compensation of the base line during high level physical activity. The capabilities and properties of the non recursive digital filter are explained depending on the used filter row. Results from the processing of the real time algorithm are shown.

Въведение

Регистрирането на ЕКГ в състояние на повишена физическа активност се влияе от редица смущения, имащи естествен (физиологичен) или изкуствен произход. Физиологичните смущения са свързани с различни биопотенциали, най-често миографски, дължащи се на съкращения на мускулите в областта на зоната за разполагане на електродите, които могат да бъдат свързани с определени физически движения или процеса на дишане. Тези сигнали се пораждат от различни мускулни двигателни единици, генериращи биопотенциали в спектралния диапазон на ЕКГ с различна честота и амплитуда, което води до "дрейф" на изоелектричната линия или наслагване на сигнали с форма много близка до тази на реален QRS комплекс. Смущенията от изкуствен характер най-често са свързани с появата на интерферентни шумове в ЕКГ сигнала, предизвикани от индуктиране на напрежения с честота от промишлената електропреносна мрежа в отвеждащите кабели и човешкото тяло или лош контакт на електрода с кожата. На практика почти не съществува запис, в който да не се наблюдава поне един от посочените смущаващи фактори. Много често те се проявяват едновременно, което допълнително усложнява обработката на сигнала, отнасяща се до правилното разпознаване на QRS комплексите в регистрираната ЕКГ.

Дрейфът на изоелектричната (базова) линия е феномен, който често води до сериозни проблеми при откриването на върха на QRS комплекса. Ако не са взети предварителни мерки

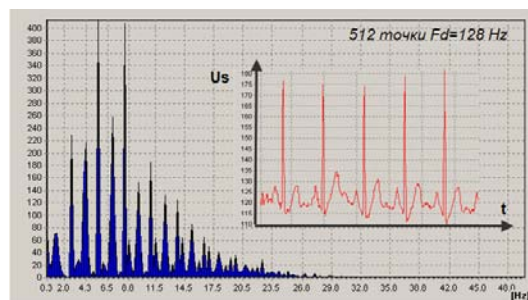
за отстраняване на този ефект, вместо QRS комплекса, може да бъде регистриран върхът на Т-вълната, което е нежелателно и може да опорочи анализа.

Една от често срещаните причини за отместване на базовата линия е контактния електроден шум. Той представлява шум от случаен характер, дължащ се на загубата на пълен контакт между кожата и електрода. Може да се проявява непрекъснато или на интервали с различна продължителност. Преминването от по-добър към по-лош контакт и обратно, водят до регистрирането на големи артефакти, тъй като обикновено ЕКГ сигналът е свързан капацитивно към системата за регистриране. Този тип шум може да бъде моделиран като случайно рязко отклоняване на сигнала от базовата линия в положителна или отрицателна посока, затихващ по експоненциален закон, с насложена върху него промишлена честота от 50 Hz. Според [1] продължителността на този тип смущение е до 1 s а амплитудата му достига максималния диапазон на регистриращото устройство.

В състояние на повишена двигателна активност, артефактите при движение са силно изразени и представляват временни отклонения на изоелектричната линия, дължащи се на промяната на кожно-електродния импеданс. Формата на този тип шум може да бъде представен, като положителен или отрицателен полупериод на синусоидална вълна. Максималната амплитуда и продължителността са променливи. Продължителността на този тип шум е 100-500 ms с амплитуда до 500 % от амплитудата на полезния ЕКГ сигнал.

Артефактите, дължащи се на мускулни съкращения, задължително присъстват в процеса на регистриране на ЕКГ при повишена физическа активност. Този тип смущения се дължат на биопотенциалите, генерирани от мускулите на тялото и са с амплитуди от порядъка на милivolти. Спектърът на тези шумове може да се разглежда, като Гаусово разпределение. Стандартната девиация на миографските шумове са 10% от амплитудата на ЕКГ и с продължителност от около 50 ms и честоти от 0-10 kHz.

Чрез Фурие-анализ на електрокардиограмата се доказва, че честотният спектър на Р и Т вълната, е разположен основно между 0.5 и 10 Hz, а QRS комплекса - в диапазона 4-20 Hz (фиг.1).



Фиг. 1. ЕКГ сигнал (червен цвят) и неговият спектър (син цвят)

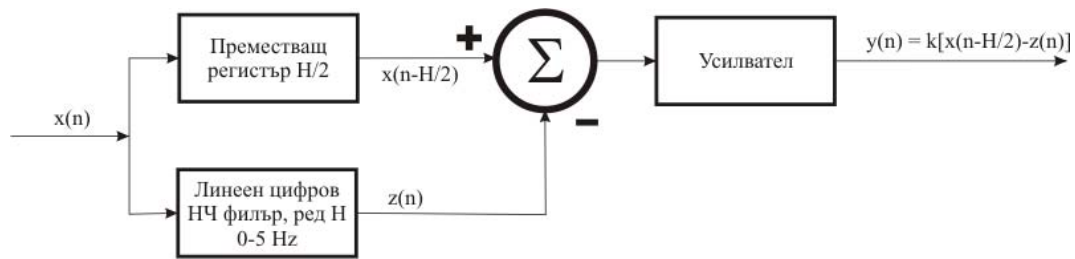
Често спектралните съставни на Р и Т вълната попадат в честотния спектър на дрейфа на базовата линия (0-0.8 Hz). Премахването на дрейфа на базовата линия трябва да се извършва внимателно при необходимост от морфологичен анализ на ЕКГ, без да се опорочи формата на Р и Т вълната поради подтискане на спектрални съставни определящи тяхната форма.

Към настоящия момент съществуват различни похвати за елиминиране на дрейфа на изоелектричната линия. Те могат да бъдат класифицирани в три основни групи - аналогови, аналогово-цифрови и цифрови. Всяка една от тях има своите предимства и недостатъци.

В последно време с нарастването на производителността на цифровите изчислителни средства все повече се използват различни цифрови техники за филтриране на сигнала, които дават много добри резултати. Използването на повечето от тях обаче, води до подтискане или изрязване на спектрални компоненти от полезния сигнал, което в редица случаи е нежелателно.

Един от подходите за елиминиране на дрейфа се предлага от [2] и се базира на нискочестотен линеен цифров филтър, съчетан с линейна интерполация на QRS комплекса. Авторите работят с честота на дискретизация $f=200\text{Hz}$ и нискочестотен нерекурсивен филтър с честота на среза $F=0.8\text{Hz}$. Според тях, методът е приложим в реално време и не внася изкривявания в полезния ЕКГ сигнал. За мониториране на ЕКГ сигнал в реално време препоръчват използването на линейни филтри с честоти на среза 1Hz и дори 1.2 Hz.

Целта на настоящата работа е да представи ефективен и прост алгоритъм за премахване на дрейфа на изоелектричната линия в реално време на ЕКГ в условия на повишена двигателна активност. Алгоритъмът на работа е показан на фиг. 2.



Фиг. 2. Блокова схема на алгоритъма за компенсиране на дрейфа на базовата линия

ЕКГ сигналът се усилва от инструментален усилвател (ИУ), след което постъпва на входа на 12-битов аналогово-цифров преобразувател (АЦП), формиращ функция $x(n)$ (входен сигнал). Усилването на ИУ трябва да бъде избрано така, че той да не се насища при сигнали превишаващи няколко пъти полезният ЕКГ сигнал. Избраната честота на дискретизация е 256 Hz. Цифровият сигнал $x(n)$ постъпва едновременно на входовете на линеен нискочестотен цифров филтър от ред „Н“ и блока за закъснение представляващ преместващ FIFO (first in first out) регистър с дължина $H/2$. Сигналите от изходите на двата блока се изваждат, като полученият сигнал $y(n)$ при необходимост се усилва по програмен път (1).

$$(1) \quad y(n) = x\left(n - \frac{H}{2}\right) - z(n) = x_H(n) - z(n)$$

Сигналите на входа на изваждащия блок $z(n)$ и $x_H(n) = x(n-H/2)$ могат да бъдат представени във вида (2) и (3).

$$(2) \quad z(n) = \sum_{k=0}^{k=N} h_k a_k + \sum_{k=N}^{k=M} h_k a_k,$$

където:

h_k е коефициент на предаване на филтъра за честота k ,

a_k е амплитуда на спектралната съставна на сигнала на входа на филтъра,

N е гранична честота, до която всички компоненти на сигнала се предават към изхода без затихване,

M е най-високата гранична честота, която може да бъде обработена от филтъра (в дадения случай 128 Hz).

$$(3) \quad x_H(n) = \sum_{k=0}^{k=N} a_k + \sum_{k=N}^{k=M} a_k$$

След заместване на $z(n)$ и $x_H(n)$ в (1), за изходния сигнал $y(n)$ се получава (4):

$$(4) \quad y(n) = \sum_{k=0}^{k=N} a_k + \sum_{k=N}^{k=M} a_k - \left(\sum_{k=0}^{k=N} h_k a_k + \sum_{k=N}^{k=M} h_k a_k \right).$$

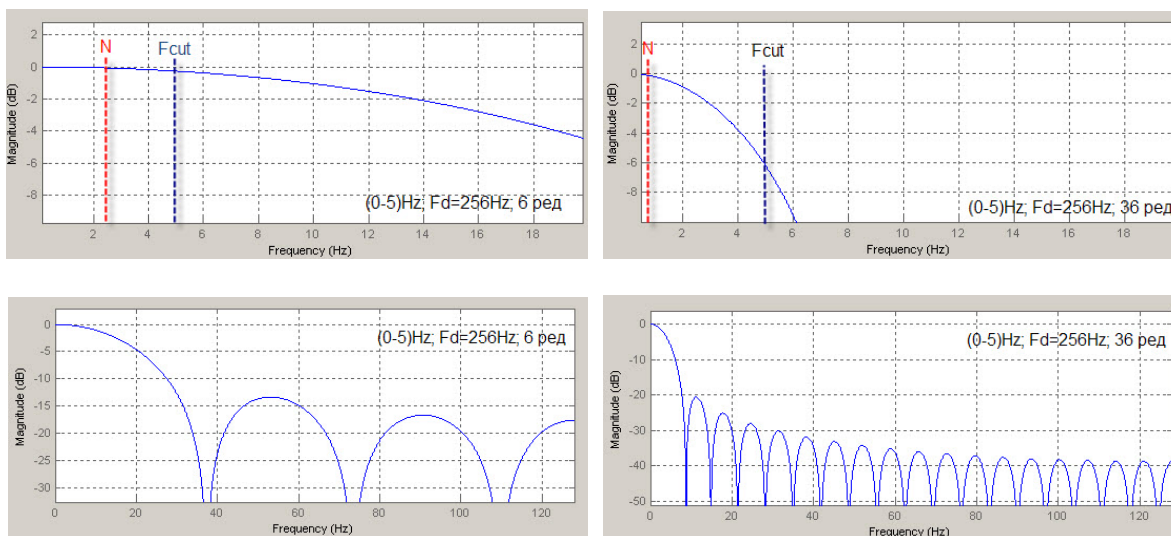
Тъй като от $0 - N$ $h_k = 1$, изразът (4) може да бъде записан като (5):

$$(5) \quad y(n) = \sum_{k=N}^{k=M} a_k - \sum_{k=N}^{k=M} h_k a_k$$

От (4) и (5) могат да бъдат направени следните изводи:

Съставните честоти на сигнала от нула до N не присъстват в изходния сигнал на изваждащия блок, докато всички по-големи от N честоти ($N < f < M$) формират изходен сигнал в

зависимост от реда на използвания филтър. На (фиг.3 а и б) са показани амплитудно-честотните характеристики (АЧХ) на цифров НЧ филтър тип "window" с лента на пропускане 0-5 Hz съответно от 6 и 36 ред.

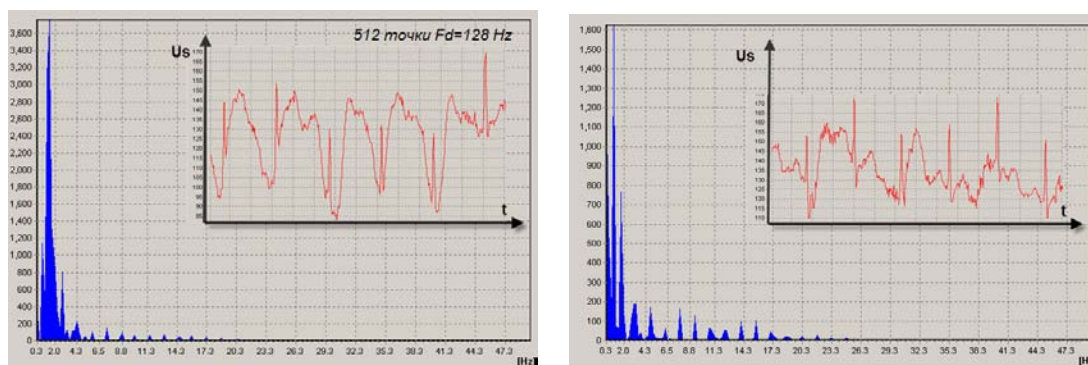


а) АЧХ на НЧ филтър от 6 ред

б) АЧХ на НЧ филтър от 36 ред

Фиг. 3. АЧХ на НЧ филтри с лента на пропускане (0-5Hz) $F_{cut}=5\text{Hz}$

От фиг. 3 б) се вижда, че филтър от по-висок ред (36), ще подтиска по-слабо честоти по-малки и близки до F_{cut} , поради ниските стойности на коефициента $h_k < 1$ в сравнение с филтър от 6 ред (фиг.3 а), където $h_k \approx 1$ почти до честотата на среза на филтъра. По-близкият до единица коефициент $h_k \approx 1$, води до намаляване на амплитудата на изходния сигнал и изрязване на нискочестотните компоненти на ЕКГ сигнала като Р и Т вълната. В този случай се налага усилване на сигнала. Поради тази причина използването на филтър от нисък ред не се препоръчва в случай на необходимост от морфологичен анализ на ЕКГ. Повечето автори препоръчват честотата на среза на филтъра да не бъде по-висока от 1 Hz. Направените изследвания показват, че в случаите на повишена физическа активност, тази честота е твърде ниска, което води до опорочаване на анализа. На фиг. 4 са показани епохи от ЕКГ записи и техните спектри, регистрирани в състояние на повишена физическа активност на индивида.



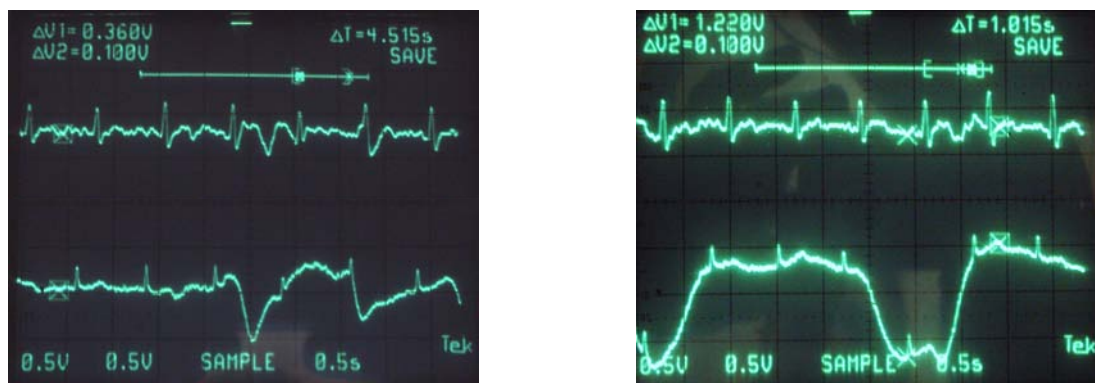
а)

б)

Фиг. 4. Епохи от ЕКГ и техните спектри, регистрирани в състояние на повишена физическа активност

От фиг. 4 се вижда, че в спектъра на сигнала присъстват спектрални компоненти в диапазона 1-2 Hz, с амплитуди няколко пъти по-големи от полезните съставни на ЕКГ сигнала. За да бъдат игнорирани тези шумове е необходимо избирането на 1.5 до 2 пъти по-висока честота на среза на филтъра, поради невъзможност за постигане на правоъгълна АЧХ.

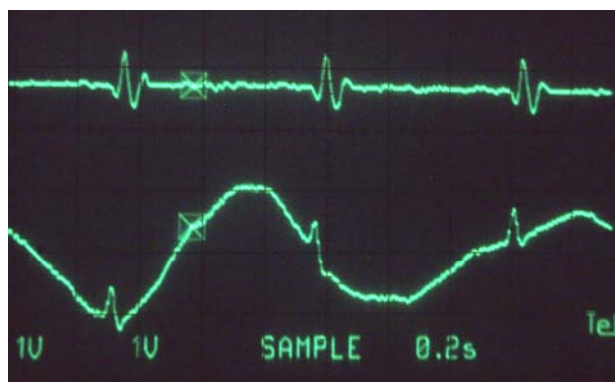
Резултатите от работата на алгоритъма в реално време при използване на двата типа филтри са показани на фиг. 5 и 6.



а) единични 250ms и 500 ms

б) периодични $F=0.5\text{Hz}$ и $F=1\text{Hz}$

Фиг. 5. Работа на НЧ филтър от 36 ред в реално време със смущения



Фиг. 6. Работа на НЧ филтър от 6 ред в реално време със смущения $F=1\text{Hz}$ и Ампл=400%ЕКГ

От фиг. 5 а) се вижда, че при шум с полуълна $250\text{ms} = 2\text{Hz}$ (сигнал близък до честотата на среза), филтърът от 36 ред пропуска част от шума в изхода на компенсатора на дрейфа.

На фиг. 6 изходният сигнал не съдържа нискочестотни компоненти, влизащи в лентата на пропускане на филтъра, а при него се наблюдават само QRS комплекси, характеризиращи се с високочестотен спектър по отношение на ЕКГ сигнала.

Показаните резултати са регистрирани по схема “модифицирано II отвеждане” (китки на лява и дясна ръка) при интензивна работа с клавиатура. Алгоритъмът е реализиран с помощта на микроконтролер MSP430F5025 и се използва в изследователската апаратура Бион-1 за разпознаване на QRS комплекси в реално време.

Заклучение

Прилагането на филтри от по-нисък ред в алгоритъма, изрязва нискочестотния спектър на сигнала, където са концентрирани повечето смущения. Препоръчително е използването им в случаите на повишена физическа активност, когато не е необходим морфологичен анализ на ЕКГ сигнала. Стабилността на изоелектричната линия е висока, което позволява достоверно разпознаване на QRS комплексите в реално време.

Използването на филтри от по-висок ред в алгоритъма зависи от избора на лентата на пропускане и спектъра на смущаващите сигнали. При избраната честота $0-5\text{Hz}$, по-голямата стръмност на среза ще подтиска в по-голяма степен смущаващите сигнали с честоти $1-2\text{Hz}$. Това води до пропускането на тези смущения в изхода и независимо от по-малката им амплитуда, може да затрудни откриването на QRS комплекса. Препоръчително е използването им при по-ниски честоти на среза на филтъра (до 1Hz) и при необходимост от анализ на отделните компоненти на RR интервала.

Литература:

1. F r i e s e n, G., T h o m a s, C.J., J a d a l l a h, M. A., Y a t e s, S. L., Q u i n t, S. R., and N a g l e, H.T. (1990): „A comparison of noise sensitivity of 9 QRS detection algorithms”, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 37(1), pp. 85–98.
2. High-pass filtering of ECG signals using QRS elimination, I.I. Christov, I.A.Dotsinski, I.K.Daskalov, *Med.&Biol.Eng &Comput.* 1992,30, 253-256.
3. T h a k o r, N. V., W e b s t e r, J. G., and T o m p k i n s, W.J. (1984): ‘Estimation of QRS complex power spectra for design of a QRS filter’, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, BME-31 (11), pp. 702–706.
4. A l s t e, J. A. V., and T. S. S c h i l d e r. (1985): ‘Removal of base-line wander and power line interference from the ECG by an efficient FIR filter with a reduced number of taps’, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 32, pp. 1052–1060. 82 N. Kannathal et al.
5. P a n, J., and T o m p k i n s, W.J. (1985): ‘A real-time QRS detection algorithm’, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 32, pp. 230–236.
6. H a m i l t o n, P. S., and T o m p k i n s, W. J. (1986): ‘Quantitative investigation of QRS detection rules using the MIT/BIH arrhythmis database’, *IEEE Trans. Biomed.Eng.*, 33, pp. 1157–1165.
7. M e r v i n, J. G., and G o l d s c h a l a g e r, N. (1989): ‘Principles of clinical Electrocardiography’, *Appleton Lange*.