

ing the functional building blocks of social media. *Business Horizons*, 54 (3), 241–251. doi: 10.1016/j.bushor.2011.01.005

3. Carrington, P. J., Scott, J. (2005). *Models and Methods in Social Network Analysis*. Cambridge, Cambridge University Press. doi: 10.1017/cbo9780511811395

4. Barychev, S. G., Goncherov, V. V., Serov, R. E (2002). AES standart. Rijndael algorithm. The foundations of

modern cryptography, 30–35.

5. Hill, R. A., Dunbar, R. I. M. (2003). Social network size in humans. *Human Nature*, 14 (1), 53–72. doi: 10.1007/s12110-003-1016-y

6. ND TZI 1.1-003-99. Terminology in the field of information security in computer systems against unauthorized access.

Рекомендовано до публікації д-р техн. наук Качинський А. Б.

Дата надходження рукопису 20.05.2015

Орел Марк Миколайович, кафедра безпеки інформаційно-комунікаційних систем, Фізико-технічний інститут, Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут», пр. Перемоги, 37, м. Київ, Україна, 03056
E-mail: mail.ormark@gmail.com

УДК 519.6:616.1

DOI: 10.15587/2313-8416.2015.44335

МОДЕЛЮВАННЯ РОБОТИ СЕРЦЯ НА ОСНОВІ ЧАСОВИХ ТА СПЕКТРАЛЬНИХ ХАРАКТЕРИСТИК ЕЛЕКТРОКАРДІОСИГНАЛУ

© О. О. Юрко, Р. О. Рибніков, О. В. Курченко

Запропонований метод моделювання роботи серця на основі часових та спектральних характеристик. Робота присвячена вирішенню актуальної проблеми аналітичного описання спектральної щільності електрокардіосигналу на основі перерахунку несиметричних Гаусових імпульсів з часового ряду. Було апроксимовано ЕКГ-сигнал за допомогою несиметричних Гаусових імпульсів та отримано його спектр. Для ЕКГ-сигналу з патологією було побудовано фазограму.

Ключові слова: апроксимація, спектральна щільність, функція Гаус, електрокардіосигнал, спектр, частотна область, фазограма.

It is proposed the method of modeling of the heart based on temporal and spectral characteristics. The work is devoted to the decision of actual problems of analytical description of the spectral density of electrocardiosignal, based on the terms of asymmetric Gaussian pulses with time series. It was approximated ECG signal using asymmetric Gaussian pulses and obtained its spectrum. It was built phasegram for the ECG signal with the pathology

Keywords: approximation, spectral density, Gaussian function, electrocardiosignal spectrum, frequency domain, phasegram

1. Вступ

Серцево-судинні захворювання людини міцно утримують першість за основними критеріями соціальної значущості: поширеності, інвалідності та смертності. У зв'язку з чим виникає гостра необхідність у точній та сучасній діагностиці захворювань серцево-судинної системи на різних стадіях розвитку. Існує велика кількість різноманітних методів обробки кардіосигналу, такі як: вейвлет-перетворення, фрактальний аналіз компонент, метод головних компонент, методи Р.М. Баєвського та інші, що дозволяють зменшити час обробки та збільшити точність результатів аналізу. Для діагностики кардіосигналу доцільно використовувати математичні моделі, які дозволяють отримати синтезовані штучні кардіосигнали з певними характеристиками.

2. Постановка проблеми

Мета даної роботи полягає у розробці математичної моделі спектральних характеристик ЕКГ-сигналу для діагностики захворювань серцево-

судинної системи. На основі аналізу стійкості роботи серця, але в існуючих моделях є проблема у визначенні гармонійних складових спектру для побудови передавальної функції.

Для досягнення поставленої мети необхідно вирішити наступні задачі:

– встановити зв'язок між часовими та спектральними характеристиками з незначною кількістю математичних перетворень для можливості застосування у експрес діагностиці;

– проаналізувати можливість застосування несиметричних Гаусових імпульсів для встановлення такого зв'язку;

– отримати аналітичну залежність для апроксимації спектральної щільності ЕКГ-сигналу.

3. Літературний огляд

Метод стандартної ЕКГ та проведення навантажувальних проб до теперішнього часу досягли певних меж своїх діагностичних можливостей для виявлення ранніх або прихованих захворювань серцево-судинної системи.

Принципово нові можливості відкриваються в разі застосування до сигналу ЕКГ сучасних математичних методів аналізу, заснованих на представленні сигналу у вигляді розкладів в деяких узагальнених векторних просторах.

В роботах [1, 2] була запропонована модель кардіологічного ряду нормальної ЕКГ у кількох відведеннях у вигляді ряду Фур'є, одержуваного зі спектру сигналу ЕКГ.

Для діагностики ішемічної хвороби серця застосовувалося безперервне вейвлет-перетворення з базисною функцією Морлет [3]. Отримане спектрально-часове вейвлет-зображення для кожного з 3-х ортогональних відведень (X, Y і Z) дискретизувалося за допомогою сітки з 48 точок (3 рівні по параметру масштабу і 16 – за часом). Отримані значення розглядалися або як три 48-мірних вектора, або як один 144-мірний. З повного кардіоциклу, усередненого з синхронізацією за комплексом QRS, вибиралася тільки частина сигналу довжиною 250 точок, яка містить частину комплексу QRS.

Л. С. Файнзільберг запропонував апроксимування ЕКГ сигналу інтерполяційними моделями [4]. Останні були використані в автоматичних програмах обробки телемедичного моніторингу «Геліомед». Характерною особливістю даних моделей є те, що форма сигналу і його варіації визначаються завданням модельних функцій. Модельні функції представляються у вигляді суми «дельта»-подібних джерел, центри яких збігаються з певними моментами фази ЕКГ, а саме з максимумами і мінімумами PQRST комплексу. Ця чисто математична процедура вдало дозволяє автоматизувати завдання порівняльного аналізу кардіограм, перевівши її з координат (амплітуда сигналу; час) у фазовий простір (швидкість зміни амплітуди; амплітуда). Однак інтерполяційні моделі не враховують фізичні та біологічні закономірності спостережуваних явищ.

Модельовання форми кардіосигналу в роботі В.С. Аніщенко [5] проводилося методами математичної реконструкції нелінійної динамічної системи за реальними кардіограмами. Функціональна залежність представлялася сумою декількох десятків поліномів, підстроювальні коефіцієнти для яких знаходилися з «загрублених» даних реальних кардіограм. Для відновлення особливостей PQRST комплексу кардіосигналу довелося знехтувати хаотичними варіаціями ЕКГ та розглядати ідеалізовану модель для коливань, постійних за формою та фазою. Така модель досить добре описує усереднені властивості одного з типів кардіосигналу в спокійному стані. При зовнішньому навантаженні може відбуватися перебудова керуючих параметрів динамічної системи. Для дослідження цих процесів необхідний додатковий аналіз чисельних реконструкцій, заснованих на ЕКГ, отриманих в різні проміжки часу: до навантаження, під час і після.

Тому, провівши огляд існуючих методів моделювання роботи серця, постає задача в створенні ефективного алгоритму обробки та аналізу ЕКГ сигналу зі збереженням діагностично важливих точок з метою мінімізації інформаційних втрат.

4. Побудова математичної моделі спектральної щільності ЕКГ сигналу

Інтеграл Фур'є від несиметричного Гаусового імпульсу [6] визначається сумою двох Гаусових імпульсів з затримкою за фазою, тобто при використанні методу апроксимації за допомогою кривих Гауса кожен зубець ЕКГ-сигналу $f(t)$ описується наступним виразом:

$$\begin{cases} A \cdot e^{-\frac{(t-t_m)^2}{\sigma_1^2}}, & t \leq t_m \\ A \cdot e^{-\frac{(t-t_m)^2}{\sigma_2^2}}, & t > t_m \end{cases} \quad (1)$$

де A – коефіцієнт верхівки зубця; t_m – момент часу, що відповідає максимуму кривої; σ – коефіцієнт, за допомогою якого можна пристосувати дану залежність до експериментальної кривої, має сенс середньоквадратичного відхилення.

З урахуванням того, що імпульс має несиметричні частини, то спектральна щільність буде складатися з суми двох Гаусових імпульсів з затримкою за фазою. Аналітичний і загальний опис спектральної щільності ЕКГ-сигналу, можна описати за загальною формулою:

$$S(j\omega) = \frac{\sqrt{\pi}}{2} \cdot \sum_{a=0}^{N_p} \sum_{b=0}^{N_z} A_{a,b} \times \left(\sigma_{1,a,b} \cdot e^{-\frac{(w \cdot \sigma_{1,a,b})^2}{4}} + \sigma_{2,a,b} \cdot e^{-\frac{(w \cdot \sigma_{2,a,b})^2}{4}} \right) \cdot e^{-j \cdot w \cdot t_m}, \quad (2)$$

де N_z та a – кількість виділених зубців у ЕКГ-сигналі на одному періоді та порядковий номер відповідного зубця; N_p та b – кількість квазіперіодів ЕКГ-сигналу, що підлягає обробці та порядковий номер відповідного періоду; A , σ_1 , σ_2 та t_m – відповідні матриці коефіцієнтів, що мають розмірність $N_z \times N_p$. На рис. 2 наведено модуль спектру ЕКГ-сигналу, отриманого за формулою (2).

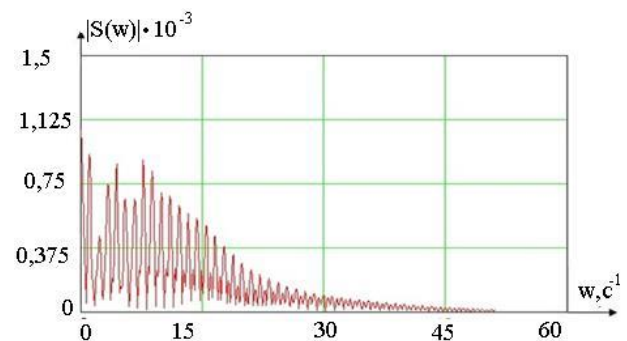


Рис. 1. Теоретичний спектр ЕКГ-сигналу, за загальною формулою опису спектральної щільності

Велика кількість сплесків і складна форма огинаючої затрудняє візуальний та аналітичний аналіз спектру ЕКГ-сигналу. Для можливості спрощення форми сигналу без значних втрат потрібних інформаційних ознак, звернемося до опису окремого кардіоциклу з формули (2).

Враховуючи, що коефіцієнт σ знаходиться в межах від десятків до сотень мілісекунд, відповідно маємо частотний діапазон: десятки – сотні Гц. Тобто Гаусові імпульси маючи центр у початку координат і простягаючись на значну частину спектру сигналу – не можуть давати швидких сплесків спектральної щільності, оскільки мають доволі плавний спад загальної згинаючої.

Множник $e^{-j \cdot \omega \cdot t_{m,a,b}}$ відповідає за затримку відповідних зубців у часі і з урахуванням (2) вираз окремого кардіоциклу в алгебраїчній формі запису буде мати вигляд:

$$S(j\omega) = \sum_{a=0}^{N_p} \sum_{b=0}^{N_z} \left(B_{a,b}(\omega) \cdot \cos(\omega \cdot t_{m,a,b}) + j \cdot B_{a,b}(\omega) \cdot \sin(\omega \cdot t_{m,a,b}) \right) \quad (3)$$

Тобто маємо коливання у частотній області з періодом $(2 \cdot \pi) / t_m$. Отже при урахуванні у спектрі складових ЕКГ-сигналу, що надходять через 1, 2 с і більшими затримками – отримуємо появу чинників, що змінюють форму спектру сигналу за гармонійним законом. Причому зі збільшенням затримки t_m частота останніх зростає і, відповідно збільшується кількість сплесків у спектрі сигналу.

Якщо застосовувати перетворення Фур'є для кожного періоду, прийнявши, за початок відліків середину ST-сегменту, тобто зменшити затримку у часі, то можна позбавитись накладення високо частотних гармонійних складових. У такій інтерпретації втрачається варіабельність, але це дає змогу проаналізувати саму форму спектру імпульсів ЕКГ-сигналу за періодами, на рис. 2 зображено спектри окремих періодів ЕКГ-сигналу.

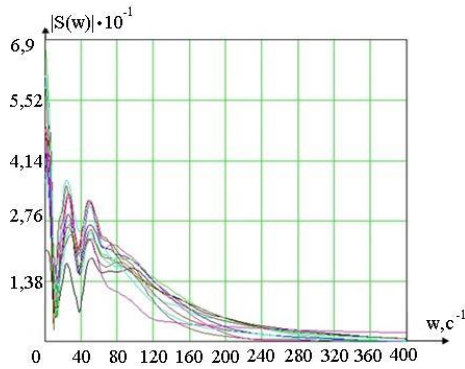


Рис. 2. Спектри окремих періодів ЕКГ-сигналу

5. Апробація результатів дослідження

Для аналізу спектру було використано ЕКГ хворого з ішемічною хворобою серця. Даний ЕКГ-сигнал було апроксимовано за допомогою несиметричних Гаусових імпульсів та отримано його спектр, який зображений на рис. 3.

Виділимо окремі періоди ЕКГ-сигналу для усунення великої кількості сплесків, та спрощення візуального аналізу спектральної щільності (рис. 4).

Фази гармонік спектрів електрокардіограм несуть у собі важливу додаткову інформацію про

характеристики ЕКГ-сигналу, що не відображається на АЧХ.

Для ЕКГ-сигналу з патологією було побудовано фазограму, де на другому періоді спостерігається аномальне відхилення, яке зображено на рис. 5–6, але при цьому на першому та третьому періодах дана аномалія відсутня. Тобто одним із критеріїв для діагностування захворювань може бути виявлення патологій зубців ЕКГ-сигналу та їх аномальне відхилення від осі розгортки.

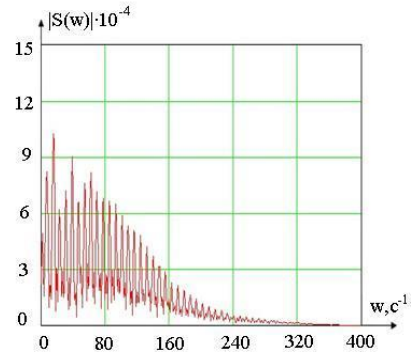


Рис. 3. Теоретичний спектр ЕКГ-сигналу з патологією

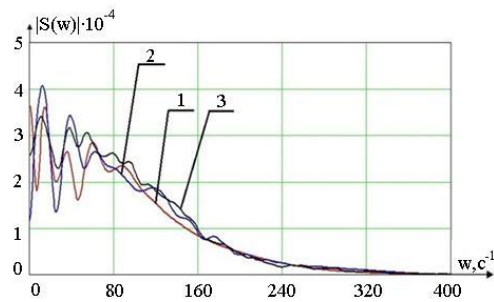


Рис. 4. Спектри окремих періодів ЕКГ-сигналу з патологією, за відповідними номерами

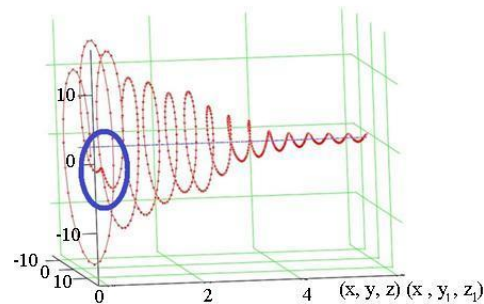


Рис. 5. Фазограма 2-го періоду ЕКГ-сигналу з патологією

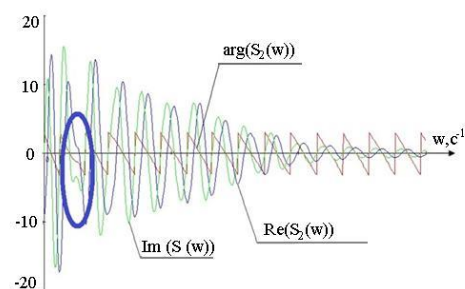


Рис. 6. Вплив аномалії на ФЧХ

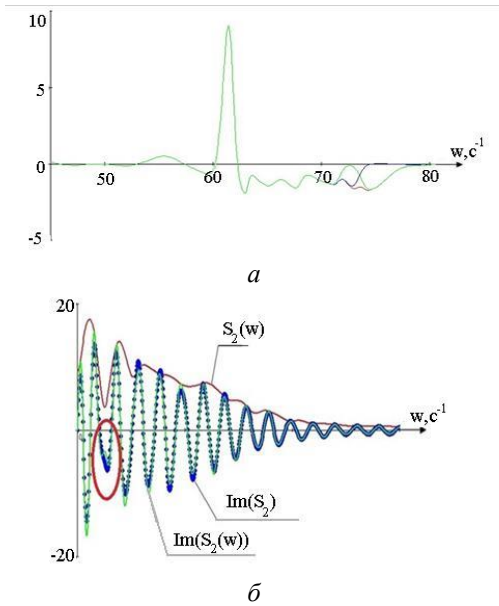


Рис. 7. Виявлення окремих сегментів ЕКГ-сигналу: а – що спричиняють аномальні зміни на окремих ділянках спектральних характеристик; б – виявлення аномалії на загальному рисунку

Можливість використання діагностики за допомогою фазограми, підтверджується тим що знайдені спотворення не спостерігаються на амплітудно-частотній характеристиці. Тобто окремий аналіз амплітудно-частотних характеристик без врахування фазочастотних характеристик не дозволяє виявити дану аномалію.

Застосування запропонованої математичної моделі дає можливість провести аналіз при якому можна визначити, як різні сплески ЕКГ-сигналу впливають на форму спектральної щільності або фазограми. Для цього по черзі видаляючи відповідні сплески, можна встановити відповідні зміни на частотних характеристиках. Це в свою чергу дає змогу проаналізувати, який сплеск може вказувати на патологію та викривлення форми ЕКГ-сигналу від норми.

Видалення окремих зубців n з виділеного періоду ЕКГ-сигналу b аналітично можна описати наступною формулою:

$$S_z(w, b, n) = \frac{\sqrt{\pi}}{2} \times \left[\sum_{a=0}^{N_z} \left(A_{a,b} \cdot \left(\sigma_{1_{a,b}} \cdot e^{-\frac{(w \cdot \sigma_{1_{a,b}})^2}{4}} + \sigma_{2_{a,b}} \cdot e^{-\frac{(w \cdot \sigma_{2_{a,b}})^2}{4}} \right) \cdot e^{-j \cdot w \cdot (t_{n_{a,b}} - t_b)} \right) - A_{n,b} \cdot \left(\sigma_{1_{n,b}} \cdot e^{-\frac{(w \cdot \sigma_{1_{n,b}})^2}{4}} + \sigma_{2_{n,b}} \cdot e^{-\frac{(w \cdot \sigma_{2_{n,b}})^2}{4}} \right) \cdot e^{-j \cdot w \cdot (t_{n,b} - t_b)} \right] \quad (4)$$

Так на рис. 7, б зображено загальний спектр періоду $S_2(w)$ та його уявну частину $Im(S_2(w))$ у вихідному стані та з видаленням сегментом Т-зубця. Отже встановлено вплив окремого сегменту Т-зубця на аномальне відхилення в уявній частині $Im(S_z(w))$.

6. Висновки

Таким чином було проведено моделювання роботи серця на основі часових та спектральних характеристик електрокардіо-сигналу та отримано наступні результати:

- виконано апроксимацію ЕКГ-сигналу за допомогою несиметричних Гаусових імпульсів в спектральній області, визначені складові амплітудно-частотної та фазочастотної характеристик;
- отримано аналітичний опис спектральної щільності ЕКГ-сигналу на основі перерахунку несиметричних Гаусових імпульсів з часового ряду.
- запропоновано альтернативний спосіб представлення спектру ЕКГ-сигналу з урахуванням часового зсування зубців для можливості виділення та покращення аналізу варіабельності морфології визначених періодів сигналу;
- запропоновано виділяти окремі періоди ЕКГ-сигналу для позбавлення високочастотних гармонійних складових та значної кількості сплесків, що дає можливість виділення та аналізу тільки огинаючої спектрального спаду окремих ділянок сигналу.

Використання запропонованого способу представлення сигналу дозволяє встановити простий аналітичний зв'язок між часовими та спектральними областями з прив'язкою варіабельності за періодами.

Література

1. Рычков, А. Ю. Спектральный анализ нормальной ЭКГ [Текст] / А. Ю. Рычков, В. Р. Цибульский, О. И. Сергейчук, Л. Н. Копылова // Вестник аритмологии. – 2004. – № 35. – С. 52.
2. Цибульский, В. Р. Исследование зависимости частотных характеристик электрокардиограмм от изменения сегмента ST [Текст] / В. Р. Цибульский, О. И. Сергейчук, В. А. Кузнецов // Тюмень: Изд-во ИПОС СО РАН. – 2002. – № 1. – С. 164.
3. Бойцов, С. А. Анализ сигнал-усредненной ЭКГ (по данным вейвлет-преобразования) у здоровых и больных ИБС [Текст] / С. А. Бойцов, С. Л. Гришаев, В. Н. Солнцев, Ю. С. Кудрявцев. – М.: Вестник аритмологии. – 2001. – № 23. – С. 32–36.
4. Файнзильберг, Л. С. Математическая модель порождения искусственной электрокардиограммы с заданными амплитудно-временными характеристиками информативных фрагментов [Текст] / Л. С. Файнзильберг, Т. Ю. Беклер, Г. А. Глушаускене // Проблемы управления и информатики. – 2011. – № 5. – С. 61–72.
5. Анищенко, В. С. Динамические системы [Текст] / В. С. Анищенко // Соросовский образовательный журнал. – 1997. – № 11. – С. 77–84.
6. Горянинов, В. Т. Статистическая радиотехника: Примеры и задачи [Текст] / В. Т. Горянинов, А. Г. Журавлев, В. И. Тихонов. – М.: Советское радио, 1980. – 291 с.

References

1. Ruchkov, A., Cibulskiy, V., Serheichuk, O., Kopylova, L. (2004). Spectralniy analiz normalnoi ECG [Spectral analysis of normal ECG] Moscow, Russia: Herald of arrhythmology, 52.
2. Cibulskiy, V., Serheichuk, O., Kuznecov, V. I. (2002). Issledovanie zavisimosti chastotnih harakteristik ot izmeneniya segmenta ST [Study of the dependence of the frequency characteristics of the electrocardiogram ST segment changes]. Moscow, Russia: Herald of arrhythmology, 164.

3. Boicov, S., Grishaev, S., Solncev, V., Kudryavcev, Y. (2001). Analiz signal-usrednennoi ECG (po dannim veyvlet-preobrazovaniya) u zdorovih I bolnih IBS [Analysis of the signal-averaged ECG (according to the wavelet transform) in healthy and diseased coronary artery disease]. Moscow, Russia: Herald of arrhythmology, 32.

4. Fainzelberg, L., Bekler, T., Glushauskene, G. (2011). Matematicheskaya model porojdeniya iskusstvennoi ECG s zadanimi amplitudno vremennimi harakteristikami iformativnih

fragmentov [Mathematical model of generating artificial ECG with specified amplitude-time characteristics of informative fragments]. Kyiv, Ukraine: Problems of management and informatics, 61.

5. Anishenko, V. (1997). Dinamicheskie sistemi [Dynamical systems]. Sorosovskiy obrazovatelnyy jurnal, 77.

6. Gorynaninov, V. (1980). Statisticheskaya radiotekhnika: Primeri i zadachi [Statistical Radio Engineering: Examples and problems]. Moscow, Russia: Soviet Radio, 291.

*Рекомендовано до публікації д-р техн. наук Ляшенко В. П.
Дата надходження рукопису 18.05.2015*

Юрко Олексій Олексійович, кандидат технічних наук, доцент, кафедра електронних апаратів, Кременчуцький національний університет ім. Михайла Остроградського, вул. Першотравнева, 20, м. Кременчук, Україна, 39600

E-mail: aleyurko@yandex.ru

Рибніков Роман Олександрович, кафедра електронних апаратів, Кременчуцький національний університет ім. Михайла Остроградського, вул. Першотравнева, 20, м. Кременчук, Україна, 39600

E-mail: zorgajke@gmail.com

Курченко Оксана Володимірівна, кафедра електронних апаратів, Кременчуцький національний університет ім. Михайла Остроградського, вул. Першотравнева, 20, м. Кременчук, Україна, 39600

УДК 656.11

DOI: 10.15587/2313-8416.2015.44354

ВИЗНАЧЕННЯ ЗАКОНОМІРНОСТЕЙ УТВОРЕННЯ ЧЕРГ ПЕРЕД ПЕРЕХРЕСТЯМИ

© Я. В. Санько, Ю. Ю. Музалевська, Я. О. Лепетюк

Проведено аналіз причинно-наслідкових факторів утворення черг перед перехрестями. Результатом досліджень є запропонована математична модель визначення довжини черги перед перехрестям, яка залежить від інтенсивності руху транспортних засобів на підходах до перехресть, кількості смуг руху, часу горіння червоного сигналу світлофора та співвідношення часу горіння зеленого сигналу до часу циклу

Ключові слова: затримки, черга, регульоване перехрестя, інтенсивність руху, світлофорна сигналізація, цикл регулювання

The analysis of the causal factors of the formation of queues before intersections is conducted. The result of research is the mathematical model to determine the length of the queue before crossroads, which depends on the intensity of traffic on the roads to intersections, number of lanes, time of red signal and the ratio of time of green signal to the cycle time

Keywords: delays, queue, controlled intersections, traffic intensity, colour light signal, controlling cycle

1. Вступ

Основною задачею організації дорожнього руху є фізичне, психологічне та візуальне відокремлення пішохідних потоків від транспортних. При формуванні шляхів сполучення необхідно прагнути до послідовного розподілу транспортних та пішохідних потоків. Ця мета обумовлена необхідністю забезпечити безпеку пішоходів та належний екологічний стан оточуючого середовища, що особливо важливо для місць перетинання потоків, що відрізняються надмірною концентрацією транспортних засобів та пішоходів [1–3].

Цієї вимоги необхідно дотримуватися в будь-якому варіанті перетинання транспортних та пішохідних потоків, але на регульованих та нерегульованих перехрестях вона потребує особливої

уваги, враховуючи високу щільність конфліктуючих потоків та особливий характер пішохідного руху.

2. Постановка проблеми

Розділення транспортних та пішохідних потоків в часі досягається світлофорним регулюванням, що надає частину часу для транспортного, а другу частину – для перетинаючого пішохідного потоку [4–6].

В залежності від можливостей розділення пішохідного та транспортного руху та існуючих між ними зв'язків застосовуються наступні види організації руху [6]:

а) повне відокремлення пішохідного руху від інших видів руху в часі та просторі;

б) пішохідний рух допускає наявність транспортних засобів на загальній з пішоходами площі;