

## METHODS OF DEPENDING THE T-WAVES AT THE ELECTROCARDIOGRAPHIC SIGNALS

---

**Maya Grozeva, MsC**

Department of Electronics

University of Rousse, 8 Studentska Str. 7017 Rousse, Bulgaria,

e-mail: mgrozeva@uni-ruse.bg

***Abstract:** The aim of the development is to present methods for emanating T wave in the analysis and processing of ECG signals for the diagnosis of cardiac diseases in the construction of a preventive control system. Electronic processing and analysis of electrocardiographic (ECG) signals is one of the most advanced computer procedures in the diagnosis of heart disease. Despite the considerable variety of mathematical, statistical, and computer-based methods of electrocardiographic information processing, searching for and improving methods of analysis and diagnostics remains a priority in the development of medical science. A factor determining the high risk of sudden cardiac death is an electrical alternative to the heart in physical exercise trials or data from daily ECG monitoring, with numerical parameters characterizing the variations in the amplitude-temporal characteristics of P, Q, R, S, T elements of the ECG signal.*

***Keywords:** electrocardiographic signal, monitoring, electronic system, cardiovascular disease.*

### ВЪВЕДЕНИЕ

Общите тенденции в съвременния етап на развитие на методите за диагностика на функционалното състояние на органите и системите в човека налага извличането на максимум информация при минимално въздействие върху организма на човека. Най-разпространеният метод на неинвазивни изследвания в биологията и медицината се явява регистрацията и анализа на сигналите от електрическата активност, съпровождащи протичащите физиологични процеси в живите тъкани.

Развитието на средствата за обработка на електрическите сигнали създават условия за усъвършенстване на досегашните диагностични методи и за създаването на принципно нови подходи. Един от тези подходи е автоматизацията на традиционалните алгоритми на медицинския анализ като освобождава медицинския персонал от уморителна работа и отстранява субективизма при получаване на резултатите. Друг подход е използването на специални изчислителни процедури, позволяващи да се извлече от сигнала информация, която по принцип е невъзможно да се получи при визуален анализ на записа.

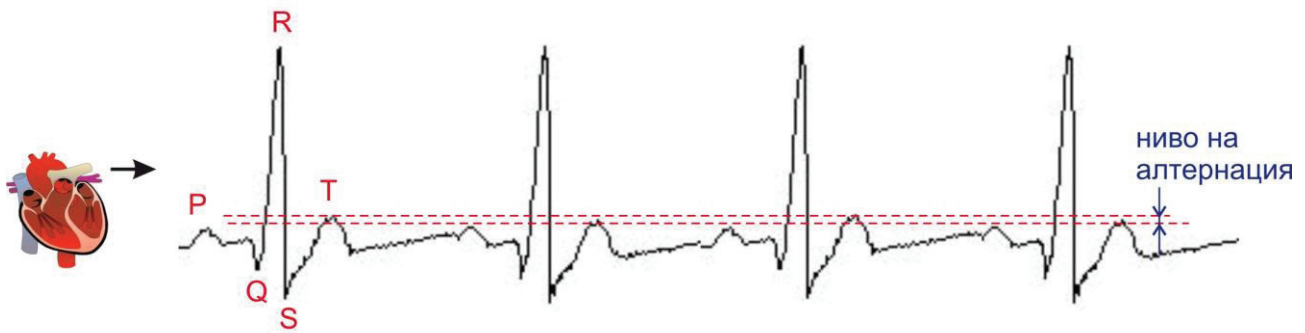
### ИЗЛОЖЕНИЕ

#### МЕТОДИ ЗА АНАЛИЗ НА КАРДИОСИГНАЛИ

##### *Алтернация на Т зъбец*

Един от факторите предвиждащ високия риск от внезапна сърдечна смърт, който в последно време получи широка известност при клинични изследвания, основан на анализа на т. нар. електрическа алтернация на сърцето при проведени опити с физическо натоварване или по данни от ежедневен мониторинг на ЕКГ.

Терминът „алтернация“ означава закономерно редуване на звуци и думи с обща основа. Алтернацията на ЕКГ елементи се нарича числов параметър, който характеризира своеобразните редувания на амплитудно-временните характеристики на P, Q, R, S, T, например, намаляването на амплитудата на Т зъбеца на последователните сърдечни цикли.

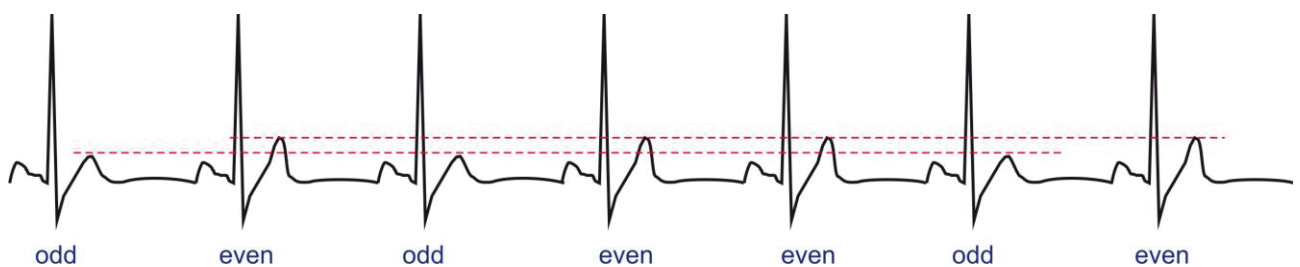


Фиг. 1. Алтернация на Т зъбеца

Диагностичната зависимост на нивото на Т зъбеца (TWA – T – Wave Alternans) е обусловена от силно статистическата зависимост на този параметър от честотата на развитие на камерната аритмия. Установено е, че алтернацията на Т зъбеца има достатъчно добра съпоставимост с данните, получени на основа на други популярни методи за предвиждания, а в частност дисперсия на интервала Q-T (Ниманшу, 2011).

Създаването на надежден компютърен алгоритъм за анализ на нивото на алтернативния Т зъбец по реално ЕКГ е изключително нестандартна задача:

- Минималното ниво на алтернация на Т зъбеца подлежи на анализ и съставлява само 50-100  $\mu V$ . Въпреки това при реалните ЕКГ вследствие изменението на амплитудата на Т зъбеца могат да настъпят значително големи изменения от цикъл в цикъл даже и отсъствие на алтернации.
- В клиничната практика се срещат и по-сложни типа алтернации – разместени Т зъбци с различна степен на симетрия или различна продължителност, комбинация от различни типове алтернации.
- Компютърните алгоритми основани на усреднените четни и нечетни цикли се изчисляват само на база на еталонен образец, като при четните цикли се наблюдават зъбци от един тип (тип Е), а при нечетните – зъбци от друг тип (тип О). Допуска се, че последователността на циклите условно се означава с „дума“ Е О Е О Е О..... или с разместени О Е О Е Е О Е (фиг.2), където четните (even) и нечетните (odd) са означени с „букви“ Е и О.



Фиг.2 Алтернация с променена фаза и разместени зъбци

На практика фазата на разместени зъбци се променя в случайни моменти от време, зъбците от една група могат да се появят и като четни, но и като нечетни цикли. В този случай морфологията на ЕКГ се описва с „дума“, в която на съседните цикли се появява една и съща „буква“.

Известни са два алтернативни подхода за построяването на компютърен алгоритъм за анализ на Т зъбеца. Първият подход, който дълго време се считаше за единствено възможен и е основан на анализа на вариациите на морфологичния Т зъбец в честотната област. За анализа на алтертернацията на Т зъбеца се използва метод, основан на бързото преобразование на Фурие при обработка на 128 и повече цикъла на ЕКГ. Предполага се, че при алтернация на усреднените спектри се появява характерен пик в крайната точка на честотата, равна на половината от честотата на сърдечното съкращение (ЧСС), усреднено в

интервала на наблюдение.

Недостатъкът на метода се състои в следното: алгоритъмът БПФ дава приемливи резултати, освен в случаи, когато амплитудата на Т зъбеца се изменя по синусов закон. От тук следва, че алгоритъма основан на традиционното дискретно преобразование на Фурие, принципно не позволява откриването на алтернативния Т зъбец с честота различна от 0,05 ЧСС, което съществено ограничава областта на практическото приложение на метода. Към надеждната работа на алгоритъма за сигнала е необходимо да има ниско ниво на шум и спектрални компоненти, които могат „замъглят“ характерния пик на алтернация (фиг. 2).

Анализът на алтернацията на Т зъбеца, основан на БПФ, дава грешни резултати при възможни изменения на „фазите“ и размествания на зъбците, което ограничава областта на практическото приложение на този метод в реални клинични условия.

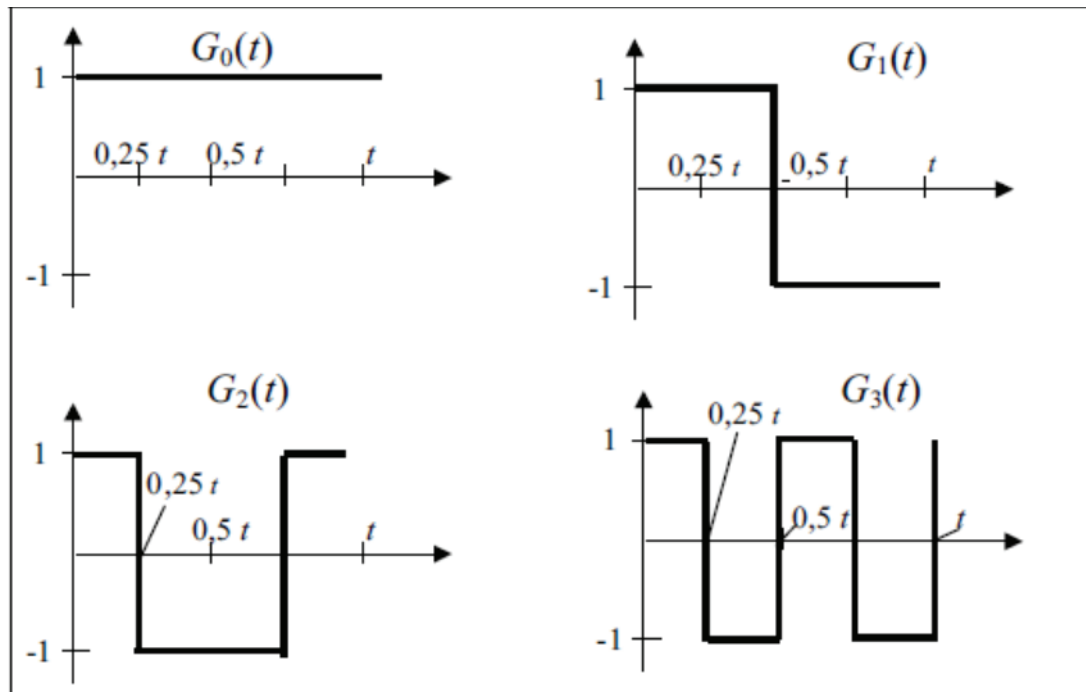
За увеличаване на достоверността на детекция на микроалтернациите на зъбците се използват спектрални коефициенти на основата на функцията на Уолш и домейн, който съвпада с периода на зъбците на всеки кардиоцикъл в интервала на наблюдението.

За разлика от тригонометричната функция  $F_k = \cos(\omega_k t + \varphi_k)$  на класическото дискретно преобразование на Фурие, функцията на Уолш  $G_k(t)$  приемат само две значения 1 и -1, но също образуват и ортогонална система от базисни функции, по които да се разложи обработваемия сигнал  $y(t)$  в следния вид:

$$y(t) = \sum_k W_k G_k(t), \quad (1)$$

където  $W_k$  са тегловни коефициенти.

На фиг. 3 е представена графика на първите четири базисни функции на Уолш  $G_k(t)$ ,  $k = 0,1,2,3$ .

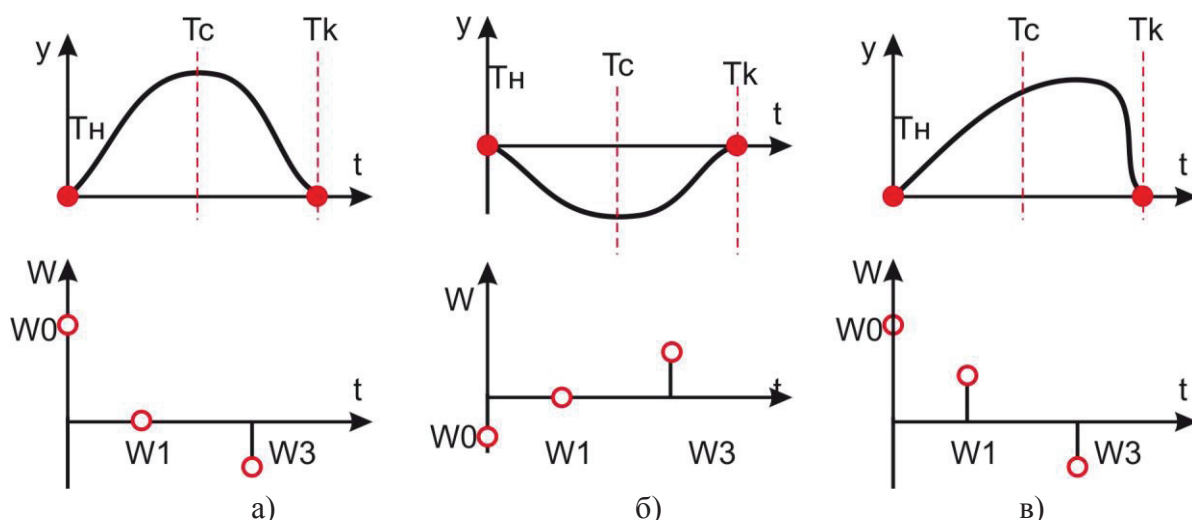


Фиг. 3. Типова графика на първите четири функции на Уолш

За оценка степента на алтернация на база значението на трите спектрални съставляващи разложени по функцията на Уолш (Boveda, 2001) (фиг.4):

- коефициента  $W_0$ , който отразява стойността на отклонението на Т зъбеца по отношение на изоелектричната линия,
- коефициента  $W_1$ , който отразява степента на наклона на Т зъбеца по отношение на изоелектричната линия,

- коефициента  $W_3$ , който отразява изпъкналостта (вдлъбнатостта) на остротата на Т зъбеца.



Фиг. 4. Пример за разлагане на Т зъбеца по базиса на функцията на Уолш

При симетричен Т зъбец спрямо точка  $T_c$  неговият максимум (максимум при отрицателен зъбец) между точките на началото  $T_H$  и края  $T_K$  зъбеца (фиг.4 а, б) спектралния коефициент  $W_1$  е равен на нула. При това значение знака на спектралния коефициент  $W_0$  отразява амплитудата и направлението на зъбеца (положителен или отрицателен), а значението и знака на спектралния коефициент  $W_3$  – изпъкналост и характера (вдлъбнатостта) на остротата на зъбеца.

Ако Т зъбеца е несиметричен (фиг.4 в), то знака и значението на спектралния коефициент  $W_1$  характеризира посоката на острота на симетрия, а значението и знака на коефициента  $W_3$ , както и предния случай, определя изпъкналост и характера (вдлъбнатостта) на остротата на зъбеца.

Всички спектрални методи включително и разглеждания разполагат със съществени недостатъци – за получаване на коректна оценка на електрическата алтернация на сърцето са необходими допълнителни стимулиращи катетри в течение продължително време (повече от 5 min) да се поддържат стабилни показатели на ЧСС и високи нива (не по-малко от 100 bpm), което не-винаги е безопасно за пациента. Малка грешка в определянето на точката на начало  $T_H$  и края  $T_K$  на Т зъбеца внасят грешка в значението на коефициентите  $W_0, W_1, W_3$  (Prutchi, 2004).

Съществува и по-перспективен метод за анализ на алтернацията на Т зъбеца, основан на обработка на ЕКГ във временната област-модифициран алгоритъм на плъзгащо осредняване (ММА – Modified Moving Average Beat Analysis).

Методът осигурява оценка нивото на електрическа алтернация на сърцето по формулата

$$\Delta = |\bar{Y}_A| - |\bar{Y}_B| \quad (2)$$

където  $\bar{Y}_A$  и  $\bar{Y}_B$  са средните стойности на амплитудите на четните и нечетните Т зъбци.

Параметър	Значение на елементите на параметъра ЕКГ						
	P зъбец	PQ интервал	QRS комплекс	QT интервал	ST сегмент	T зъбец	U зъбец
Амплитуда, mV	0-0,25	-	0,3-5	-	-	0,4-1	0-0,1
Продължителност, s	0,07-0,11	0,12-0,2	0,06-0,1	0,35-0,44	0,06-0,15	0,1-0,2	

## ИЗВОДИ

Представена е методика за моделиране и оценка на Т зъбеца в кардиологичния сигнал.

Предложеният математически модел характеризира закономерното редуване на амплитудно-временните характеристики P, Q, R, S, T на ЕКГ кривата, като предоставя възможност за обработка, оценка и анализ на сигнала.

Предложената структура е необходима за построяването на компютърен алгоритъм за анализ на Т зъбеца.

## REFERENCES

Rudenko M., V. A. Zernov and O. K. Voronova (2009). *Study of Hemodynamic Parameters Using Phase Analysis of the Cardiac Cycle*. Biomedical Engineering. Springer New York. 43(4), 151 -155.

Reisner A.T., Clifford G.D., Mark R.G. *Advanced Methods & Tools for ECG Data Analysis*. (eds.) chapter 1: *The Physiological Basis of the Electrocardiogram*. URL: <http://www.mit.edu/~gari/ecgbook/ch1.pdf> (Accessed on 16.08.2017).

Himanshu Gothwal, Silky Kedawat, Rajesh Kumar. (2011). Cardiac arrhythmias detection in an ECG beat signal using fast Fourier transform and artificial neural network. *Journal of Biomedical Science and Engineering*, 4, 289-296.

Barutcu I., Esen A. M., Kaya D. et al. (2005). Cigarette smoking and heart rate variability: Dynamic influence of parasympathetic and sympathetic maneuvers. *Ann. Noninvasive Electrocardiol*, 10, 324–329.

Boveda S., Galinier M., Pathak A. et al. (2001). Prognostic value of heart rate variability in time domain analysis in congestive heart failure. *Interv. Card. Electrophysiol*, 5, 181–187.

Prutchi D., Norris M. (2004). *Design and Development of Medical Electronic Instrumentation: A Practical Perspective of the Design, Construction and Test of Medical Devices*, Wiley-Interscience.

Manukova A., M. Grozeva. (2016). *Methods for increasing the reliability of analysis for treatment of electrocardiographic signals*. Paper presented at the 55th Science Conference of University of Ruse, Bulgaria, Reports Awarded with "Best Paper" Crystal Prize.