СУБТРАКЦИОНЕН МЕТОД ЗА ОТСТРАНЯВАНЕ НА МРЕЖОВИ СМУЩЕНИЯ ОТ ЕКГ СИГНАЛИ: СЪЗДАВАНЕ И РАЗВИТИЕ

ГЕОРГИ МИХОВ

*Технически университет – София,
бул. „Св. Климент Охридски“ 8, 1000, София, България,
e-mail: gsm@tu-sofia.bg*

Резюме. Настоящата статия представя създаването и развитието на субтракционния метод, отстраняващ смущения на захранващата мрежа от електрокардиографски (ЕКГ) сигнали. Методът се състои от три основни етапа: (i) ЕКГ сигналът се разделя на линейни и нелинейни участъци; (ii) върху линейните участъци се прилага осредняващ цифров филтър, който отстранява мрежовото смущение от тях, а смущението се запомним във временен буфер; (iii) за нелинейните участъци се извършва изчисляване на смущението от временния буфер и се изважда от сигнала. Усъвършенстването на субтракционния метод се състои в несинхронизирано прилагане при произволни честоти на дискретизация и на мрежово смущение, в компенсиране на честотни и амплитудни промени в смущението, както и прилагането му при високочестотно дискретизиран ЕКГ сигнал.

Ключови думи: ЕКГ сигнал, мрежово смущение, цифрово филтриране.

1. УВОД

Началото на субтракционния метод датира от 1979 г., с разработката на „Микропроцесорно управляван електрокардиографски електронен селектор за скрининг анализ“.

Един от основните проблеми, който трябва да се реши, е отстраняването на мрежовите смущения от ЕКГ сигнала. Изпробват се редица цифрови филтри. Експериментите се правят с реални ЕКГ сигнали, дискретизирани с 8-разреден АЦП с честота 250 Hz и обработвани от микропроцесорна система с MC6800 (Motorola). Програмите се пишат на Асемблер и се компилират с Крос-асемблер за изчислителна машина ЕС1020 във Висшия машинно-електротехнически институт (сега Технически университет – София).

DOI: 10.7546/EngSci.LVI.19.02.04

Анализът на първите резултати показва, че мрежовите смущения се изчистват добре, но се повлияват важни честотни съставки от ЕКГ сигнала. След филтрацията в областта на Р-вълните, Т-вълните и S-T сегментите (където са съсредоточени нискочестотните компоненти на сигнала) практически няма изменение, докато в областта на QRS комплекса (където са съсредоточени високочестотните компоненти на сигнала) изменението е чувствително.

Възниква идеята цифровата филтрация за отстраняване на мрежовото смущение да се приложи само в нискочестотните участъци, където не се засягат честотни компоненти на ЕКГ сигнала, едновременно с това оттам да се извлече мрежовото смущение, да се запомни във временен буфер, след което да се извади в участъците, съдържащи високочестотни компоненти.

Логично възниква първият въпрос – как да се определи линеен участък от сигнала и то в присъствието на мрежово смущение? Отговорът се съдържа в математическото определение за втората производна на даден сигнал като количествена оценка на кривината на функция в околностите на точка от нея. При дискретизиран сигнал еквивалентът на втората производна е втората разлика. Присъствието на мрежовото смущение може да се игнорира, ако първата разлика се формира между амплитудите на два отчета, отдалечени един от друг на един период $T = 20\text{ ms}$ на мрежовото смущение – виж *fig. 1*.

Фиг. 1. Разположение на отчетите в линеен участък от ЕКГ сигнала при 5-кратно отношение между честотите на дискретизация и на мрежовото смущение

Fig. 1. Position of samples into a linear segment of ECG Signal at a 5-fold relationship between sampling rate and power-line frequency

В околностите на текущия отчет на ЕКГ сигнала X_i , първите разлики $FD_i = X_i - X_{i-5}$ и $FD_{i+5} = X_{i+5} - X_i$ практически са еднакви $FD_i \approx FD_{i+5}$, а съставената втора разлика:

$$D_i = FD_{i+5} - FD_i = (X_{i+5} - X_i) - (X_i - X_{i-5}) = X_{i+5} - 2X_i + X_{i-5}, \quad (1)$$

има стойност, приблизително равна на нула.

Ако абсолютната стойност на втората производна е по-малка от определен праг M , може да се счита, че участъкът е достатъчно линеен, т.е. *прост* критерий за линейност Cr може да се опише с неравенството:

$$Cr \equiv |D_i| < M. \quad (2)$$

При първата реализация на субтракционния метод, при 8-разредна дискретизация и резолюция $20 \mu\text{V/bit}$, след многобройни тестове с повече от 200 ЕКГ сигнала е избран прагът на линейността със стойност 8 бита $160 \mu\text{V}$, при който се генерира грешка не по-голяма от $25 \mu\text{V}$.

Вторият въпрос, който трябва да се реши, е как да се извлече мрежовото смущение от линейните участъци на ЕКГ сигнала? Отговорът се дава от цифровите филтри. Ако върху линейния участък се приложи осредняване на отчетите в рамките на един период на мрежовото смущение, то в осреднения сигнал мрежовата честота ще бъде напълно потисната. При честота на дискретизация $Q = 250 \text{ Hz}$ и мрежово смущение $F = 50 \text{ Hz}$, в един период на смущението се съдържат точно 5 отчета. Прилагайки осредняващ филтър по уравнение:

$$Y_i = \frac{1}{5} (X_{i-2} + X_{i-1} + X_i + X_{i+1} + X_{i+2}), \quad (3)$$

смущението в линейния участък ще бъде нулирано. С последващо изваждане на оригиналния (неосреднения) сигнал от филтрирания се получава извлеченото мрежово смущение с честота 50 Hz :

$$B_i = X_i - Y_i, \quad (4)$$

което се запомня във временен буфер от типа FIFO.

Третият въпрос е как в нелинейните участъци да се потисне мрежовото смущение? Отговорът е в синхронизирането между честотите на дискретизация и на мрежовото смущение – амплитудата на мрежовото смущение се повтаря през периода му. При точно отношение $Q/F = 5$, заредените отчети във временния буфер съвпадат по фаза през всеки 5 отчета, т.е. B_i съвпада по фаза с B_{i-5} , B_{i+1} съвпада по фаза с B_{i-4} и т.н. Това означава,

Фиг. 2. (А) Демонстрация на субтракционния метод: а – условно чист сигнал, b – сигнал с насложено смущение, c – филтриран сигнал; (В) приложение върху слаб сигнал; (С) опростено представяне

Fig. 2. (A) Demonstration of the subtraction method: a – conditionally clear signal, b – contaminated with mains interference signal, c – filtered signal; (B) application with small signal; (C) simplified presentation

че вместо текущия отчет на смущението B_i^* в нелинейния участък може да се вземе съответстващия му по фаза отчет B_{i-5} от временния буфер и да се извади от сигнала, т.е.:

$$B_i^* = B_{i-5}, \quad Y_i = X_i - B_i^*. \quad (5)$$

Още първите приложения на метода показват смайващо добри резултати – виж *фиг. 2*.

Експериментите продължават за усъвършенстване на метода. Провеждат се със сигнали от ЕКГ имитатор и допълнително сумирано естествено мрежово смущение. Установява се силна зависимост на ефективността на метода от синхронността между честотите на дискретизация и на мрежовото смущение, затова е приложена хардуерна синхронизация. Поради слабата изчислителна мощ на използвания микропроцесор, методът е приложен извън реално време.

Основната структура на субтракционния метод е оформена в средата на 1980 г. и методът е защитен с авторско свидетелство „Метод и устройство за елиминирание на смущения с мрежова честота при анализа

на биосигнали“ [1]. За популярността на метода извън България допринасят престижните публикации в [2], а по-късно и в [3].

Още с появата си субтракционният метод е прецизиран. Приложен е по-прецизен, комплексен критерий за линейност, основаващ се на разликата между максималната и минималната първа разлика в удвоения период на мрежовото смущение:

$$D_i = \max(FD_i, FD_{i+1}, \dots, FD_{i+5}) - \min(FD_i, FD_{i+1}, \dots, FD_{i+5}). \quad (6)$$

За прилагането на субтракционния метод при четна кратност между честотите на дискретизация $Q = 400$ Hz и на мрежовото смущение $F = 50$ Hz ($Q/F = 8$), в [4] е предложен осредняващият филтър за извличане

Фиг. 3. Приложения на патентования метод: (а) ЕКГ селектор за скрининг анализ; (б) компютъризирана система за ЕКГ изследвания; (с) електрокардиограф ECG 1232; (д) монитор М 203

Fig. 3. Applications of the patented method: (a) ECG selector for screening analysis; (b) a computerized ECG diagnostic system; (c) ECG 1232 electrocardiograph; (d) Monitor M 203

на смущението от линейните участъци на сигнала:

$$Y_i = \frac{1}{8}(-0,5X_{i-5} + X_{i-4} + X_{i-3} + X_{i-2} + X_{i-1} + X_i + X_{i+1} + X_{i+2} + 1,5X_{i+3}). \quad (7)$$

Първото устройство, в което е приложен субтракционният метод, е „ЕКГ селектор за скрининг анализ“. В годините до 1994 методът е приложен във фамилия електрокардиографи (ЕМА-инженеринг, произведени над 6000 бр.), фамилия монитори за интензивни отделения (също произведени от ЕМА-инженеринг 550 бр.), както и в компютризирани системи за специализирани ЕКГ и ВКГ изследвания – виж *фиг. 3*.

2. ИДЕОЛОГИЯ НА СУБТРАКЦИОННИЯ МЕТОД

2.1. Детекция на линеен участък

Критерият за линейност може да се разглежда и като ненормиран цифров филтър – в случая наречен **D**-филтър. На *фигура 4* е илюстрирано разделянето на ЕКГ сигнала на линейни и нелинейни участъци чрез критерия за линейност и неговото взаимодействие с прага на линейността M – наречен M -критерий.

Приложен върху честотния спектър на линеен участък, **D**-филтърът потиска както нулевите честоти, така и честотата на мрежовото смущение. В резултат, филтрираният продукт не превишава зададения праг за линейност и резултатът от тестването е „линеен участък“ (вж. горния ред изображения).

Когато **D**-филтърът се приложи върху честотния спектър на нелинеен участък, остават значителни по величина честотни компоненти и филтрираният продукт надвишава зададения праг за линейност. Тогава резултатът от тестването е „нелинеен участък“ (вж. долния ред изображения).

2.2. Извличане на мрежовото смущение от линеен участък

Осредняването на отчетите в рамките на период на мрежовото смущение представлява т.нар. гребенчат цифров филтър с крайна импулсна характеристика – в случая е наречен **K**-филтър. На *фигура 5* е илюстрирано провеждането на етапа по извличане на смущението и съхранението му във временния буфер при детектирани линейни участъци от ЕКГ сигнала.

Фиг. 4. Етап на детектиране на линейни участъци от ЕКГ сигнала и взаимодействие между критерия за линейност и прага на линейността
Fig. 4. Stage of linear segment detection in ECG signal and interaction between the linearity criterion and the threshold of linearity

Прилагането на осредняващия филтър върху линейните участъци на сигнала води до пълното потискане на смущението с мрежовата честота и същевременно – до запазването на нискочестотните компоненти на ЕКГ сигнала в тези участъци. Изваждането на филтрирания сигнал от оригиналния довежда до отделянето на честотните съставки на мрежовото смущение, които се съхраняват във временния буфер.

2.3. Възстановяване на мрежовото смущение в нелинеен участък

На *фигура 6* е илюстрирано провеждането на етапа по възстановяване на смущението от съхранените му стойности във временния буфер и изваждането му в субтрактора за получаване на филтрирания сигнал – процедурата е наречена **В-филтър**.

При открит нелинеен участък, от временния буфер се изважда предварително запомнената стойност B_{i-5} на мрежовото смущение, която съв-

Фиг. 5. Етап на извличане на смущението от линейни участъци на ЕКГ сигнала и съхранението му във временния буфер
Fig. 5. Stage of interference extraction from linear segments of the ECG signal and its storage in the temporal buffer

пада по фаза и амплитуда с текущата B_i , след което се изважда от оригиналния сигнал. Като резултат и в нелинейните участъци се отстранява мрежовото смущение. След субтракцията стойността B_{i-5} на мрежовото смущение се връща във временния буфер, като нова B_i стойност.

3. РАЗВИТИЕ НА СУБТРАКЦИОННИЯ МЕТОД

След създаването му, субтракционният метод е непрекъснато усъвършенстван в посока прецизиране и разширяване на неговото приложение при произволни честоти на дискретизацията и на мрежовото смущение, както и в присъствие на други смущения. Оформени са неговите три етапа, които основно се изпълняват по уравненията:

D-филтър

$$D_i = \max(FD_i, FD_{i+1}, \dots, FD_{i+n}) - \min(FD_i, FD_{i+1}, \dots, FD_{i+n}), \quad (8)$$

Фиг. 6. Етап на възстановяване на смущението и изваждането му в нелинейните сегменти на ЕКГ сигнала за получаване на филтрирания сигнал
Fig. 6. Stage of recovering the interference and its subtracting in non-linear segments of ECG signal to obtain the filtered signal

К-филтър

$$Y_i = \frac{1}{2m+1} \sum_{j=-m}^m X_{i+j}, \quad n = 2m + 1, \quad B_i = X_i - Y_i, \quad (9)$$

В-филтър

$$B_i^* = B_{i-n}, \quad Y_i = X_i - B_i^*. \quad (10)$$

Тук n и m са броят на отчетите в рамките съответно на период ($n = Q/F$) и на полупериод ($m = Q/F/2$) на мрежовото смущение. Формулите се прилагат при кратност между Q и F . Прецизността на синхронизацията е изследвана в [5].

През 1994 г. започва модифицирането на субтракционния метод за работа при некратност между честотите на дискретизация и на мрежово-

то смущение. Първоначално в [6] е предложена модификация на простия **D**-филтър, а след това разширена в [7]. По-късно в [8] е предложен модифицираният комплексен критерий за линейност, който в [9] е разширен за приложение при високочестотна дискретизация на ЕКГ сигнали. Модифицираният критерий за линейност се изпълнява по (8), но използва сложните първи разлики FD^* :

$$FD_i^* = (1 - k_d)(X_i - X_{i-n}) + k_d(X_{i+1} - X_{i-n-1}),$$

$$k_d = \frac{\sin \frac{n\pi F}{Q}}{\sin \frac{n\pi F}{Q} - \sin \frac{(n+2)\pi F}{Q}}. \quad (11)$$

Изпълнението на комплексния критерий за линейност значително се ускорява при прилагането на неговата последователна форма, предложена в [10].

Усъвършенства се и прагът M на критерия за линейност. В [11] е предложено динамично определяне на прага на линейността, в зависимост от отношението на линейните и нелинейните участъци в ЕКГ сигнала, който е разширен в [9] за приложение при рязка промяна на честотата на мрежовото смущение. Допълнително в [12] е въведено прагът на линейността да се определя от амплитудата на ЕКГ сигнала.

Модифицирането на **K**-филтъра се извършва по предложеното в [6] уравнение:

$$Y_i^* = X_i - (X_i - Y_i) \frac{1}{1 - K_F}, \quad K_F = \frac{1}{2m+1} \cdot \frac{\sin \frac{(2m+1)\pi F}{Q}}{\sin \frac{\pi F}{Q}}. \quad (12)$$

Силно развитие търпи третият етап на субтракционния метод – отстраняване на мрежовото смущение от нелинейните участъци на ЕКГ сигнала. За изчисляване на компенсиращия отчет B_i^* на смущението вече се използва цялото съдържание на временния буфер. Първоначално в [6], а след това и в [7] е предложено изчисляването на компенсиращия отчет по уравнението:

$$B_i^* = B_{i-(2m+1)} + (2m+1) K_F (B_{i-m} - B_{i-m-1}). \quad (13)$$

По-нататъшното развитие на субтракционния метод изключва апаратното синхронизиране на честотата на дискретизация с мрежовата честота,

Фиг. 7. Обобщена структурна схема на субтракционния метод за отстраняване на мрежови смущения от ЕКГ сигнали
Fig. 7. Generalized flow char of the subtraction method of removing power-line interferences from ECG signals

което позволява приложението на метода в апарати с батерийно захранване, както и при предварително направени записи. В [7] е предложено, компенсирането на промяната на честотата на мрежовото смущение да се извърши чрез преизчисляване на коефициента K_F на предаване на **К**-филтъра от запомнените стойности на смущението във временния буфер – обратно от формула (13):

$$K_F = \frac{B_i - B_{i-(2m+1)}}{(2m+1) \cdot (B_{i-m} - B_{i-m-1})}. \quad (14)$$

В [13] е предложено и компенсиране на амплитудната девиация на мрежовото смущение, чрез въвеждане на корекция в изчисляваната стойност на смущението на базата на промяната в измерената амплитуда на смущението:

$$B_i^* = \frac{B_i}{1 - k_A}, \quad k_A = \frac{U_i - U_{i-n}}{2} \cdot \frac{1}{U_{i-n/2}}, \quad U_i = \frac{1}{n} \sqrt{\sum_{j=-n}^1 B_{i+j}^2}. \quad (15)$$

Детайлно, развитието на субтракционния метод е представено в монографията [14], като обобщената структура на метода е показана на *фиг. 7*.

Разработени са програмни реализации на субтракционния метод, реализирани като функции в среда на MatLab. На *фигура 8* са демонстрирани резултати от тестови изследвания със субтракционния метод.

Фиг. 8. Експерименти със субтракционния метод за отстраняване на мрежови смущения от ЕКГ сигнали в среда на MatLab: (a) $Q = 200 \text{ Hz}$, $F = 50 \pm 0,75 \text{ Hz}$; (b) $Q = 250 \text{ Hz}$, $F = 60 \pm 0,9 \text{ Hz}$; (c) $Q = 400 \text{ Hz}$, $F = 60 \pm 0,9 \text{ Hz}$; (d) $Q = 16 \text{ kHz}$, $F = 50 \pm 0,75 \text{ Hz}$

Fig. 8. Experiments with Subtraction method of power-line interference removing from ECG signals in MatLab environment: (a) $Q = 200 \text{ Hz}$, $F = 50 \pm 0,75 \text{ Hz}$; (b) $Q = 250 \text{ Hz}$, $F = 60 \pm 0,9 \text{ Hz}$; (c) $Q = 400 \text{ Hz}$, $F = 60 \pm 0,9 \text{ Hz}$; (d) $Q = 16 \text{ kHz}$, $F = 50 \pm 0,75 \text{ Hz}$

4. ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Създаден през 1980 г., субтракционният метод за отстраняване на мрежови смущения от ЕКГ сигнали се наложи като един от най-добрите. Методът показва отлични резултати при различни условия на експлоатация и съчетава висока точност на филтриране с висока скорост на обработка. Методът с успех може да се приложи и при други сигнали, върху които се идентифицират линейни участъци. Основните постижения и разработки върху субтракционния метод са осъществени в България от български учени, чиито публикации са направени в най-престижните научни списа-

ния в областта на медицинската електроника и са цитирани от учени от Германия, Египет, Канада, Китай, Корея, САЩ, Франция и др. За популярността на метода говори фактът, че върху него са работили и чуждестранни учени [15]–[19] и др.

БЛАГОДАРНОСТИ

Началото на субтракционния метод датира от 1979 г. Към Научно-изследователския сектор (НИС) на Висшия машинно-електротехнически институт (ВМЕИ, сега Технически университет – София) е сключен договор 1238-23/79 с Института по медицинска техника (ИМТ) за разработка на „Микропроцесорно управляван електрокардиографски електронен селектор за скрининг анализ“. Ръководител на договора е проф. Васил Златаров, с участници Р. Иванов и Г. Михов. Разработката е съвместно с Централната лаборатория за електромедицинска апаратура (ЦЛЕМА) към Медицинска академия (МА) с ръководител проф. Иван Даскалов, с участници Ч. Левков и М. Матвеев.

Изявявам дълбока признателност към колегите, с които създадохме и развихме субтракционния метод за отстраняване на мрежови смущения от ЕКГ сигнали – Чавдар Левков, Рачо Иванов, Иван Даскалов, Ивайло Христов, Иван Доцински.

REFERENCES

- [1] C. LEVKOV, G. MICHOV, R. IVANOV AND I. DASKALOV, Method and device for mains interference removing at analysis of biosignals, *Bulgarian patent* No 48326/1980 (in Bulgarian).
- [2] C. LEVKOV, G. MICHOV, R. IVANOV AND I. DASKALOV, Subtraction of 50 Hz Interference from the Electrocardiogram, *Journal of Medical & Biological Engineering & Computing* (1984) **22** 371–373.
- [3] CH. LEVKOV, G. MIHOV, R. IVANOV, IVAN K. DASKALOV, I. CHRISTOV AND I. DOTSINSKY, Removal of power-line interference from the ECG: a review of the subtraction procedure, *BioMedical Engineering OnLine* (2005) **4** 50.
- [4] I. I. CHRISTOV AND I. A. DOTSINSKY, New approach to the digital elimination of 50 Hz interference from the electrocardiogram, *Journal of Medical & Biological Engineering & Computing* (1988) **26** 431–434.
- [5] I. DASKALOV, I. DOTSINSKY AND I. CHRISTOV, Developments in ECG acquisition, preprocessing, parameter measurement and recording, *IEEE Journal of Engineering in Medicine and Biology* (1998) 50–58.

- [6] G. MIHOV, Rejection of Non-Synchronous Mains Interference from ECG Signals, in: Proceedings of Jubilee “50 Years TU – Sofia” Fourth National Conference with International Participation ELECTRONICS’95, Sozopol, 27–29 September, 1995, **3**, pp. 197–202 (in Bulgarian).
- [7] G. MIHOV, R. IVANOV AND C. LEVKOV, Subtraction Method for Removing Powerline Interference from ECG: Case of Powerline Frequency Deviation and non-Multiple Sampling, *Proceedings of TU – Sofia* (2007) **57** (2) 94–100, ISSN 1311-0829.
- [8] G. MIHOV, Complex filters for the subtraction procedure for power-line interference removal from ECG, *International Journal of Reasoning-based Intelligent Systems* (2013) **5** (3) 146–153, ISSN 1755-0556.
- [9] G. MIHOV, Subtraction Procedure for Power-line Interference Removal from ECG signals with High Sampling Rate, *International Journal BIOautomation* (2018) **22** (2) 147–158, doi: 10.7546/ijba.2018.22.2.147-158.
- [10] I. DOTSINSKY AND I. DASKALOV, Accuracy of the 50 Hz Interference Subtraction from the Electrocardiogram, *Journal of Medical & Biological Engineering & Computing* (1996) **34** 489–494.
- [11] I. CHRISTOV, Dynamic Powerline Interference Subtraction from Biosignals, *Journal of Medical Engineering & Technology* (2000) **24** 169–172.
- [12] G. MIHOV, Subtraction Procedure for Removing Powerline Interference from ECG: Dynamic Threshold Linearity Criterion for Interference Suppression, in: Proceedings of International Conference on BioMedical Engineering & Informatics BMEI’2011, Shanghai, 15–17 October, 2011, pp. 865–868, ISBN 978-86-85195-59-4.
- [13] G. MIHOV, Subtraction Method for Powerline Interference Removal from ECG in Case of Interference Amplitude Deviation, *Annual Journal of Electronics* (2012) **6** (1) 4–7, ISSN 1314-0078.
- [14] G. MIHOV, *Subtraction Method for Power-line Interference Removing from Electrocardiosignals*, Printing House of Technical University of Sofia (2017), ISBN 978-619-167-292-9.
- [15] X. G. YAN. Dynamic Levkov-Christov subtraction of mains interference, *Journal of Medical & Biological Engineering & Computing* (1993) **31** 635–638.
- [16] L. GANG, L. LING, Y. QILIAN AND Y. XUEMIN, A new adaptive coherent model algorithm for removal of power-line interference, *Journal of Clinical Engineering* (1995) **20** (2) 147–150.
- [17] I. BADRELDIN, D. EL-KHOLY AND A. EL-WAKIL, A modified adaptive noise canceller for electrocardiography with no power-line reference, in: Proceedings of International Conference on Biomedical Engineering, Cairo, 16–18 December, 2010, pp. 13–16.
- [18] D. HUHE, J. SHOUDA AND W. CHANG’AN, A Novel Suppression Algorithm of Power Line Interference in ECG Signal, in: Proceedings of First International Conference on Pervasive Computing, Signal Processing and Application, Harbin, 17–19 September, 2010, pp. 657–660.

- [19] JEON-HONG-GYU, JOIK-SE-ONG AND GWON-HYEOK-SUNG, Denoising Algorithm of Non-multiple Powerline Interference for QRS Complex Using Subtraction Method, in: Proceedings of International Technical Conference on Circuits Systems, Computers and Communications, Pattaya, Thailand, 4–7 July, 2010, pp. 1093–1094.

SUBTRACTION METHOD FOR POWER-LINE INTERFERENCES REMOVAL FROM ECG SIGNALS: CREATION AND DEVELOPMENT

GEORGY MIHOV

*Technical University of Sofia,
8, “St. Kliment Ohridski” Blvd, 1000 Sofia, Bulgaria,
e-mail: gsm@tu-sofia.bg*

Abstract. This paper deals with investigation and improvement of the subtraction method that removes the power-line interference from electrocardiographic (ECG) signals. Its main stages are (i) dividing the ECG signal into linear and non-linear segments; (ii) applying a digital filter in the linear segments, extracting the power-line interference and storing it in a temporal buffer; (iii) restoring the power-line interference from the temporal buffer and subtracting them in the non-linear segments. The subtraction procedure was developed for multiplicity between the sampling rate and the interference frequency. The improvement of the subtraction method consists of an unsynchronized application at random sampling rate and mains frequency, of a compensation of frequency and amplitude deviations in the interference, as well as its application to ECG signals with high sampling rate.

Keywords: ECG signal, power-line interference, digital filtration.

Received May 03, 2019