

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ  
ТЕРНОПІЛЬСЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ  
ІМЕНІ ІВАНА ПУЛЮЯ

Кваліфікаційна наукова  
праця на правах рукопису

**Никитюк Вячеслав Вячеславович**

УДК 519.21+535-94+611.314

ДИСЕРТАЦІЯ

**МАТЕМАТИЧНА МОДЕЛЬ ЕЛЕКТРИЧНОГО ЗОНД-СИГНАЛУ  
ДЛЯ ВИЗНАЧЕННЯ ДИНАМІКИ СТАНУ РЕСТАВРАЦІЙНОГО  
СТОМАТОЛОГІЧНОГО ПРОЦЕСУ**

01.05.02 – математичне моделювання та обчислювальні методи  
(шифр і назва спеціальності)

05 «Технічні науки»  
(галузь знань)

Подається на здобуття наукового ступеня кандидата технічних наук

Дисертація містить результати власних досліджень. Використання ідей,  
результатів і текстів інших авторів мають посилання на відповідне джерело

---

(підпис, ініціали та прізвище здобувача)

Науковий керівник:  
доктор фізико-математичних наук, професор  
Драган Ярослав Петрович

*Ідентичність всіх примірників дисертації  
ЗАСВІДЧУЮ:*  
*Вчений секретар спеціалізованої вченої ради*  
*/Б. Г. Шелестовський/*

Тернопіль – 2019

## АНОТАЦІЯ

*Никитюк В. В.* Математична модель електричного зонд-сигналу для визначення динаміки стану реставраційного стоматологічного процесу. – Кваліфікаційна наукова праця на правах рукопису.

Дисертація на здобуття наукового ступеня кандидата технічних наук за спеціальністю 01.05.02 – математичне моделювання та обчислювальні методи. – Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, Тернопіль, 2019.

Підготовка здійснювалась на кафедрі комп'ютерних наук Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя Міністерства освіти і науки України.

Спеціалізована вчена рада Д 58.052.01 при Тернопільському національному технічному університеті імені Івана Пулюя Міністерства освіти і науки України.

Дисертаційна робота присвячена розв'язанню актуального наукового завдання – обґрунтування математичної моделі електричного зонд-сигналу та розроблення методу опрацювання, сформульованого базуючись на цій моделі, а також використання нових інформативних ознак динаміки стану процесу полімеризації стоматологічних матеріалів в часі. *Об'єкт дослідження:* процес моделювання та опрацювання електричного зонд-сигналу. *Предмет дослідження:* математична модель електричного зонд-сигналу, властивості та можливості, які вона забезпечує при розв'язанні задачі стану динаміки процесу полімеризації стоматологічних матеріалів.

У вступі обґрунтовано актуальність теми дисертаційної роботи, сформульовано мету та основні завдання дослідження, визначено об'єкт, предмет і методи дослідження, показано наукову новизну отриманих результатів, їх практичне значення, визначено зв'язок роботи з науковими темами, а також подано відомості про апробації результатів дисертації та їх висвітлення в наукових працях.

У першому розділі проведено аналіз основних типів стоматологічних матеріалів, що застосовуються в реставраційній стоматології, зокрема для

формування пломб, які, в свою чергу, поділяються на композитні матеріали із хімічною активацією – полімеризацією (затвердіння матеріалу) та при впливі зовнішніх джерел енергії (опромінення з довжиною хвилі 380-500 нм). З'ясовано переваги і недоліки даних реставраційних стоматологічних матеріалів. Перевагою способу хімічної активації є рівномірна полімеризація, незалежно від глибини порожнини і товщини пломби. Недоліком методу є те, що полімеризація починається одразу після змішування компонентів, внаслідок чого змінюється в'язкість матеріалу в процесі пломбування, що значно обмежує час роботи з композитами хімічного затвердіння і призводить до погіршення маніпуляційних властивостей матеріалу в процесі формування пломби та ускладнює роботу лікаря. Перевагою методу полімеризації при впливі зовнішніх джерел енергії є забезпечення таких характеристик стоматологічного матеріалу, як твердість, довговічність, експлуатаційна надійність, поряд із можливістю проведення різних маніпуляцій при формуванні пломби (матеріал перебуває в текучому стані). Недоліком способу є негативний вплив випромінювання зовнішніх джерел енергії на ротову порожнину, не існує способів контролю перебігу процесу полімеризації при формуванні пломби. При чому, якість кінцевого продукту (пломби) залежить від часу опромінення (експозиції) матеріалу випромінюванням зовнішніх джерел енергії. Проведено аналіз способів оцінювання експлуатаційних характеристик стоматологічних фотополімерних композитних матеріалів, що визначаються стандартом ISO 4049:2009, із використанням спеціальних активуючих ламп (активаторів) – приладів для фотополімеризації, що продукують високоінтенсивне блакитне світло УФ з довжиною хвилі 380-500 нм. Шляхом порівняння можливостей відомих методів оцінювання міцності стоматологічних композитних матеріалів запропоновано контролю процесу полімеризації, який ґрунтується на концепції енергоактивності, що центральним розглядає енергоактивний об'єкт (систему), якому притаманні такі характерні риси, як ініціація, активізація, каталіз специфічною дією носія енергії. Істотним у формуванні сигналу в енергоактивних системах є «поділ енергії» на ту, що потрібна для підтримання процесу дії системи, і ту, що витрачається на створення сигналу про стан системи та на енергетичне

забезпечення перенесення даних про нього. На основі проведеного огляду та аналізу встановлено, що доцільним є розроблення методу контролю, який ґрунтується на відборі та опрацюванні відбитого від поверхні стоматологічного матеріалу енергетичного сигналу – електричного зонд-сигналу, що міститиме інформацію про зміну поглинутої енергії випромінювання в процесі полімеризації стоматологічного матеріалу, а також у розробленні методу статистичного опрацювання таких сигналів для виявлення інформативних ознак процесу затвердіння композитного матеріалу.

У другому розділі проаналізовано фізичні особливості процесу опромінення стоматологічного матеріалу (періодичними спалахами УФ-випромінювання фото полімеризатора), метод контролю динаміки стану процесу полімеризації стоматологічного матеріалу за відбитим електричним зонд-сигналом та проведено морфологічний аналіз структури електричного зонд-сигналу і природи породження окремих складових його імпульсів. Для обґрунтування вибору математичної моделі проаналізовано можливість подання електричного зонд-сигналу методами гармонічного аналізу детермінованих коливань. Однак, в процесі полімеризації стоматологічного матеріалу параметри кожного окремо взятого імпульсу є мінливими та визначаються типом стоматологічного матеріалу, товщиною його нанесення, параметрами опромінювача та кутом опромінення, зовнішніми факторами, такими як тиск повітря, вологість, температура, рівень фонового освітлення. Зазначені фактори призводять до появи випадкової форми протікання процесу полімеризації стоматологічного матеріалу в межах кожного імпульсу опромінення та наявності додаткових неінформативних завад (шумів). Відповідно адекватна задачі оцінювання динаміки стоматологічного процесу математична модель електричного зонд-сигналу повинна враховувати випадкову (імовірнісну) структуру таких сигналів та їх періодичність, що визначається способом опромінення стоматологічного матеріалу (періодичними спалахами УФ-випромінювання). Проаналізовано можливість подання електричного зонд-сигналу у вигляді стаціонарного випадкового процесу. При цьому встановлено, що оцінки автокореляційної функції окремих реалізацій такого сигналу є періодичними та

циклічно зникаючими. Встановлено, що математична модель електричного зонд-сигналу у вигляді стаціонарного випадкового процесу враховує імовірнісну структуру такого сигналу але не враховує періодичності та не має засобів оцінювання їхньої часово-фазової структури, що є важливим для виявлення особливостей динаміки стоматологічного процесу. Показано, що адекватна математична модель повинна враховувати періодичну структуру електричного зонд-сигналу, випадкову складову та мати засоби оцінювання часово-фазової структури такого типу сигналів. Також в процесі досліджень встановлено, що математичне сподівання та дисперсія є мінливими для ділянки сигналу, що відповідає процесу полімеризації стоматологічного матеріалу, і відрізняються незначно для ділянки, що відповідає завершенню процесу полімеризації. Висунуто припущення про можливість віднесення електричного зонд-сигналу до окремого класу нестаціонарних випадкових процесів, який задовільняв би поставленим вимогам. Проаналізовано можливість подання електричного зонд-сигналу засобами енергетичної теорії стохастичних сигналів, що обґрунтовує зображення такого типу сигналів із законом збереження середньої потужності при цьому та вказанням типу їхньої корельованості у часовій області або у часі повторюваністю імовірнісних характеристик. На основі цього показано, що адекватною моделлю електричного зонд-сигналу буде математична модель у вигляді періодично корельованого випадкового процесу, яка поєднує повторюваність значень з випадковістю, трактуючи її як періодичність імовірнісних характеристик. Тоді задача зведеться до того, щоб на підставі апріорного теоретичного аналізу структури цієї моделі виявити можливі інваріанти, що їх може дати опрацювання емпіричних даних, та обґрунтувати алгоритм цього опрацювання. Враховуючі фізичні особливості процесу формування електричного зонд-сигналу обґрунтовано математичну модель такого роду сигналів у вигляді часткового випадку періодично корельованого випадкового процесу – імпульсного періодично корельованого випадкового процесу. Базуючись на обґрунтованій моделі змодифіковано синфазний метод опрацювання електричного зонд-сигналу, що дає змогу оцінити динаміку стану полімеризації стоматологічного композитного матеріалу з метою

визначення оптимального часу. Установлено, що отримані значення кореляційних компонент, обчислені з допомогою змодифікованого синфазного методу, є інформативними ознаками електричного зонд-сигналу та характеризують процес полімеризації.

У третьому розділі проведено обґрунтування структури та технічних характеристик системи відбору електричних зонд-сигналів. Розроблено методіку та проведено відбір електричних зонд-сигналів в процесі полімеризації окремих зразків стоматологічного матеріалу. На основі обґрунтованої математичної моделі електричного зонд сигналу у вигляді імпульсного періодично корельованого випадкового процесу проаналізовано синфазний метод статистичного опрацювання таких сигналів та отримано нові вирази для числення статистичних оцінок їхніх характеристик. Обґрунтовано параметри та складові елементи системи для автоматизованого контролю моменту часу стоматологічного матеріалу, що може бути реалізована у вигляді окремого модуля стоматологічних фото полімеризаторів, для забезпечення можливості безпосереднього контролю моменту часу композитного стоматологічного матеріалу і контролю якості одержаної пломби. Розроблено пакет комп'ютерних програм статистичного опрацювання електричного зонд-сигналу базуючись на модифікованому методі, який придатний для використання як складової частини спеціалізованого програмного забезпечення.

У четвертому розділі обґрунтовано критерій визначення часового моменту закінчення процесу полімеризації стоматологічного матеріалу. Для встановлення часового моменту закінчення процесу полімеризації стоматологічного матеріалу проведено оцінювання статистик сигналу в межах інтервалу часу, який рівний періоду сигналу – в межах ковзного вікна. Виявлено, що ширина вікна повинна бути кратною періоду таких сигналів, а величина зсуву – тривалості одного періоду електричного зонд-сигналу. Показано, що варіація оцінок дисперсії електричного зонд-сигналу в межах ковзного вікна є чутливою до зміни стану стоматологічного процесу – полімеризації стоматологічного матеріалу та закінчення цього процесу, та може бути використана, як критерій встановлення часового моменту закінчення

процесу полімеризації. Однак, значення дисперсії можуть відрізнитись від фактичних знань внаслідок впливів на процес відбору електричних зонд-сигналів зовнішніх суб'єктивних факторів, таких, як зміна кута опромінення стоматологічного матеріалу в процесі його полімеризації через мимовільні рухи рук стоматолога, зміна величини фонового освітлення. Для усунення цих недоліків необхідним є паралельне оцінювання динаміки стоматологічного процесу за результатами опрацювання електричних зонд-сигналів модифікованим синфазним методом. Проведено опрацювання електричного зонд-сигналу модифікованим синфазним методом та отримано інформативні ознаки сигналу (кореляційні компоненти), які є інваріантними у часі, і поряд з тим виявляють локалізацію розподілу потужності сигналу на певних частотах. Отримані інваріанти показують однорідність властивостей сигналу, і поряд з тим зміни, за характером і значеннями яких можна оцінити динаміку процесу полімеризації стоматологічного реставраційного матеріалу. Запропоновано програмну реалізацію алгоритму опрацювання електричного зонд-сигналу модифікованим синфазним методом. Розроблено імітаційну модель електричного зонд-сигналу для верифікації методу опрацювання, яка враховує у своїй структурі основні параметри динаміки процесу полімеризації стоматологічного матеріалу. Проведено комп'ютерне імітаційне моделювання електричного зонд-сигналу із ознаками зовнішнього фонового засвічування фотоелемента. В результаті аналізу отриманих оцінок стаціонарних компонент, кореляційних функцій, кореляційних компонент та усереднених оцінок кореляційних компонент зроблено висновок, що ці оцінки придатні для оцінювання динаміки стоматологічного процесу, а запропонована імітаційна модель придатна для тестування модуля встановлення моменту часу стоматологічних фотополімеризаторів.

Практичне значення отриманих результатів дисертаційного дослідження полягає в тому, що на базі обґрунтованої математичної моделі електричного зонд-сигналу модифіковано алгоритм синфазного методу опрацювання, який дає змогу виділяти інформативні ознаки процесу полімеризації стоматологічного матеріалу для забезпечення автоматизованого контролю моменту часу. Отримані практичні

результати придатні для використання при проектуванні стоматологічних фотополімерних опромінювачів з функцією автоматизованого контролю часу. Це є актуальним та важливим, практично корисним результатом роботи, який дає змогу забезпечити досягнення потрібних якостей процесу полімеризації.

Основні результати досліджень, що відображені у дисертаційній роботі, опубліковано у 15 наукових працях: з них у 5 статтях, що входять до переліку наукових фахових видань України з технічних наук (5 з яких у виданнях, зареєстрованих в наукометричних базах даних з Міжнародним індексом цитування Index Copernicus [2 – 5], Google Scholar [1 – 5], Polish Scholarly Bibliography [3]), 2 статті в міжнародних періодичних виданнях (зареєстровані в наукометричних базах даних з Міжнародним індексом цитування eLibrary [7], International Innovative Journal Impact Factor (IIJIF) [6, 7], Directory of Indexing and Impact Factor (DIIF) [6, 7], Scientific Indexing Services (SIS) [6, 7], International Scientific Indexing (ISI) [7], Cite Factor (Academic Scientific Journal) [7]) та 8 публікацій у матеріалах Міжнародних та Всеукраїнських науково-технічних й науково-практичних конференцій.

Ключові слова: електричний зонд-сигнал, періодично корельований випадковий процес, період корельованості, полімеризація, імітація, кореляційні компоненти, верифікація.



## SUMMARY

*Nykytyuk V. V.* Mathematical model of electrical zond-signals for the estimation of state dynamics in a dental technological process. – Qualifying scientific work as a manuscript.

Dissertation for the degree of a candidate of technical sciences in specialty 01.05.02 – Mathematical modeling and computational methods. – Ternopil Ivan Puluj National Technical University, Ternopol, 2019.

The training was carried out at the Department of Computer Science of the Ternopil Ivan Puluj National Technical University of the Ministry of Education and Science of Ukraine.

Specialized Academic Council D 58.052.01 at the Ternopil Ivan Puluj National Technical University of the Ministry of Education and Science of Ukraine.

The dissertation is dedicated for solving of actual science problem. This problem is a reasoning of mathematical model of the electrical sound-signals and working out the method of its processing based on this model, and, as well, utilizing of new informative indicators of the process of a dental materials polymerization dynamics state in time. *Object of research:* process of modeling and processing of electric probe signal. *Subject of research:* the mathematical model of the electric probe signal, the properties and capabilities that it provides in solving the problem of the state of the dynamics of the polymerization process of dental materials.

The introduction substantiates the relevance of the topic of the dissertation, formulates the purpose and main objectives of the research, defines the object, subject and methods of the research, shows the scientific novelty of the results obtained, their practical significance, the relationship of work with scientific themes, as well as information on approbation the results of the dissertation and their coverage in scientific works.

The first section analyzes the main types of stomatological materials used in restorative dentistry, in particular for the formation of seals, which, in turn, are divided into composite materials with chemical activation - polymerization (hardening of the

material) and with the influence of external energy sources (irradiation with length waves of 380-500 nm). The advantages and disadvantages of data of restorative dental materials are revealed. The advantage of the method of chemical activation is uniform polymerization, regardless of the depth of the cavity and the thickness of the seal. The disadvantage of the method is that the polymerization begins immediately after mixing the components, which changes the viscosity of the material during the sealing process, which significantly limits the time of work with the composites of chemical hardening and leads to a deterioration of the manipulative properties of the material during the formation of the seal and complicates the work of the doctor. The advantage of the polymerization method when exposed to external energy sources is to provide such characteristics of the dental material as hardness, durability, operational reliability, along with the possibility of various manipulations in the formation of the seal (the material is in a fluid state). The disadvantage of the method is the negative effect of radiation of external energy sources on the oral cavity, there are no ways to control the process of polymerization during the formation of the seal. Moreover, the quality of the final product (seal) depends on the time of irradiation (exposure) of the material with the radiation of external energy sources. The analysis of methods for evaluating the performance characteristics of dental photopolymer composite materials, defined by ISO 4049: 2009, with the use of special activating lamps (activators) - devices for photopolymerization, producing high intensity light blue UV light with a wavelength of 380-500 nm. By comparing the possibilities of known methods for assessing the strength of dental composite materials, a control of the polymerization process based on the concept of energy activity, which focuses on the energy-active object (system), which has such characteristic features as initiation, activation, catalysis of the specific action of the energy carrier, is proposed. Significant in the formation of a signal in energy-intensive systems is the "energy separation" to what is needed to maintain the process of the system's operation, and what is spent on creating a signal about the state of the system and the energy supply of the transfer of data about it. On the basis of the conducted review and analysis, it was found that it is expedient to develop a control method based on the selection and processing of the energy signal, an electrical probe signal, reflected from

the surface of the dental material, containing information on the change in the absorbed energy of radiation during the polymerization of the dental material, as well as in the development of the method of statistical processing of such signals for the detection of informative features of the process of solidification of composite material.

In the second section the physical features of the process of irradiation of a dental material (periodic flashes of UV-radiation of a photo of a polymerizer), the method of controlling the dynamics of the state of the polymerization process of the dental material reflected by the electric probe signal were analyzed, and a morphological analysis of the structure of the electrical probe signal and the nature of the generation of the individual components of its impulses. To substantiate the choice of a mathematical model, the possibility of representing an electric probe signal by methods of harmonic analysis of deterministic oscillations is analyzed. However, during the polymerization of the dental material, the parameters of each individual pulse are variable and determined by the type of dental material, the thickness of its application, the parameters of the irradiator and the angle of exposure, external factors such as air pressure, humidity, temperature, level of background illumination. These factors lead to the emergence of a random form of the process of polymerization of the dental material within each radiation pulse and the presence of additional non-informative noise (noise). Accordingly, an adequate task for evaluating the dynamics of the dental process, the mathematical model of the electrical probe signal should take into account the random (probabilistic) structure of such signals and their frequency, which is determined by the method of irradiation of the stomatological material (periodic flashes of UV radiation). The possibility of representing an electric probe signal in the form of a stationary random process is analyzed. It is established that the estimates of the autocorrelation function of individual realizations of such a signal are periodic and cyclically close. It is established that the mathematical model of the electric probe signal in the form of a stationary random process takes into account the probabilistic structure of such a signal but does not take into account periodicity and does not have means for evaluating their time-phase structure, which is

important for revealing the peculiarities of the dynamics of the dental process. It is shown that an adequate mathematical model should take into account the periodic structure of the electric probe signal, the random component and the means of evaluating the time-phase structure of this type of signals. Also, in the course of the research, it has been established that the mathematical expectation and variance are variable for the portion of the signal corresponding to the polymerization process of the dental material, and slightly different for the site corresponding to the completion of the polymerization process. The assumption is made of the possibility of assigning an electric probe to a separate class of non-stationary random processes that would satisfy the requirements. The possibility of representing an electric probe signal by the means of the energy theory of stochastic signals is analyzed, which substantiates the image of this type of signals with the law of conservation of average power at the same time, indicating the type of their correlation in the time domain or in the time of repetition of probabilistic characteristics. On the basis of this, it is shown that an adequate model of an electric probe signal will be a mathematical model in the form of a periodically correlated random process that combines the repetition of values with randomness, interpreting it as the frequency of probabilistic characteristics. Then the task will be reduced to that, based on the a priori theoretical analysis of the structure of this model, to identify possible invariants that can be processed by empirical data, and to justify the algorithm of this study. Taking into account the physical features of the process of forming an electrical probe signal, a mathematical model of this kind of signals was substantiated in the form of a partial case of periodically correlated random process - a pulsed periodically correlated random process. Based on a substantiated model, the in-phase method of processing an electric probe signal is simulated, which enables to assess the dynamics of the polymerization state of the dental composite material in order to determine the optimal exposure time. It was established that the obtained correlation components, calculated by means of a

modified general-purpose method, are informative features of an electrical probe signal and characterize the process of polymerization.

In the third section the justification of the structure and technical characteristics of the system of selection of electrical probe signals was made. The technique was developed and a selection of electrical probe signals was made during the polymerization of individual samples of the dental material. On the basis of a substantiated mathematical model of an electric signal probe in the form of a pulse periodically correlated random process, the in-phase method of statistical processing of such signals is analyzed and new expressions are derived for the calculation of statistical estimates of their characteristics. The parameters and constituent elements of the system for the automated control of the moment of the time of the stomatological material, which can be implemented as a separate module of dental photo polymers, are substantiated, in order to provide the possibility of direct control of the time of composite dental material time and quality control of the obtained seal. A package of computer programs for statistical processing of an electric probe signal is developed based on a modified method that is suitable for use as an integral part of specialized software.

The fourth section substantiates the criterion for determining the time period of the completion of the polymerization process of the dental material. To determine the time period of the completion of the polymerization process of the dental material, an evaluation of the signal statistics within the time interval, which is equal to the signal period, is within the boundary of the sliding window. It was found that the window width should be a multiple period of such signals, and the magnitude of the displacement is the duration of one period of the electric probe signal. It is shown that the variation in the estimation of the dispersion of the electrical probe signal within the sliding window is sensitive to the change in the state of the dental process - the polymerization of the dental material and the completion of this process, and can be used as a criterion for setting the time moment of the completion of the polymerization process. However, the value of the

dispersion may differ from the actual knowledge due to the effects on the process of selecting the electrical probe signals of external subjective factors, such as the change in the angle of irradiation of the dental material during its polymerization through the involuntary movements of the dentist's hands, the change in the size of the background illumination. To eliminate these shortcomings, a parallel assessment of the dynamics of the dental process by the results of the processing of electrical probe signals by a modified common-mode method is necessary. An electrical probe signal was processed using a modified common-mode method, and information signals (correlation components) that are invariant in time are obtained, and, in addition, localization of the signal power distribution at certain frequencies is detected. The obtained invariants show the homogeneity of the properties of the signal, and along with the changes, by the nature and values of which one can estimate the dynamics of the polymerization process of the dental restorative material. The program implementation of the algorithm for processing the electric probe signal with the modified common-mode method is proposed. The simulation model of the electric probe signal is developed for verification of the method of processing, which takes into account in its structure the basic parameters of the dynamics of the polymerization process of the dental material. The computer simulation of the electric probe signal with the signs of the external background illumination of the photocell is carried out. As a result of the analysis of the obtained estimates of stationary components, correlation functions, correlation components and averaged estimates of correlation components, it was concluded that these estimates are suitable for assessing the dynamics of the dental process, and the proposed simulation model is suitable for testing the module for setting the time of dental photopolymerizers.

The practical importance of obtained results of the dissertation theses is concluded in that the processing algorithm of a common-mode signal has been modified on the base of reasoned mathematical model of the electrical sound-signal, that allows to reveal informative indices of the process of dental material polymerization for ensuring of

automation control of exposition time. Available practical results are suitable for applying during dental photopolymer irradiators design with function of automated exposition control. This is actual and important, practically useful result of the work which allows assuring to reach required characteristics of polymerization process.

Main results of the investigation represented in the dissertation theses are published in 15 scientific papers: 5 among them are in the articles from the list of scientific professional publications of Ukraine on technical sciences (5 of them are in publications registered in science-metric data bases with international citation index Index Copernicus [2 – 5], Google Scholar [1 – 5], Polish Scholarly Bibliography [3]), 2 articles are in the international periodical publications (registered in science-metric bases eLibrary [7], International Innovative Journal Impact Factor (IIJIF) [6, 7], Directory of Indexing and Impact Factor (DIIF) [6, 7], Scientific Indexing Services (SIS) [6, 7], International Scientific Indexing (ISI) [7], Cite Factor (Academic Scientific Journal) [7]) and 8 publications in the proceedings of international and all-Ukrainian science-practical and science-technical conferences.

Key words: electrical zond-signals, periodically correlated random processes, period of correlation, polymerization, imitation, correlational components, verification.

## Список публікацій здобувача

### *Праці, в яких опубліковано основні наукові результати:*

1. Никитюк В. В., Дедів Л. Є., Хвостівський М. О. Метод комп'ютерного оцінювання міцності стоматологічного матеріалу за фотоелектричним сигналом. *Вісник Сумського державного університету. Технічні науки*. 2012. № 2. С. 182–188. *(індексується у Google Scholar)*. – обґрунтування методу оцінювання стоматологічного матеріалу за зміною характеристик в процесі його полімеризації.
2. Драган Я. П., Никитюк В. В., Хвостівська Л. В. Математична модель фотоелектричного сигналу полімеризації стоматологічного матеріалу у вигляді імпульсного періодичного корельованого випадкового процесу. *Вісник Національного університету «Львівська політехніка». Комп'ютерні науки та інформаційні технології*. 2013. № 771. С. 146–149. *(індексується у Index Copernicus, Google Scholar)*. – обґрунтування математичної моделі електричного зонд-сигналу (фотоелектричного) у вигляді імпульсного періодично корельованого випадкового процесу та способу подання його через трансляційні компоненти.
3. Никитюк В. В., Дозорський В. Г., Шадріна Г. М. Обґрунтування структури системи відбору фотоелектричних сигналів для визначення ступеня полімеризації стоматологічного матеріалу. *Вісник Хмельницького національного університету. Технічні науки*. 2014. № 2. С. 189–192. *(індексується у Index Copernicus, Google Scholar, Polish Scholarly Bibliography)*. – обґрунтування структури та технічних параметрів складових елементів системи відбору електричних зонд-сигналів (фотоелектричних) для задачі визначення стану стоматологічного процесу.
4. Драган Я. П., Никитюк В. В., Паляниця Ю. Б. Енергетично-сигнальна концепція визначення стану технологічного стоматологічного процесу як енергоактивного об'єкта. *Вісник Національного університету «Львівська політехніка». Комп'ютерні науки та інформаційні технології*. 2015. № 826. С. 368–372. *(індексується у Index Copernicus, Google Scholar)*. – обґрунтування застосування енергетично-сигнальної концепції процедури визначення стану технологічного стоматологічного процесу, як енергоактивного об'єкту.



5. Nykytyuk V., Dozorskyi V., Dozorska O. Detection of biomedical signals disruption using a sliding window. *Scientific journal of the Ternopil National Technical University*. 2018. № 3 (91). P. 125–133. (індексується у *Index Copernicus*, *Google Scholar*). – виявлення часових моментів закінчення процесу полімеризації стоматологічного матеріалу.
6. Nykytyuk V. V. Mathematical model of electric zond-signal for determination of the state of the resistant dental process. *Danish scientific journal. Technical sciences*. 2018. № 10-1. P. 48–54. (індексується у *International Innovative Journal Impact Factor (IIJIF)*, *Directory of Indexing and Impact Factor (DIIF)*, *Scientific Indexing Services (SIS)*).
7. Dragan Y. P., Nykytyuk V. V., Palaniza Y. B. The research object mathematical model substantiation for physical and technical sciences as result, in particular, in the case of a power-activated object with a regulated activator system analysis. *Znanstvena misel journal. Technical sciences*. 2018. Vol. 1. No. 19 P. 42–47. (індексується у *eLibrary*, *International Innovative Journal Impact Factor (IIJIF)*, *Directory of Indexing and Impact Factor (DIIF)*, *Scientific Indexing Services (SIS)*, *International Scientific Indexing (ISI)*, *Cite Factor (Academic Scientific Journal)*). – обґрунтування процесу автоматизованого відбору електричного зонд-сигналу з регульованим активатором.

***Праці, які засвідчують апробацію матеріалів дисертації:***

8. Никитюк В. В., Шадріна Г. М. Моделювання процесу затвердіння фотополімерного пломбувального матеріалу. Збірник тез доповідей Міжнародної науково-практичної конференції молодих учених та студентів «Актуальні задачі сучасних технологій» (21–22 грудня 2010. м. Тернопіль). Тернопіль, 2010. С. 8. – обґрунтування актуальності задачі моделювання процесу затвердіння фотополімерного пломбувального матеріалу для оцінювання його фізико-механічних параметрів.
9. Дедів Л. Є., Никитюк В. В., Хвостівський М. О. Метод оцінювання стоматологічного матеріалу за зміною оптичних характеристик під час його

полімеризації. XI Міжнародна наукова конференція «*Фізичні процеси та поля технічних і біологічних об'єктів*» (2–4 листопада 2012. м. Кременчук). Кременчук, 2012. С. 105. – обґрунтування методу оцінювання стоматологічного матеріалу за зміною характеристик в процесі його полімеризації.

10. Никитюк В. В. Математична модель фотоелектричного сигналу полімеризації стоматологічного матеріалу. Сборник научных трудов SWorld Материалы международной научно-практической конференции «*Современные направления теоретических и прикладных исследований 2013*» (19–30 марта 2013. м. Одесса). Одесса, 2013. Том 10-1. С. 55–56.

11. Никитюк В. В., Хвостівський М. О. Математична модель фотоелектричного сигналу полімеризації стоматологічного матеріалу. Матеріали всеукраїнської науково-технічної конференції «*Теоретичні та прикладні аспекти радіотехніки і приладобудування*» (5–6 червня 2013. м. Тернопіль). Тернопіль, 2013. С. 26–29. – обґрунтування математичної моделі електричного зонд-сигналу (фотоелектричного) у вигляді імпульсного періодично корельованого випадкового процесу та способу подання його через трансляційні компоненти.

12. Никитюк В. В. Алгоритм реалізації синфазного методу опрацювання фотоелектричного сигналу. Збірник тез доповідей XVII наукової конференції «*Природничі науки та інформаційні технології*» (20–21 листопада 2013. м. Тернопіль). Тернопіль, 2013. С. 39.

13. Никитюк В. В., Дозорський В. Г. Система відбору фотоелектричних сигналів для визначення степені полімеризації стоматологічного матеріалу. *International periodic scientific journal «МИР Науки и инноваций»* (21–30 апреля 2015. м. Иваново). Иваново, 2015. Том 2-1. С. 43–45. – обґрунтування структури та технічних параметрів складових елементів системи відбору електричних зонд-сигналів (фотоелектричних) для задачі визначення стану стоматологічного процесу.

14. Драган Я. П., Никитюк В. В. Процедура визначення стану технологічного, стоматологічного процесу як енергоактивного об'єкту. Матеріали II Всеукраїнської науково-технічної конференції *«Теоритичні та практичні аспекти радіотехніки і приладобудування»* (9–10 червня 2015. м. Тернопіль). Тернопіль, 2015. С. 76–78. – обґрунтування застосування енергетично-сигнальної концепції процедури визначення стану технологічного стоматологічного процесу як енергоактивного об'єкту.

15. Драган Я. П., Никитюк В. В. Математична модель електричного зонд-сигналу для визначення стану реставраційного стоматологічного процесу як енергоактивного об'єкту. Збірник тез доповідей VI Міжнародної науково-технічної конференції молодих учених та студентів *«Актуальні задачі сучасних технологій»* (16–17 листопада 2017. м. Тернопіль). Тернопіль, 2017. Том 1. С. 94–95. – обґрунтування актуальності вибору математичної моделі для забезпечення автоматизованого контролю реєстрації електричного зонд-сигналу.

## ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ.....	23
ВСТУП.....	26
РОЗДІЛ 1. СТАН ТА СПЕЦИФІКА ЗАДАЧ ОЦІНЮВАННЯ ДИНАМІКИ ПРОЦЕСУ ПОЛІМЕРИЗАЦІЇ СТОМАТОЛОГІЧНОГО МАТЕРІАЛУ ЗА ЕЛЕКТРИЧНИМ ЗОНД-СИГНАЛОМ.....	33
1.1. Задача оцінювання процесу полімеризації стоматологічного матеріалу.....	34
1.2. Експлуатаційні характеристики стоматологічних матеріалів та проблема їх оцінювання.....	39
1.3. Аналіз відомих методів оцінювання міцності стоматологічних фотополімерних композитних матеріалів.....	41
1.4. Оцінювання процесу полімеризації фотополімерних- світлозатверджуючих композитних матеріалів.....	43
1.5. Метод оцінювання процесу полімеризації фото полімерного матеріалу за зміною інтенсивності опромінюючого активатора.....	47
1.6. Задачі оцінювання динаміки стану процесу полімеризації фотополімерних стоматологічних матеріалів за електричним зонд- сигналом.....	51
1.7. Висновки до розділу 1.....	52
РОЗДІЛ 2. ОБҐРУНТУВАННЯ МАТЕМАТИЧНОЇ МОДЕЛІ ЕЛЕКТРИЧНОГО ЗОНД-СИГНАЛУ.....	53
2.1. Вимоги до математичної моделі електричного зонд-сигналу.....	53
2.2. Моделювання електричного зонд-сигналу методами гармонічного аналізу детермінованих коливань.....	58
2.3. Моделювання електричного зонд-сигналу методами спектрального аналізу стаціонарних випадкових процесів.....	60
2.4. Подання електричного зонд-сигналу у вигляді нестационарного випадкового процесу.....	67

2.5. Застосування методів енергетичної теорії стохастичних сигналів.....	71
2.6. Математична модель електричного зонд-сигналу у вигляді імпульсного періодично корельованого випадкового процесу.....	76
2.7. Висновки до розділу 2.....	78
РОЗДІЛ 3. ПЛАНУВАННЯ ПРОВЕДЕННЯ ЕКСПЕРИМЕНТУ ТА ПОПЕРЕДНЄ ОПРАЦЮВАННЯ ДАНИХ.....	79
3.1. Обґрунтування структури системи для відбору електричних зонд-сигналів.....	79
3.2. Методи статистичного опрацювання електричних зонд-сигналів в рамках енергетичної теорії стохастичних сигналів.....	90
3.3. Обґрунтування методу опрацювання електричних зонд-сигналів та алгоритму його реалізації.....	93
3.4. Висновки до розділу 3.....	94
РОЗДІЛ 4. ВЕРИФІКАЦІЯ МОДЕЛІ ЕЛЕКТРИЧНОГО ЗОНД-СИГНАЛУ У ВИГЛЯДІ ІМПУЛЬСНОГО ПЕРІОДИЧНО КОРЕЛЬОВАНОГО ВИПАДКОВОГО ПРОЦЕСУ ТА КОМП'ЮТЕРНЕ ІМІТАЦІЙНЕ МОДЕЛЮВАННЯ.....	95
4.1. Критерій визначення часового моменту закінчення процесу полімеризації стоматологічного матеріалу.....	95
4.2. Програмна реалізація алгоритму опрацювання електричного зонд-сигналу базуючись на даній моделі імпульсного періодично корельованого випадкового процесу.....	101
4.3. Результати комп'ютерного опрацювання електричного зонд-сигналу модифікованим синфазним методом.....	103
4.4. Оцінювання динаміки процесу полімеризації стоматологічного реставраційного матеріалу.....	106
4.5. Комп'ютерне імітаційне моделювання електричного зонд-сигналу та верифікація методу опрацювання.....	114
4.6. Визначення часового моменту закінчення процесу полімеризації за зімітованим електричним зонд-сигналом.....	120

4.7. Опрацювання зімітованих зонд-сигналів змодифікованим синфазним методом.....	122
4.8. Комп'ютерне імітаційне моделювання електричного зонд-сигналу із ознаками засвічування фотоелемента.....	126
4.9. Висновки до розділу 4.....	132
ВИСНОВКИ.....	134
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	136
ДОДАТКИ.....	148
Додаток А. Список публікацій здобувача за темою дисертації та відомості про апробацію результатів дисертації.....	149
Додаток Б. Програмне забезпечення .....	153
Додаток В. Акти впровадження.....	157

## ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ

ЕЗС – електричний зонд-сигнал;

ПКВП – періодично корельований випадковий процес;

ПЗ – програмне забезпечення;

ПК – персональний комп'ютер;

ВП – випадковий процес;

УФ – ультрафіолетове випромінювання;

МАПР – модель – алгоритм – програмна реалізація;

ВКЗ – взаємкореляційні зв'язки;

ВСШ – відношення сигнал-шум;

ДБГШ – дискретний білий гаусівський шум;

ЕТСС – енергетична теорія стохастичних сигналів;

ЛВП – лінійний випадковий процес;

$B(u)$  – коваріація стаціонарності (середня чи інтегральна коваріація)

нестационарного випадкового процесу;

$b(t, u)$  – параметрична (зсувова) коваріація значень випадкового процесу – у момент  $t$  та зсунутої на  $u$  його версії;

$\mathbb{C}$  – множина всіх комплексних чисел;

$d_\xi, d_\xi(t)$  – дисперсія випадкової величини чи випадкового процесу;

$\mathbb{E}$  – символ оператора математичного сподівання;

$E_\xi$  – енергія випадкового процесу  $\xi$ ,  $t \in D$ ;

$E(\bullet)$  – теоретико-числова функція ціла частина числа;

$\exp(\bullet)$  – експонента (показникова функція);

$F(\Delta, \Delta')$  – спектральна біміра гармонізованого випадкового процесу – її значення на декартовому добутку  $\Delta \times \Delta'$  множин  $\Delta$  та  $\Delta'$ ;

$f, f(\bullet)$  – символ функції, трактованої як елемент векторного функційного простору;

$f: D \rightarrow M$  – функція як відображення множини  $D$  у множину  $M$ ;

$f(t)$  – значення функції  $f(\bullet)$  у точці  $t \in D$ , тобто  $f(t) \in M$  ;

$\mathbf{H}$  – абстрактний гільбертів простір;

$H(\bullet)$  – функція (стрибок, сходинка) Гевісайда;

$H_0, H_1$  – статистичні гіпотези;

$L(D; S)$  – простір функції на множині  $D$ , інтегровних за мірою  $S$  ;

$L^p(\mathbf{D})$  – простір числових функцій на множині, інтегрованих за Лебегом з  $p$ -им степенем;

$L^2(\mathbf{D}, \mathbf{H})$  – простір інтегровних з квадратом функцій означених на множині  $\mathbf{D}$ , зі значеннями у просторі  $\mathbf{H}$  ;

$L(\mathbf{D}^2, f)$  – простір функцій двох змінних, інтегрованих з вагою (ядром)  $f(\lambda, \mu)$ ;

$L_0(\Omega, p)$  – простір центрованих випадкових величин скінченої дисперсії на множині елементарних подій  $\Omega$  з розподілом імовірностей  $p$  ;

$l(A)$  – міра Лебега множини  $A$ ;

$M, M_t$  – символ усереднення (по змінній  $t$ ) на числовій осі;

$m_k$  –  $k$ -а компонента матсподівання періодично корельованого випадкового процесу;

$m_\xi, m_\xi(t)$  – математичне сподівання випадкової величини чи випадкового процесу;

$P_\xi$  – середня (на числовій осі) потужність випадкового процесу  $\xi(t), t \in \mathbf{R}$  ;

$R(u)$  – коваріація стаціонарного випадкового процесу його значень, віддалений одне від одного на  $u$  :

$\mathbf{R}$  – множина дійсних чисел;

$\mathbf{R}_+$  – множина дійсних додатних чисел;

$r(t, s)$  – коваріація значень випадкового процесу у момент  $t$  та  $s$  .

$\sup$  – верхня межа (грань) множини дійсних чисел;

$U$  – унітарний оператор зсуву на числовій осі;



$\mathbf{Z}, \mathbf{Z}_+$  – множина всіх і відповідно підмножина додатніх цілих чисел;

$\Phi$  – символ перетворення Фур'є;

$\hbar, \hbar^\varepsilon, \hbar^\pi$  – загальний і відповідно  $\mathbf{L}^2$  та  $\mathbf{B}^2$  простори над простором;

$\xi$  – випадкова величина;

$T$  – період функції або сигналу;

$\Delta t$  – крок дискретизації;

$\psi$  – випадкове число;

$\xi_k(t)$  – стаціонарні компоненти ПКВП;

$\delta(\bullet)$  – дельта функція Гевісайда-Дірака;

$\varepsilon$  – клас випадкових процесів скінченої енергії;

$\pi$  – клас випадкових процесів скінченої середньої потужності;

$\pi^T$  – клас періодично корельованих з тим самим періодом корельованості  $T$  випадкових процесів скінченої середньої потужності;

$\Omega$  – множина елементарних подій;

$\cup$  – об'єднання множин.

## ВСТУП

**Актуальність теми.** Поряд із діагностичною, терапевтичною, реконструктивною особливо поширеною сьогодні є реставраційна стоматологія, що полягає зокрема у відновленні твердих тканин зуба (емалі) при карієсі фото полімерними або світло-затвердними матеріалами (надалі стоматологічний матеріал). Рівень захворюваності на карієс у населення в різних регіонах України досягає 98%, згідно статистичних даних ВООЗ становить 95%. Для усунення каріозних дефектів зубів сьогодні широко використовуються стоматологічні матеріали, полімеризація яких здійснюється під дією опромінювання з довжиною хвилі 380-500нм (в основному УФ-випромінювання). Домінуючою експлуатаційною характеристикою таких матеріалів є міцність та полімеризація, оскільки саме від цих показників залежить експлуатаційна надійність, довговічність матеріалу тощо.

Для отримання якісного кінцевого продукту (пломби) важливим є забезпечення оптимального часу опромінювання стоматологічного матеріалу, оскільки зменшення цього часу призводить до погіршення якості пломби, а його збільшення – до негативного впливу на поверхні внутрішніх порожнин рота, функціонування слинних залоз, тощо. Тому актуальним технічним завданням є забезпечення в УФ-випромінювачах (активаторах) можливості автоматизованого контролю часу полімеризації стоматологічних матеріалів для досягнення оптимальних експлуатаційних параметрів їх.

На ринку стоматологічного обладнання не виявлено технічних засобів, які давали б змогу контролювати час полімеризації стоматологічного матеріалу. Оцінювання міцності матеріалів у стоматології проводиться методами, що визначаються стандартом ISO 4049:2009. Однак, такі методи є руйнівними і після їх застосування наступне використання стоматологічного матеріалу неможливе. Також такі методи не дають можливості проведення експрес-оцінювання міцності матеріалів безпосередньо в процесі формування пломби. Тому актуальною є задача

контролю та забезпечення пошуку неруйнівних методів визначення міцності стоматологічного матеріалу.

Одним з неруйнівних методів може бути метод, який ґрунтується на реєстрації електричного зонд-сигналу, що є результатом перетворення відбитого від поверхневого шару стоматологічного матеріалу УФ-випромінювання в зміну напруги фотоелектричного перетворювача (фотодіода) та наступному опрацюванні такого сигналу засобами комп'ютерної техніки. При цьому, пломбуєчий матеріал розглядається як енергоактивний об'єкт, який поглинає енергію випромінюючого сигналу для забезпечення процесу полімеризації, а зміни енергетичних характеристик електричного зонд-сигналу дають змогу оцінити кількість поглинутої енергії в процесі полімеризації пломбуєчого матеріалу та протікання процесу в часі для визначення оптимального часу опромінення пломбуєчого матеріалу. При цьому, методи опрацювання визначаються математичною моделю, яка має бути адекватною задачі дослідження, фізичній природі таких сигналів та містити у своїй структурі інформативну ознаку зміни процесу полімеризації стоматологічного матеріалу.

Наведені аргументи вказують на актуальність задачі обґрунтування математичної моделі електричного зонд-сигналу та розроблення методу статистичного опрацювання для виявлення нових інформативних ознак в області реставраційної стоматології, які були б ефективними індикаторами процесу полімеризації стоматологічного матеріалу.

### **Зв'язок роботи з науковими програмами, планами, темами.**

Дисертаційна робота є складовою частиною наукових робіт Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя. Окремі результати роботи були отримані при виконанні наукових тем:

– «Дослідження змін функціонального стану організму людини за біосигналами засобами енергетичної теорії стохастичних сигналів», інвентарний номер державної реєстрації № 0111U005289, 2011-2013 р. – обґрунтування математичної моделі та розроблення методу опрацювання електричних зонд-сигналів в рамках енергетичної теорії стохастичних сигналів;

– «Інформаційні технології дослідження сигналів з характерними особливостями періодичності», інвентарний номер державної реєстрації № 0116U006601, 2018 р. – обґрунтовано метод контролю стану процесу полімеризації відбитого зонд-сигналу для реєстрації зміни електричних та частотних характеристик.

**Мета і задачі дослідження.** *Метою дослідження є обґрунтування математичної моделі електричного зонд-сигналу та розроблення на основі неї методу опрацювання досліджуваного сигналу з можливістю застосування нових інформативних ознак динаміки стану процесу полімеризації стоматологічних матеріалів. Досягнення мети забезпечує розв'язання таких задач:*

1. Розробити метод неруйнівного контролю процесу полімеризації стоматологічного матеріалу за електричним зонд-сигналом, як індикатором динаміки стану енергоактивного об'єкта;

2. Обґрунтувати математичну модель електричного зонд-сигналу, яка поєднує у своїй структурі властивості періодичності із стохастичністю, для розроблення засобу візуалізації динаміки процесу полімеризації стоматологічного матеріалу;

3. Розробити метод статистичного опрацювання реалізацій електричного зонд-сигналу, базуючись на обґрунтованій математичній моделі, для виявлення нових інформативних ознак, які були б індикаторами динаміки стану процесу полімеризації;

4. Запропонувати нові інформативні ознаки електричного зонд-сигналу для задачі оцінювання стану процесу полімеризації стоматологічного матеріалу.

5. Провести експериментальний відбір та опрацювання електричних зонд-сигналів та комп'ютерного імітаційного моделювання для верифікації математичної моделі і методу опрацювання.

*Об'єкт дослідження:* процес моделювання та опрацювання електричного зонд-сигналу.

*Предмет дослідження:* математична модель електричного зонд-сигналу, властивості та можливості, які вона забезпечує при розв'язанні задачі стану динаміки процесу полімеризації стоматологічних матеріалів.

**Методи дослідження** методи енергетичної теорії стохастичних сигналів та засоби статистичної теорії вибору рішень при верифікації математичної моделі електричного зонд-сигналу. Для програмної реалізації алгоритмів опрацювання використано пакет прикладних програм MATWORKS MATLAB R2017B (V.9.3).

**Наукова новизна отриманих результатів:**

1. Уперше розроблено метод неруйнівного контролю процесу полімеризації стоматологічного матеріалу для визначення оптимального часу і контролю протікання процесу, який ґрунтується на відборі та опрацюванні електричного зонд-сигналу, що є результатом відбитого сигналу (енергії) від поверхневого шару стоматологічного матеріалу.

2. Обґрунтовано математичну модель електричного зонд-сигналу у вигляді періодично корельованого випадкового процесу, що дало змогу контролювати автоматизований процес полімеризації стоматологічного матеріалу в часі.

3. Уперше застосовано інформативні ознаки електричного зонд-сигналу – кореляційні компоненти, які виражають динаміку процесу полімеризації стоматологічного матеріалу в реставраційній стоматології.

4. Розроблено метод комп'ютерного імітаційного моделювання електричного зонд-сигналу базуючись на математичній моделі у вигляді періодично корельованого випадкового процесу.

**Практичне значення отриманих результатів** полягає в тому, що на базі обґрунтованої математичної моделі електричного зонд-сигналу змодифіковано алгоритм синфазного методу опрацювання, який дає змогу виділяти інформативні ознаки процесу полімеризації стоматологічного матеріалу для забезпечення автоматизованого контролю часу. Отримані практичні результати придатні для використання при проектуванні стоматологічних фотополімерних випромінювачів з функцією автоматизованого контролю часу. Даний підхід є

актуальним та практичним результатом роботи, який дає змогу забезпечити досягнення потрібних якостей процесу полімеризації стоматологічного матеріалу. Результати дисертаційних досліджень впроваджено при виконанні наукових досліджень:

- в стоматологічній практиці «Назаренко Т.М.» – технологія автоматизованого контролю візуалізації динаміки стану процесу експозиції з регульованим активатором дозволяє оцінювати зміну інтенсивності опромінювання стоматологічного матеріалу із зменшенням негативного впливу на поверхню внутрішніх порожнин рота;

- в приватній стоматології «Круглицьких» – вирішення проблеми покращення фізико-механічних властивостей стоматологічних матеріалів (світло-затверджуючих композитів) і тим самим підвищувати їх надійність на довговічність;

- в приватній стоматологічній клініці «ЯНСІ» – технологія автоматизованого контролю та візуалізації динаміки реставраційного стоматологічного процесу дозволяє визначити оптимальний час експозиції і здійснює контроль протікання процесу полімеризації в часі;

- в навчальному процесі кафедри дитячої стоматології Тернопільського державного медичного університету ім. І. Я. Горбачевського – при викладенні теми: «Лікування карієсу тимчасових і постійних зубів у дітей» – комп'ютерна програма дає змогу проводити відбір та обробку електричних зонд-сигналів для виявлення можливості оцінювання динаміки стану стоматологічного процесу та оцінювання часових моментів закінчення.

Акти впроваджень наведено в Додатку В до дисертації.

**Особистий внесок.** Основні результати, які становлять суть дисертаційної роботи, отримані дисертантом самостійно. У працях, опублікованих у співавторстві, дисертанту належить у працях [1, 9] – обґрунтування методу оцінювання стоматологічного матеріалу за зміною характеристик в процесі його полімеризації; у працях [2, 11] – обґрунтування математичної моделі електричного зонд-сигналу (фотоелектричного) у вигляді імпульсного періодично корельованого

випадкового процесу та способу подання його через трансляційні компоненти; у працях [3, 13] – обґрунтування структури та технічних параметрів складових елементів системи відбору електричних зонд-сигналів (фотоелектричних) для задачі визначення стану стоматологічного процесу; у працях [4, 14] – обґрунтування застосування енергетично-сигнальної концепції процедури визначення стану технологічного стоматологічного процесу, як енергоактивного об'єкту; у праці [5] – виявлення часових моментів закінчення процесу полімеризації стоматологічного матеріалу; у праці [7] – обґрунтування процесу автоматизованого відбору електричного зонд-сигналу з регульованим активатором; у праці [8] – обґрунтування актуальності задачі моделювання процесу затвердіння фотополімерного пломбувального матеріалу для оцінювання його фізико-механічних параметрів; у праці [15] – обґрунтування актуальності вибору математичної моделі для забезпечення автоматизованого контролю реєстрації електричного зонд-сигналу.

**Апробація результатів дисертації.** Викладені в дисертаційній роботі результати доповідалися і обговорювалися на Міжнародній науково-практичній конференції молодих учених та студентів «Актуальні задачі сучасних технологій» Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя, м. Тернопіль, 2010 р.; на XI Міжнародній науковій конференції «Фізичні процеси та поля технічних і біологічних об'єктів» Кременчуцького державного університету імені Михайла Остроградського, м. Кременчук, 2012 р.; на Міжнародній науково-практичній конференції SWorld «Современные направления теоретических и прикладных исследований 2013» м. Одеса 2013 р.; на Всеукраїнській науково-технічній конференції «Теоретичні та прикладні аспекти радіотехніки і приладобудування» Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя, м. Тернопіль, 2013 р.; на XVII науковій конференції «Природничі науки та інформаційні технології» Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя, м. Тернопіль, 2013 р.; на International periodic scientific journal «МИР Науки и инноваций 2015» м. Иваново. Научный мир. – 2015.; на II Всеукраїнській науково-технічній конференції «Теоретичні та

прикладні аспекти радіотехніки і приладобудування» Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя, м. Тернопіль, 2015 р.; на VI Міжнародній науково-технічній конференції молодих учених та студентів «Актуальні задачі сучасних технологій». – Тернопіль: ТНТУ ім. І. Пулюя, 2017.

В цілому робота доповідалася на науковому семінарі Інституту комп'ютерних наук та інформаційних технологій Національного університету «Львівська політехніка» (м. Львів), в Тернопільському національному технічному університеті імені Івана Пулюя (м. Тернопіль).

**Публікації.** Основні результати досліджень, що відображені у дисертаційній роботі, опубліковано у 15 наукових працях: з них у 5 статтях, що входять до переліку наукових фахових видань України з технічних наук (5 з яких у виданнях, зареєстрованих в наукометричних базах даних з Міжнародним індексом цитування Index Copernicus [2 – 5], Google Scholar [1 – 5], Polish Scholarly Bibliography [3]), 2 статті в міжнародних періодичних виданнях (зареєстровані в наукометричних базах даних з Міжнародним індексом цитування eLibrary [7], International Innovative Journal Impact Factor (IIJIF) [6, 7], Directory of Indexing and Impact Factor (DIIF) [6, 7], Scientific Indexing Services (SIS) [6, 7], International Scientific Indexing (ISI) [7], Cite Factor (Academic Scientific Journal) [7]) та 8 публікацій у матеріалах Міжнародних та Всеукраїнських науково-технічних й науково-практичних конференцій.



## РОЗДІЛ 1

### СТАН ТА СПЕЦИФІКА ЗАДАЧ ОЦІНЮВАННЯ ДИНАМІКИ ПРОЦЕСУ ПОЛІМЕРИЗАЦІЇ СТОМАТОЛОГІЧНОГО МАТЕРІАЛУ ЗА ЕЛЕКТРИЧНИМ ЗОНД-СИГНАЛОМ

У розділі наведено результати аналізу і стан справ та тенденції розвитку стоматологічних матеріалів, що застосовуються в реставраційній стоматології. Проаналізовано основні типи матеріалів, що застосовуються в реставраційній стоматології, зокрема для формування пломб. Якість кінцевого продукту (пломби) залежить від часу опромінення матеріалу УФ-випромінюванням. Для забезпечення заданих фізико-механічних параметрів стоматологічного матеріалу та зменшення негативного впливу УФ-випромінювання на ротову порожнину необхідним є розроблення методу опосередкованого оцінювання та візуалізації динаміки процесу полімеризації стоматологічного матеріалу.

Запропоновано метод процесу полімеризації стоматологічного матеріалу, що ґрунтується на основних положеннях системно-сигнальної концепції, відповідно до якої оцінити роботу системи можна шляхом належного опрацювання сигналів, що є результатом роботи цієї системи, та концепції енергоактивності, що центральним розглядає енергоактивний об'єкт (систему), якому притаманні такі характерні риси, як ініціація, активізація, каталіз специфічною дією носія енергії. Істотним у формуванні сигналу в енергоактивних системах є «поділ енергії» на ту, що потрібна для підтримання процесу дії системи, і ту, що витрачається на створення сигналу про стан системи і на енергетичне забезпечення перенесення даних про нього. Якщо взяти до уваги описані вище властивості, притаманні енергоактивному об'єктові, в ролі якого виступає разовий стоматологічний виріб.

Основні положення цього розділу опубліковані в працях [19 – 21, 36 – 41, 46 – 48].

## 1.1. Задачі оцінювання процесу полімеризації стоматологічного матеріалу

Поряд із діагностичною, терапевтичною, реконструктивною особливо поширеною сьогодні є реставраційна стоматологія, що полягає зокрема у відновленні пошкоджених твердих тканин зуба. Основною причиною таких пошкоджень є карієс – патологічний процес, що починається після прорізування зубів та супроводжується де мінералізацією, протеолізом та утворенням каріозної порожнини під дією ендо- і екзогенних факторів [1 – 8].

У дитячому віці карієс посідає перше місце серед хронічних захворювань і зустрічається в 5 – 8 разів частіше, ніж захворювання, що займає друге місце за поширеністю, – бронхіальна астма. За даними різних авторів від 80 до 90% дітей з молочним прикусом, близько 80% підлітків на момент закінчення школи (зі змінним прикусом або з формованим постійним прикусом) мають каріозні порожнини, а 95 – 98% дорослих мають запломбовані зуби [3, 4].

На рис.1.1 наведено статистичні дані щодо поширеності захворювання карієсом у дітей з молочними зубами, підлітків і дорослих людей.

Причинами такої поширеності карієсу є зовнішні та внутрішні фактори, зокрема концентрація фтору у питній воді, характер харчування, спадковість та гігієна, пасивний спосіб життя [4 – 11].

Основним методом лікування карієсу є пломбування. Якщо врахувати, що в Україні протягом року накладається близько 15 млн. пломб, то задача підвищення терміну експлуатації пломб є найбільш актуальною для оцінювання якості стоматологічної допомоги взагалі. Збільшення терміну експлуатації пломби на 50% підвищить коефіцієнт корисної праці в два рази, що рівносильне збільшенню кількості лікарів – стоматологів на тисячу фахівців [4, 10].

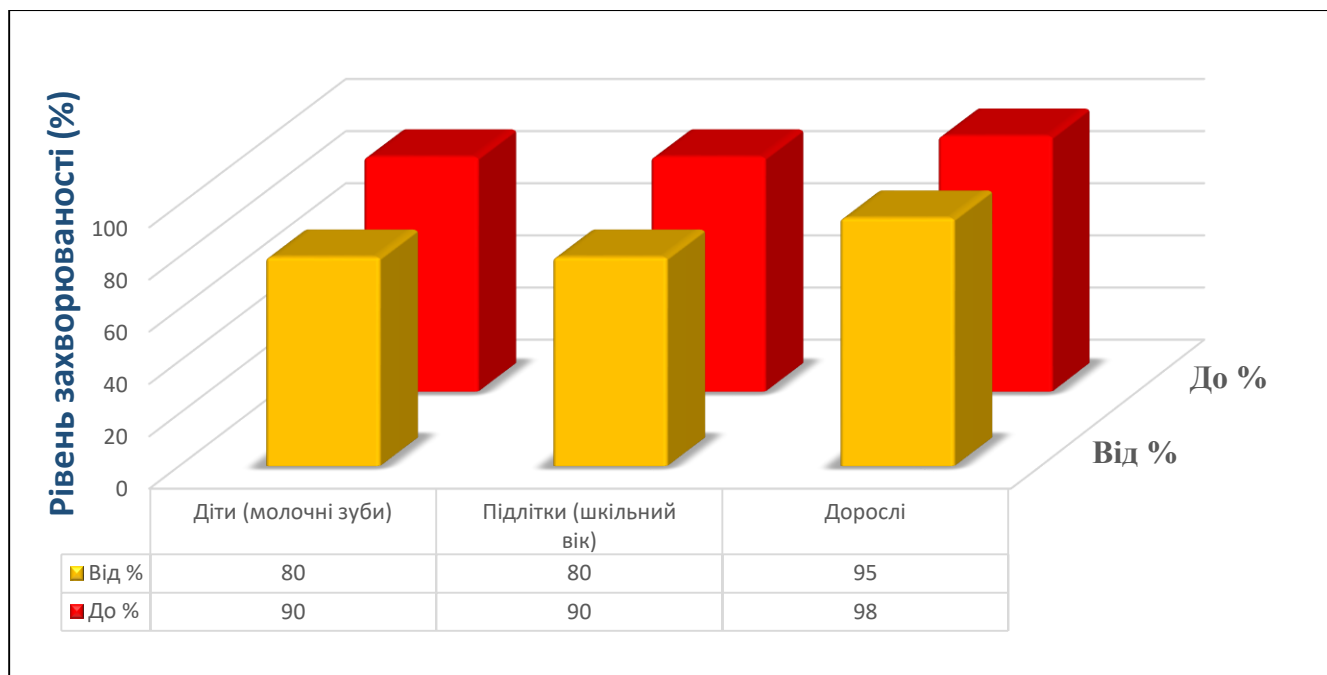


Рис. 1.1. Статистичні дані МОЗ України щодо поширеності карієсу

Однак, відсоток руйнування та випадання пломб і повторних відвідувань пацієнтів у зв'язку з цим, усе ще дуже великий. Основними причинами незадовільного стану пломб і частого їхнього випадання є: невисока якість застосовуваних пломбувальних матеріалів, неправильний підбір матеріалу в кожному конкретному випадку, а найчастіше – порушення технологічного стоматологічного процесу формування пломби, що визначає забезпечення оптимальних умов проходження процесу полімеризації пломбуючого матеріалу. В якості такого матеріалу сьогодні використовують композити (композитні матеріали) – гетерофазні матеріали, окремі фази яких виконують специфічні функції, забезпечуючи таким матеріалам властивості, яких не має жодний з компонентів окремо [4 – 10].

Відповідно до визначення R.W. Philips (1973), під терміном «композит» розуміють просторове тривимірне поєднання або комбінацію принаймні двох хімічно різних матеріалів, які мають чітку межу розділу. Причому ця комбінація має вищі показники властивостей, ніж кожен з компонентів окремо.

Згідно з міжнародним стандартом (ISO) та (ГОСТ) [12 – 14], основними ознаками композитів є: наявність полімерної матриці, як правило, на основі

кополімерів акрилових та епоксидних смол; наявність більше 50% за масою неорганічного наповнювача; обробка частинок наповнювача спеціальними поверхнево-активними речовинами, завдяки яким він вступає в хімічний зв'язок з полімерною матрицею [12 – 14].

Процес полімеризації композитів – взаємодії молекул мономерів з утворенням високомолекулярних полімерних молекул, що не супроводжується виділенням побічних низькомолекулярних продуктів – відбувається шляхом з'єднання невеликих молекул основного компонента в тривимірну високомолекулярну структуру [14 – 16]. Зв'язок між цими полімерними молекулами здійснюється за рахунок реакційно здатних метакрилових груп за допомогою вільних радикалів та іонів кисню. Ініціюватися процес полімеризації композитних матеріалів може наступними способами: тепловою реакцією (нагріванням), хімічною реакцією або фотохімічною реакцією [13, 14].

Ініціація нагріванням в даний час в терапевтичній стоматології практично не застосовується через незручності і наявності інших, більш простих методик. Виняток становлять випадки, коли проводиться відновлення зубів лабораторно виготовленими вкладками або адгезивними облицювальними елементами, що додатково піддаються впливу температури для збільшення ступеня полімеризації композиту, що сприяє підвищенню його експлуатаційних характеристик [15,16].

Композити з хімічною активацією [14 – 16] представляють собою двокомпонентні системи типу «паста-паста» або «порошок-рідина». Один компонент містить хімічний активатор, інший – хімічний ініціатор полімеризації. При змішуванні цих компонентів утворюються вільні радикали, які починають реакцію полімеризації [15].

Перевагою такого способу активації є рівномірна полімеризація, незалежно від глибини порожнини і товщини пломби. Однак, по завершенні процесу полімеризації в пломбі, як правило, залишається активатор (термоамін), який з часом піддається хімічним перетворенням, в результаті чого відбувається потемніння пломби [15, 16].

Основним недоліком композитів хімічного затвердіння, що визначає їх експлуатаційні характеристики, є те, що полімеризація починається відразу після змішування компонентів. В результаті змінюється в'язкість матеріалу в процесі пломбування, що значно обмежує час роботи з композитами хімічного затвердіння і призводить до погіршення маніпуляційних властивостей матеріалу в процесі формування пломби та ускладнює роботу лікаря [12 – 14, 16].

Для усунення каріозних дефектів зубів сьогодні широко використовуються стоматологічні матеріали, полімеризація яких здійснюється під дією опромінювання з довжиною хвилі від 380 – 500нм – так звані світло затвердівачі чи фотополімерні матеріали. Порівняння характеристик зміни в'язкості хімічно ініційованих та фотополімерних матеріалів в часі наведено на рис. 1.2 [1, 14, 17 – 21].



Рис. 1.2. Зміна в'язкості хімічно ініційованих та фотополімерних матеріалів в часі

Проведемо аналіз основних типів матеріалів, що використовуються сьогодні в стоматології.

Відповідно до ISO 4049:2029 та ГОСТ Р 56924-2016 [12 – 14], в реставраційній стоматології відновлювальними матеріалами є композити, що включають мономері або олігомери, систему затвердіння і складові полімерну або органічну матрицю, а також тонко дисперсний рівномірно розподілений в матриці неорганічний наповнювач. Поверхня частинок неорганічного наповнювача оброблена спеціальним чином для досягнення надійного фізико-хімічного з'єднання між наповнювачем і полімерною матрицею. Відновлювальні матеріали, що містять не менше 50% (по масі) неорганічного наповнювача, називаються композитними матеріалами або композитами. При цьому, відповідно до стандарта [12 – 14], матеріали з хімічною ініціацією, тобто, процес затвердіння яких проходить під дією хімічних реагентів при кімнатній температурі, або при температурі порожнини рота, відносяться до матеріалів типу 1 [13, 18, 22, 23]. Матеріали, процес затвердіння яких проходить при впливі тепла (при температурі 50-120°C) відносяться до матеріалів типу 1А [12, 13, 24]. Матеріали, процес затвердіння яких проходить при впливі зовнішніх джерел енергії (світла) відносять до матеріалів типу 2 [12 – 14, 25 – 27].

В останні роки на стоматологічному ринку з'явилися нові композити, створені на основі нанотехнологій [10, 17, 22, 24 – 28]. Нанонаповнений композит поєднує в собі високу міцність і поліпшені естетичні характеристики, в першу чергу – високу поліровність і стійкість «сухого» блиску поверхні. Мікрогібридний композит, модифікований нанонаповнювач, також набуває поліпшених естетичних властивостей. У даний час нанокомпозити є найбільш перспективними і популярними серед стоматологів реставраційними матеріалами.

Найбільш поширеними пломбувальними матеріалами є [10, 18, 22, 24, 26 – 34]:

- універсальні нанонаповнюючі і мікронаповнюючі композити;
- мікронаповнені композити, що володіють відмінними естетичними властивостями;
- конденсовані композити для пломбування жувальних зубів;
- рідкі (текучі) композити тощо.

Саме матеріали цих груп утворюють сучасну реставраційну систему, що забезпечує вирішення більшості завдань практичної терапевтичної стоматології на найвищому рівні.

Однак, як зазначалось вище, кількість дефектних пломб, що руйнуються швидше передбачуваного та регламентованого технічними документами на відповідний пломбуєчий матеріал часу експлуатації, є значною, що пояснюється незабезпеченням необхідних експлуатаційних характеристик таких стоматологічних матеріалів. Проведемо аналіз цих характеристик та способів забезпечення їх оптимальних значень.

## **1.2. Експлуатаційні характеристики стоматологічних матеріалів та проблема їх оцінювання**

Експлуатаційні характеристики стоматологічних фотополімерних композитних матеріалів умовно можна розділити на дві групи: механічні та естетичні. Перша група визначає міцність та довговічність пломби, друга група – протидію зміні кольору поверхні пломби, втраті природного блиску тощо. Зазначені характеристики будуть оптимальними при досягненні оптимальних властивостей композитів в процесі формування пломби.

Розглянемо основні параметри стоматологічних композитних матеріалів, що визначають механічні властивості кінцевого продукту – пломби, а відповідно, її міцність та довговічність [1]:

1. *Полімеризаційна усадка [12 – 14].* Композитні матеріали в процесі полімеризації піддаються полімеризаційній усадці, що виникає унаслідок взаємозближення часток у результаті впливу сил Ван дер Ваальса полімеризації. Є головною причиною порушення крайового прилягання в реставраціях з екстремально жувальним навантаженням. Вона ж є причиною після операційної чутливості зубів.

2. *Глибина полімеризації [12 – 14].* Відповідна глибина полімеризації (відсоток полімеризації) повинна гарантувати, що композит, який розміщується пошарово, володітиме оптимальними механічними властивостями.

3. *Міцність на вигин і модуль пружності [12 – 14].* Щоб звести до мінімуму порушення крайового прилягання, яке викликається сколом, отриманим внаслідок втоми матеріалу, композит повинен володіти відповідною комбінацією міцності на вигин і модулем пружності. Міцність на вигин показує здатність матеріалу протистояти розлому при застосуванні сили на вигин. Це особливо важливо, коли реставрація представлена тонким шаром, наприклад, в зоні крайового прилягання, де сили жування можуть бути особливо значними.

Модуль пружності, пов'язаний з міцністю на вигин. Він являє собою показник крихкості матеріалу і позначає тенденцію матеріалу до деформуючих змін. Дуже високе значення модуля відображає крихкість матеріалу і його схильність до розлому. Низьке значення модуля вказує на гнучкість матеріалу при навантаженні. Висока міцність на вигин разом з помірним модулем пружності забезпечують найкраще поєднання міцності і еластичності для композитних реставраційних матеріалів.

4. *Стійкість до розколювання [12 – 14].* Стійкість пломби до розколювання представлена здатністю протистояти поширенню тріщин при тиску на неї, що виникає в процесі жування. Більш висока ступінь міцності передбачає більш низький ступінь порушення крайового прилягання.

5. *Твердість [12 – 14].* Твердість реставраційного матеріалу вимірюється стійкістю його поверхні до утворення поглиблень і насічок. В деякій мірі це значення співвідноситься зі стійкістю до стирання.

Важливим є забезпечення можливості визначення та контролю значень зазначених параметрів стоматологічних композитів в процесі формування пломби з метою забезпечення оптимальних показників міцності [1, 12 – 14].



### 1.3. Аналіз відомих методів оцінювання міцності стоматологічних фотополімерних композитних матеріалів

Під міцністю розуміють властивість матеріалу чинити опір руйнуванню під дією внутрішніх напружень, викликаних зовнішніми силами або іншими факторами (обмеженою усадкою, нерівномірним нагріванням і т. ін.) [1, 13, 14].

Міцність матеріалу оцінюють за межею міцності (тимчасовим опором), визначеним при даному виді деформації. Для крихких матеріалів основною міцнісною характеристикою є межа міцності при стисканні.

На результати випробування впливає швидкість навантаження зразка. Якщо навантаження зростає швидше, ніж встановлено стандартом, то результат випробування виходить завищеним, тому що не встигають розвиватися пластичні деформації.

Таблиця 1.1

Відомі методи оцінювання міцності стоматологічного матеріалу

Назва методу	Відновлювальний матеріал				
	Пломбуючий		Для протезування		
	Тип 1	Тип 2	Тип 1	Тип 1А	Тип 2
<b>1. Методи випробувань фізико-механічних властивостей</b>					
Визначення міцності при згині	+	+	+	+	+
Визначення діаметральної міцності або міцності при діаметральному розриві	+	+	-	-	-
Визначення водопоглинання	+	+	+	+	+
Визначення водорозчинності	+	+	+	+	+
Визначення робочого часу та часу затвердіння	+	-	+	-	-
Визначення чутливості до навколишнього освітлення	-	+	-	-	+
Визначення глибини затвердіння	-	+	-	-	+

Показники міцності матеріалу, що використовуються, як характеристики його якості, є умовними величинами, одержуваними за стандартними методиками, єдиними для всієї країни. В даному випадку таким нормативним документом є ISO 4049:2029 та ГОСТ Р 56924-2016, який визначає технічні вимоги та методи випробувань стоматологічних матеріалів.

Вибір методів випробувань відновлювальних матеріалів проводять залежно від конкретного призначення матеріалу в клінічній практиці і від типу матеріалу відповідно до таблиці 1.1 [12 – 14].

*Визначення міцності при згині [12 – 14].* Визначення руйнівного напруження і модуля пружності при згині при навантаженні зразка у вигляді балки методом триточкового згину.

*Визначення діаметральної міцності або міцності при діаметральному розриві.* Даний метод [12 – 14] застосовують для оцінювання міцнісних властивостей матеріалів з обмеженою пластичною деформацією, до яких у більшості випадків відносяться композити для відновлення зубів. Стискаюче навантаження прикладають у діаметральному напрямку до зразка у вигляді короткого циліндра. При цьому сила стиснення викликає розтягнення в площині навантаження.

*Визначення водопоглинання і водорозчинності [12 – 14].* Показник водопоглинання визначає масову кількість води, поглиненої зразком за сім діб експозиції його в дистильованій воді при температурі 37°C. Показник розчинності визначає масову кількість речовини, що вимивається з зразка за сім діб експозиції його в дистильованій воді при температурі 37°C.

*Визначення робочого часу та часу затвердіння (для матеріалів типу 1) [12 – 14].* Робочий час – період часу від моменту початку змішування до початку процесу затвердіння.

Метод заснований на визначенні залежності підйому температури в масі матеріалу, обумовленого екзотермічною реакцією полімеризації (що лежить в основі механізму затвердіння).

*Визначення чутливості до навколишнього освітлення* (для матеріалів типу 2) [12 – 14]. За допомогою даного методу визначають здатність світло затверджуючих матеріалів перебувати на світлі в кабінеті стоматолога або в зуботехнічній лабораторії при звичайному освітленні, не затвердіти раніше встановленого часу.

*Визначення глибини затвердіння* (для матеріалів типу 2) [12 – 14]. Визначають товщину шару затверділого матеріалу, отриманого при одноразовому опроміненні його світлом від апарату для світлового затвердіння протягом часу, рекомендованого виробником.

Розглянуті вище методи випробувань матеріалу на міцність за своєю природою є руйнівними. Застосовуються вони для контролю параметрів матеріалів, але непридатні для оцінювання міцності матеріалу в процесі формування пломби. Однак, відомо, що міцність матеріалу корелює з часовими характеристиками процесу його полімеризації за однакових зовнішніх умов (температура, вологість, тиск, освітлення тощо). Проаналізуємо особливості реалізації процесу полімеризації фотополімерних композитів з метою обґрунтування методу оцінювання динаміки цього процесу та в кінцевому випадку – міцності пломби [1].

#### **1.4. Оцінювання процесу полімеризації фотополімерних-світлозатверджуючих композитних матеріалів**

Для полімеризації фотополімерних композитів в даний час використовують спеціальні активуючі лампи (активатор) – прилади для фотополімеризації, що продукують високо інтенсивне блакитне світло з довжиною хвилі 380-500 нм [20, 24, 28, 32, 35 – 39].

Галогенові активуючі лампи в даний час набули найбільшого поширення. Вони застосовуються понад 25 років, відносно недорогі, надійні, ефективно застосовуються для більшості матеріалів.

Одним з основних недоліків галогенних активуючих ламп є значне виділення тепла, що з одного боку, може призводити до перегрівання тканин зуба (обмеження

часу фотополімеризації), а з іншого, – вимагає постійного відводу тепла від лампи і прилеглих до неї частин (охолоджуючий вентилятор).

В даний час ведуться інтенсивні роботи по вдосконаленню приладів для фотополімеризації. Зараз на ринку присутні різні види активуючих ламп, в яких реалізовані різні технологічні та наукові розробки.

Лампи з «м'яким стартом» (soft start) [10, 17, 28, 30, 31] – це галогенові фотополімеризатори зі змінною потужністю світлового потоку. Перші 10-15 секунд вони продукують світловий потік низької інтенсивності, потім інтенсивність світлового потоку збільшується (рис. 1.3). Такий режим фотополімеризації, на думку фірм-виробників, дозволяє зменшити шкідливий вплив полімеризаційної усадки на тканини зуба, знизити ризик виникнення ускладнень.

Позитивний ефект полімеризації в режимі «soft start» пов'язаний з динамікою фізико-хімічних процесів, що відбуваються в композитному матеріалі в процесі затвердіння. З точки зору зміни агрегатного стану композиту процес полімеризації проходить у дві фази. У першій (прегелевій) фазі, до досягнення так званої «точки гелю» (post-gel point, точка затвердіння), матеріал проявляє властивості рідкого тіла, зберігаючи текучу консистенцію. Полімеризаційна усадка компенсується за рахунок його в'язкості і залишкової плинності. Напруження на межі пломби з тканинами зуба, що виникають за рахунок усадки, на цьому етапі значно знижені. Під час другої (постгелевої) фази полімеризації, матеріал переходить в стан твердого тіла, будь-яка компенсація напружень за рахунок внутрішніх деформацій композиту стає неможливою. У цій фазі виникають напруження на межі пломби з тканинами зуба – полімеризаційний стрес.

При фотополімеризації композиту в режимі «soft start» продовжується догелева фаза, під час «м'якого» етапу полімеризації відбувається значна частина хімічної реакції і усадки, тому напруження на межі пломби з тканинами зуба розвиваються повільніше, полімеризаційний стрес виражений в меншій мірі, знижується ймовірність пов'язаних з усадкою ускладнень.

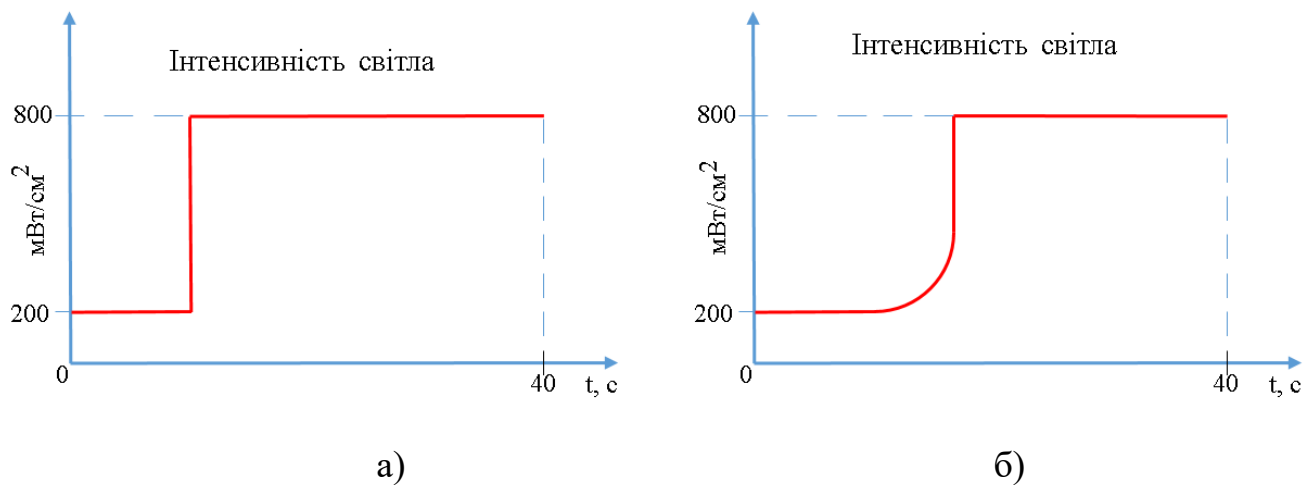


Рис. 1.3. Інтенсивність світлового потоку при полімеризації:

- а) двох етапна полімеризація;
- б) експоненційна полімеризація

Таким чином, метою застосування «м'якого старту» є відтермінування досягнення світло затверджуючим матеріалом «точки гелю», що дозволяє знизити «напруженість» полімеризаційної усадки. Абсолютна величина полімеризаційної усадки матеріалу при цьому залишається постійною, усадка тільки «розтягується» в часі.

Прегелева фаза не повинна продовжуватися за рахунок постгелевої [28, 30, 31]. Тому тривалість фотополімеризації кожного шару матеріалу з використанням світлового потоку повної інтенсивності повинна відповідати часу, рекомендованому фірмою виробником. Іншими словами, полімеризація в режимі «м'якого старту» проводиться додатково до опромінення при повній потужності світлового потоку. Такий режим фотополімеризації забезпечує не тільки зменшення полімеризаційного стресу, а й повноцінне затвердіння, високу механічну міцність і естетичність пломби. Наприклад, якщо фірма-виробник рекомендує полімеризувати шар матеріалу товщиною 2 мм протягом 30 секунд, то матеріал опромінюється наступним чином: 10 секунд – «soft start» + 30 секунд – світловий потік повної інтенсивності.

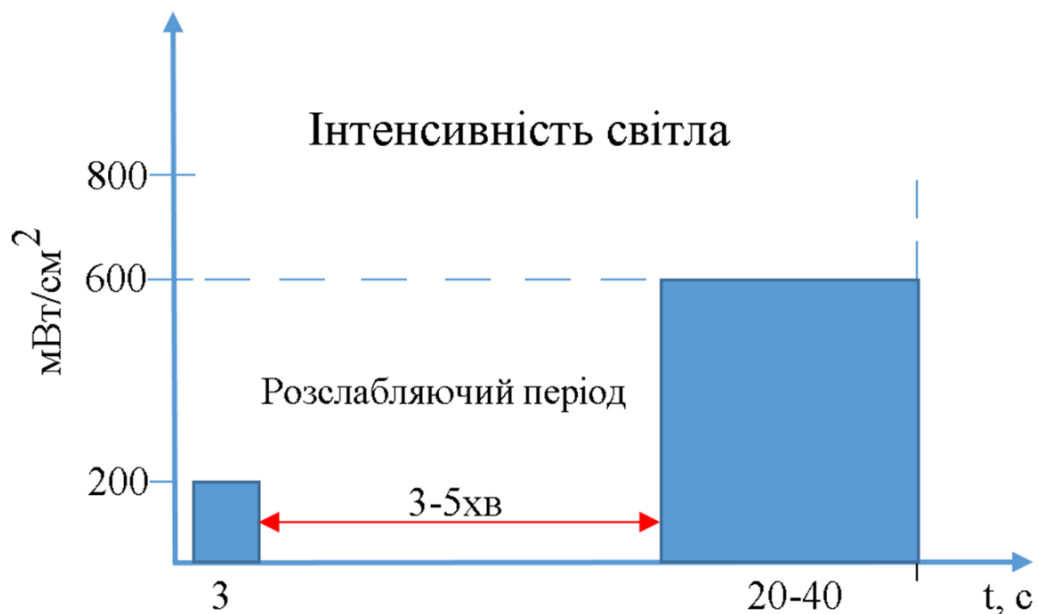


Рис. 1.4. Інтенсивність світлового потоку при режимі пульсації

При проведенні техніки пульсуючої фотополімеризації передбачені різні режими світло опромінення [28, 30, 31, 35]. Спочатку матеріал протягом 3 секунд опромінюють світлом в 1/3 необхідної потужності ( $200 \text{ mV/cm}^2$ ) (рис. 1.4.), тобто матеріал на першому етапі отримує приблизно 10% світлової енергії, необхідної для затвердіння. Така кількість світлової енергії «запускає» реакцію полімеризації, забезпечує достатню для обробки міцність поверхневого шару матеріалу, але, в той же час, композит не досягає «точки гелю», зберігаючи залишкову текучість. Далі йде «темний» «розслабляючий» період. Він триває 3-5 хвилин [28, 30, 31]. Протягом цього часу за рахунок в'язкості і залишкової плинності матеріалу відбувається компенсація напружень, що виникли в результаті полімеризаційної усадки. На цьому етапі поверхню пломби шліфують і полірують. Потім проводять остаточну полімеризацію світловим потоком повної потужності ( $600 \text{ mV/cm}^2$ ) протягом часу, рекомендованого фірмою-виробником пломбувального матеріалу.

Техніку пульсуючої фотополімеризації застосовують в основному при затвердінні поверхневого шару пломби, яка має контакт з емаллю зуба. Це пояснюється тим, що саме на межі композит-емаль в результаті полімеризаційної усадки при «стандартній» техніці полімеризації зазвичай виникають напруження,

які можуть призвести до розтріскування емалі, пломбуєчого матеріалу або руйнування шару адгезиву [30, 31].

### **1.5. Метод оцінювання процесу полімеризації фото полімерного матеріалу за зміною інтенсивності опромінюючого активатора**

Підсумовуючи все вище сказане можна зробити наступні висновки:

- найбільшого поширення сьогодні набули матеріали типу 2 [12 – 14, 25 – 27], полімеризація яких здійснюється під дією спеціального опромінення, в основному ультрафіолетового;

- композитний матеріал, після нанесення, опромінюється джерелом УФ світла, енергія якого поглинається матеріалом та використовується на ініціацію процесу його полімеризації;

- якість кінцевого продукту (пломби) залежить від часу опромінення (експозиції) композитного матеріалу УФ-випромінюванням;

- важливим є забезпечення оптимальної експозиції композитного матеріалу, оскільки при недостатньому часі опромінення матеріал не полімеризується належним чином, а при збільшенні експозиції УФ-випромінювання чинитиме негативний вплив на порожнини рота та призводити до значного нагрівання пломби;

- для забезпечення заданих фізико-механічних параметрів стоматологічного матеріалу та зменшення негативного впливу УФ-випромінювання на ротову порожнину необхідним є розроблення методу опосередкованого оцінювання та візуалізації динаміки процесу полімеризації стоматологічного матеріалу для забезпечення оптимальної експозиції цього матеріалу;

- відомі методи (за ГОСТ Р 56924-2016 та ISO 4049:2009) оцінювання цих параметрів є руйнівними (в процесі оцінювання порушується цілісність матеріалу) та не забезпечують можливості проведення контролю динаміки процесу полімеризації в процесі формування пломби.

Для обґрунтування методу оцінювання динаміки процесу полімеризації композитного матеріалу в процесі формування пломби запропоновано основне положення системно-сигнальної концепції, відповідно до якої оцінити роботу системи можна шляхом належного опрацювання сигналів, що є результатом роботи цієї системи, та концепції енергоактивності, що центральним розглядає енергоактивний об'єкт (систему), якому притаманні такі характерні риси, як ініціація, активізація, каталіз специфічною дією носія енергії [20, 37, 40]. Істотним у формуванні сигналу в енергоактивних системах є «поділ енергії» на ту, що потрібна для підтримання процесу дії системи, і ту, що витрачається на створення сигналу про стан системи і на енергетичне забезпечення перенесення даних про нього [20, 40].

У випадку полімеризації стоматологічного матеріалу енергоактивним об'єктом виступає власне матеріал, який поглинає енергію УФ-випромінювання для забезпечення процесу полімеризації, а інформативним сигналом про перебіг процесу полімеризації – частина УФ-випромінювання, відбитого від поверхні цього матеріалу в процесі формування пломби. При цьому, інтенсивність відбитого світла буде збільшуватися в процесі полімеризації і буде максимальною після завершення цього процесу. Отже, зміна енергії відбитого електричного зонд-сигналу буде відповідати проходженню процесу полімеризації, а часові характеристики перебігу цього процесу визначатимуть кінцеву міцність матеріалу [1, 20, 40].

У описаному методі використовується як варіант зондування, а дані про стан такого процесу містяться у відбитому промені – зонд-сигналі. Для можливості опрацювання зонд-сигналів з допомогою обчислювальних засобів комп'ютера виконано перетворення зміни оптичного УФ-випромінювання в зміну електричної напруги з допомогою фотоелемента (отриманий сигнал названо електричним зонд-сигналом). Даний метод представлений на (рис. 1.5) [19, 37, 40, 41].



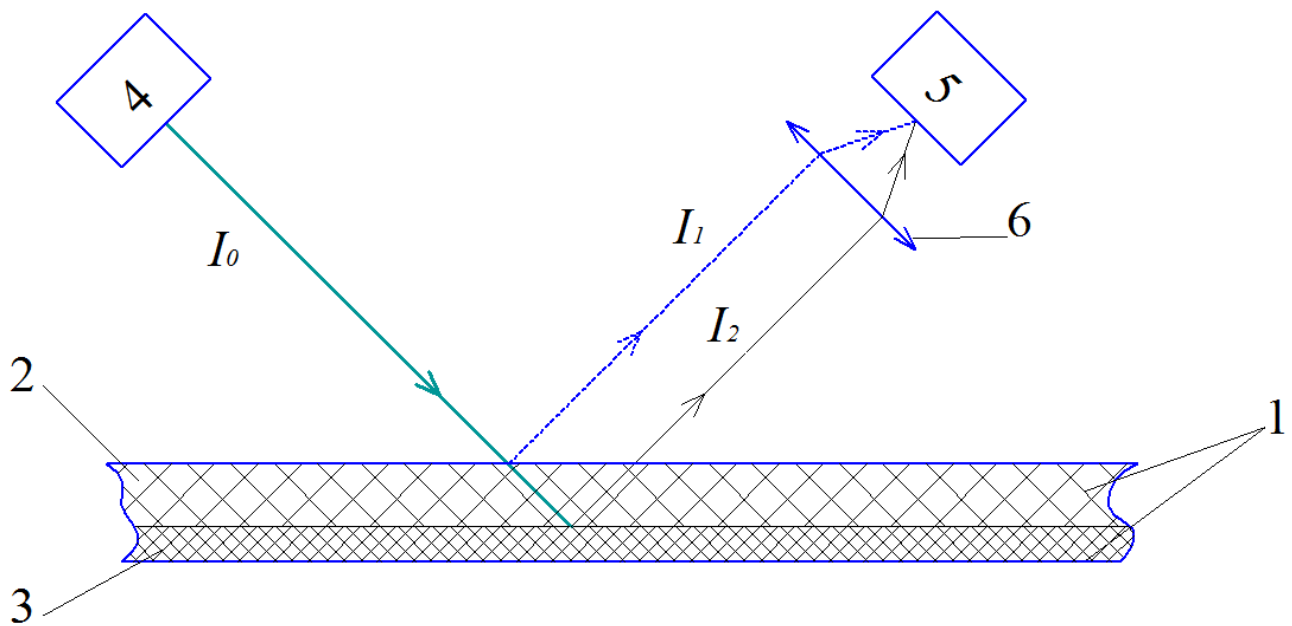


Рис. 1.5. Схема визначення динаміки стану технологічного стоматологічного процесу:

1 – стоматологічний матеріал, 2 – неполімеризований шар матеріалу, 3 – полімеризований шар матеріалу, 4 – джерело (активатор) УФ-випромінювання, 5 – приймач випромінювання (напівпровідниковий фотодіод)

Відповідно до рис. 1.5, УФ промінь інтенсивності  $I_0$  від фотополімеризатора падає на поверхню матеріалу, енергія якого витрачається на процес його полімеризації. Частина падаючого УФ світла відбивається від поверхні матеріалу (промінь з інтенсивністю  $I_1$ ) друга частина відбивається від поверхні полімеризованого шару матеріалу (промінь з інтенсивністю  $I_2$ ). Нехай інтенсивність променя, що витрачається на полімеризацію –  $I_x$ . Тоді зміну інтенсивності можна описати наступним чином [19, 37]:

$$I_0 = I_1 + I_2 + I_x \quad (1.1)$$

де  $I_0$  є відомою величиною, що визначається параметрами випромінювача фотополімеризатора;

$I_1$  – інтенсивність відбитого від поверхні світла, є константою для кожного типу матеріалу;

$I_2$  та  $I_x$  є інформативними складовими прийнятого сигналу і обернено взаємно пропорційними [1, 19, 35, 37, 42 – 45].

При цьому, пломбуєчий матеріал розглядається як енергоактивний об'єкт, який поглинає енергію опромінюючого сигналу для забезпечення процесу полімеризації. Відповідно, за змінами енергетичних характеристик електричного зонд-сигналу можна оцінити зміну поглинутої енергії в процесі полімеризації пломбуєчого матеріалу та оцінити протікання цього процесу в часі для визначення оптимального часу опромінення пломбуєчого матеріалу [20, 37, 46].

Для порівняння можливостей відомих та запропонованого методу оцінювання міцності стоматологічних композитних матеріалів в таблиці 1.2 наведено особливості визначення цими методами фізико-механічних параметрів стоматологічних композитів.

Таблиця 1.2

Порівняння методів оцінювання фізико-механічних параметрів  
стоматологічного матеріалу

№ п/п	Методи оцінювання фізико-механічних параметрів стоматологічного матеріалу						
	Метод (стандарт) Параметр	ГОСТ Р 56924-2016		ISO4049:2009		Запропонований метод	
		Можливість оцінювання	Технологічна особливість	Можливість оцінювання	Технологічна особливість	Можливість оцінювання	Технологічна особливість
1	Глибина полімеризації	+	неруйнівний	+	неруйнівний	+	неруйнівний
2	Діаметральна міцність	+	руйнівний	+	руйнівний	+	неруйнівний
3	Міцність на стиснення	+	руйнівний	+	руйнівний	+	неруйнівний
4	Міцність на згин	+	руйнівний	+	руйнівний	+	неруйнівний
5	Стійкість до розтріскування	+	руйнівний	+	руйнівний	Регламентується технічним паспортом на матеріал	
6	Водорозчинність	+	руйнівний	+	руйнівний	Регламентується технічним паспортом на матеріал	
7	Водопоглинання	+	руйнівний	+	руйнівний	Регламентується технічним паспортом на матеріал	
8	Коефіцієнт прозорості	+	неруйнівний	+	неруйнівний	+	неруйнівний

Відповідно до табл. 1.2, запропонований метод є неруйнівним, а реалізація його у вигляді окремого модуля фотополімеризатора дасть можливість

опосередкованого оцінювання протікання процесу полімеризації в часі в процесі формування пломби, зниження негативного впливу УФ-випромінювання на порожнини рота та додатково підвищення терміну експлуатації лампи фотополімеризатора.

### **1.6. Задачі оцінювання динаміки стану процесу полімеризації фотополімерних стоматологічних матеріалів за електричним зонд-сигналом**

Для забезпечення можливості оцінювання динаміки процесу полімеризації та зниження впливу зовнішніх факторів (зовнішнє фонове випромінювання) доцільним є опромінювання стоматологічного матеріалу спалахами УФ-випромінювання із наперед заданими параметрами. Додатково в пункті 1.4 показано доцільність проведення опромінення фотополімерного матеріалу пульсуючим УФ-випромінюванням для забезпечення зниження значення полімеризаційної усадки, зниження відсотку розтріскування кінцевого продукту – пломби (завдяки зниженню рівня внутрішніх напружень), та забезпечення плавної та рівномірної (по об'єму пломби) полімеризації композитного матеріалу.

В дослідженнях тривалість окремого спалаху опромінення вибиралась значно меншою, за значення, що описані в пункті 1.4, а саме – 1с із паузами між спалахами такої ж тривалості Це дозволить проводити оцінювання динаміки процесу полімеризації в процесі формування пломби, оскільки в структурі кожного імпульсу електричного зонд-сигналу буде міститись інформація про активацію процесу полімеризації та його проходження (при кожному спалаху УФ-випромінювання ці процеси повторюватимуться та проявлятимуться у структурі кожного імпульсу електричного зонд-сигналу з відмінними параметрами, які визначатимуть динаміку процесу полімеризації).

Для автоматизації процесу опрацювання та репрезентативності отриманих результатів необхідним є розроблення коректного методу опрацювання електричних зонд-сигналів, який визначається математичною моделлю, що

повинна бути адекватною як фізичній природі сигналів так і задачі дослідження [19, 20, 36, 37, 40, 47, 48].

Враховуючи специфіку поставлених задач та особливості досліджуваного процесу необхідно виділити характеристики електричного зонд-сигналу, що несуть інформацію про динаміку процесу полімеризації стоматологічних матеріалів та повинні бути враховані в математичній моделі, як наслідок, сформулювати вимоги до нової математичної моделі.

### **1.7. Висновки до розділу 1**

Описано динаміку стану та специфіку задачі процесу полімеризації стоматологічного матеріалу за електричним зонд-сигналом. Проаналізовано основні типи матеріалів, що застосовуються в реставраційній стоматології, зокрема для формування пломб (найбільш поширеними є фотополімерні матеріали, досягнення заданих фізико-механічних параметрів в процесі полімеризації яких досягається шляхом опромінення УФ-випромінюванням). Якість кінцевого продукту (пломби) залежить від часу опромінення матеріалу УФ-випромінюванням. Для забезпечення заданих фізико-механічних параметрів стоматологічного матеріалу та зменшення негативного впливу УФ-випромінювання на ротову порожнину необхідним є розроблення методу опосередкованого оцінювання динаміки процесу полімеризації стоматологічного матеріалу. Відомі методи (за ГОСТ Р 56924-2016 та ISO 4049:2009) візуалізації цих параметрів є руйнівними (в процесі оцінювання порушується цілісність матеріалу) та не забезпечують можливості проведення контролю протікання процесу в часі.

Запропоновано та розроблено метод оцінювання процесу полімеризації стоматологічного матеріалу (метод неруйнівного контролю процесу полімеризації стоматологічного) за електричними зонд-сигналами, що є результатом відбиття від поверхні такого матеріалу УФ-випромінювання, оцінки зміни інтенсивності якого є індикаторами стану стоматологічного реставраційного матеріалу.

## РОЗДІЛ 2

### ОБҐРУНТУВАННЯ МАТЕМАТИЧНОЇ МОДЕЛІ ЕЛЕКТРИЧНОГО ЗОНД-СИГНАЛУ

З розширенням можливостей дослідження реальних об'єктів, що їх надає використання сучасних комп'ютерних засобів, виникає потреба підвищення адекватності, тобто ступеня узгодженості та врахування (і відповідно неврахування) ознак досліджуваного об'єкта і засобів дослідження, суттєвих для розв'язуваної щодо нього задачі, у структурі математичної моделі сигналів-носіїв відомостей про об'єкт, яка завжди виступає базовим елементом МАПР – тріади (модель – алгоритм – програмна реалізація).

Сказане про роль моделі фактично уточнює сенс відомої тези: теорія визначає, що можемо спостерігати. Своєю чергою, вона є «унауковленою» версією побутової приказки: щоб знайти, треба знати, що шукати. Це так, але тут приховано два аспекти, бо треба заздалегідь щось знати: 1) про об'єкт спостереження, тобто що саме варто в ньому спостерігати, і 2) як та якими засобами (коли і як) доцільно це зробити. А це означає, що тут не обійтись без гіпотез, які теж потребують верифікації, – підтвердження *post factum* рації прийняття їх чи відхилення.

Проаналізовано фізичні особливості процесу формування електричного зонд-сигналу та сформульовано вимоги до математичної моделі такого роду сигналів. Враховуючи результати проведеного аналізу, обґрунтовано математичну модель електричного зонд-сигналу у вигляді часткового випадку періодично корельованого випадкового процесу.

Основні положення цього розділу опубліковані в працях [19, 20, 37, 47, 48, 79].

#### **2.1. Вимоги до математичної моделі електричного зонд-сигналу**

Відповідно до проведеного в попередньому розділі аналізу процесу полімеризації стоматологічних композитних матеріалів, припущено, що в

структурі окремо взятого імпульсу (активатора) електричного зонд-сигналу [20, 40, 47] відображаються ознаки протікання трьох проміжних процесів, які сукупно характеризуватимуть проходження процесу полімеризації стоматологічного матеріалу в часі: перехідний процес активації УФ-випромінювача фотополімеризатора, перехідний процес полімеризації, та власне процес полімеризації [19, 48]. На рис. 2.1 зображено вигляд одного спалаху електричного зонд-сигналу полімеризації матеріалу.

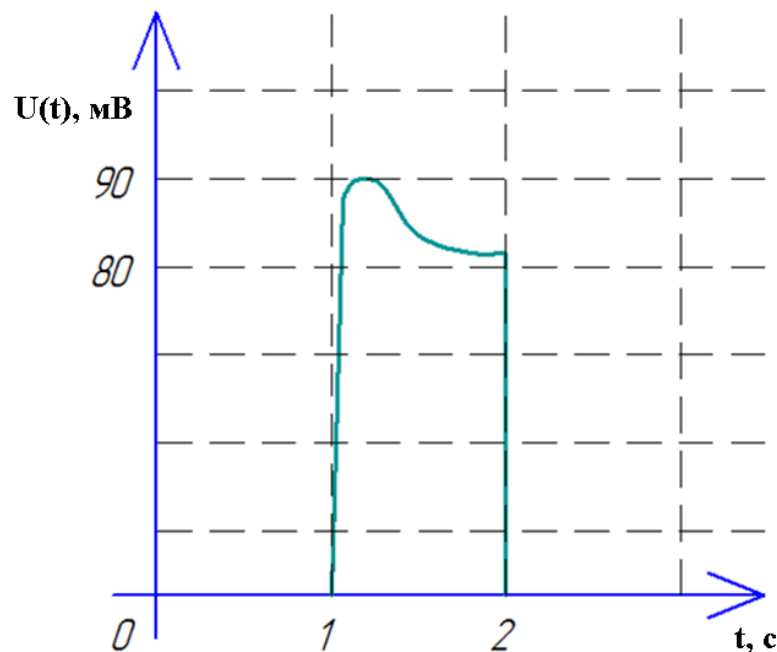


Рис. 2.1. Вигляд одного імпульсу електричного зонд-сигналу полімеризації матеріалу

Амплітудне значення його становить приблизно 90 мВ. В сигналі присутня постійна складова, спричинена частиною світлового потоку, що відбилась від поверхні матеріалу, з інтенсивністю  $I_l$  (рис. 1.5). Імпульс містить три основні криві – А, В та С [19, 48]. Розглянемо їх фізичний зміст. На рис. 2.2 а, б, в наведено вигляд імпульсу з виділеними кривими.

На рис. 2.2, а) цифрою 1 зі стрілкою показано вертикальну лінію, що є фронтом імпульсу пуску лампи фотополімеризатора. Основною лінією показано криву А, що є переднім фронтом імпульсу електричного-зонд сигналу. Він є дещо похилим і характеризує перехідний процес виходу лампи на усталений режим

роботи. Відрізок часу  $(t_1-t_2)$  – характеризує час перехідного процесу запалювання лампи фотополімеризатора.

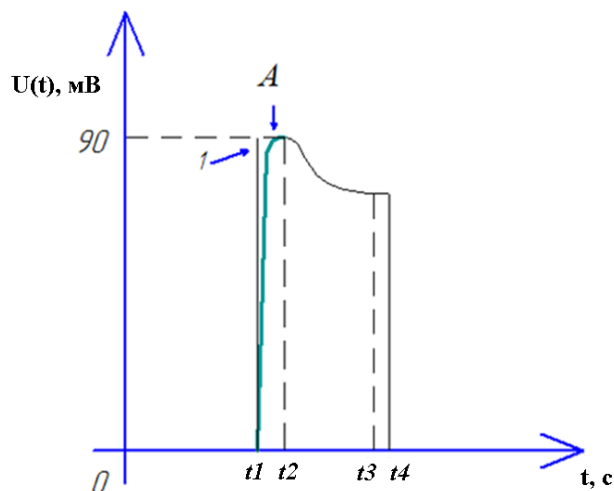


Рис. 2.2 а. Структура імпульсу електричного зонд-сигналу (крива А)

На рис. 2.2 б) показано вигляд кривої В. При попаданні на неполімеризований шар матеріалу світла від фотополімеризатора запускається процес полімеризації цього шару. Однак, цей процес є інерційним і проходить за логарифмічним законом. крива В відображає саме перехідний процес полімеризації, однак, враховуючи те, що інтенсивність світлового потоку  $I_2$  (рис. 1.5) обернено пропорційна процесу полімеризації, вигляд кривої В також є оберненим до вигляду логарифмічного закону. Часовий інтервал  $(t_2-t_3)$  характеризує час перехідного процесу.

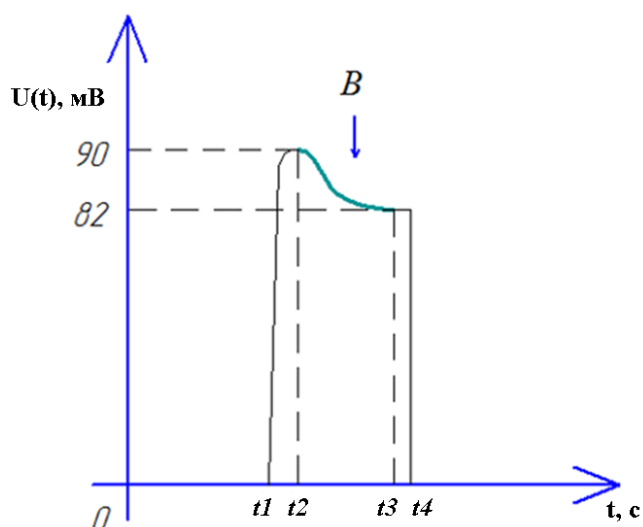


Рис. 2.2 б. Структура імпульсу електричного зонд-сигналу (крива В)

На рис. 2.2 в показано вигляд кривої С. Після завершення перехідного процесу починається затвердіння полімеризованого шару матеріалу, який і відображає крива С. Його тривалість відображується часовим інтервалом  $(t_3-t_4)$ .

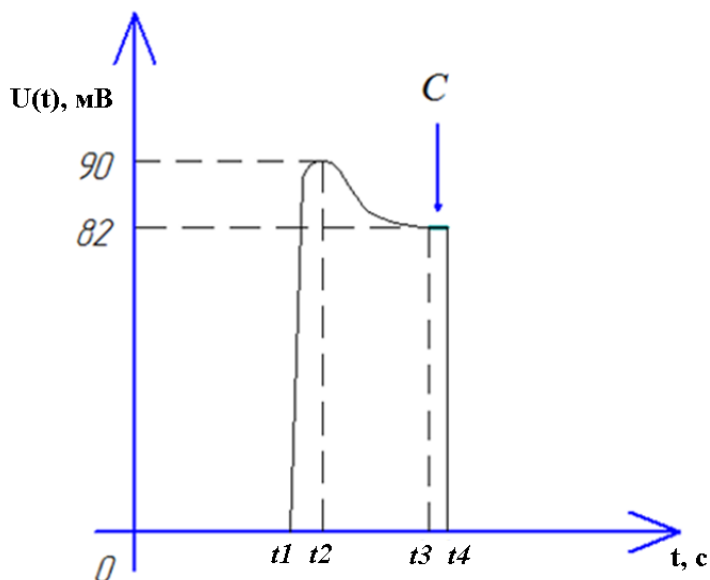


Рис. 2.2 в. Структура імпульсу електричного зонд-сигналу (крива С)

Відповідно до методики реєстрації сигналу, електричний зонд-сигнал є результатом відбиття від того самого стоматологічного матеріалу серії УФ спалахів, тому ці імпульси зображено на одній осі часу у вигляді ансамблю як періодичне його продовження (рис. 2.3), що дає можливість побачити залежність зміни у часі відбиття сигналу від спалаху до спалаху [19, 20, 48].

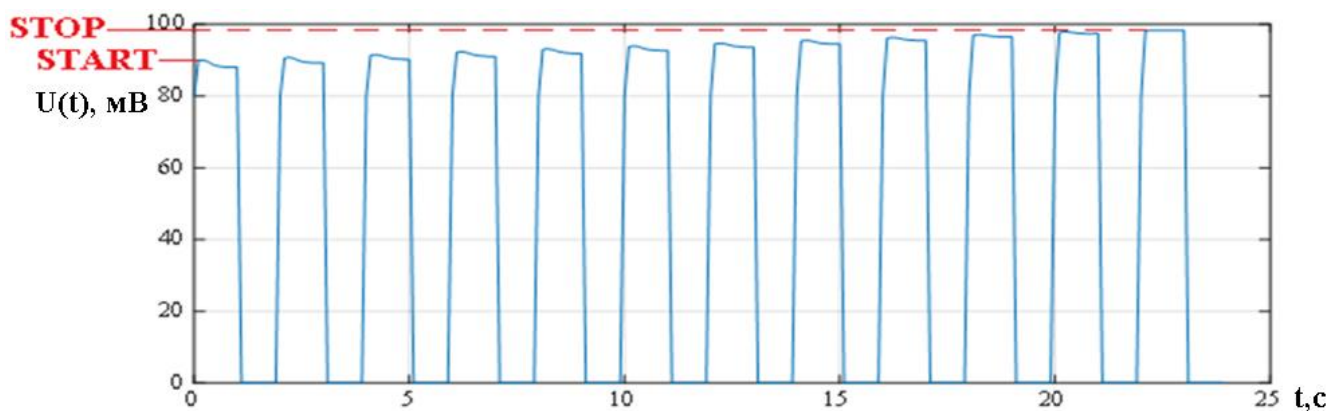


Рис. 2.3. Зображення імпульсів електричного зонд-сигналу на одній осі часу як періодичне його продовження



Для аналізу використано реєстрограми електричного зонд-сигналу, що експериментально зареєстровані з допомогою системи, яка описана в третьому розділі. Вигляд вибірки з одної реалізації реєстрограми наведено на рис. 2.4.

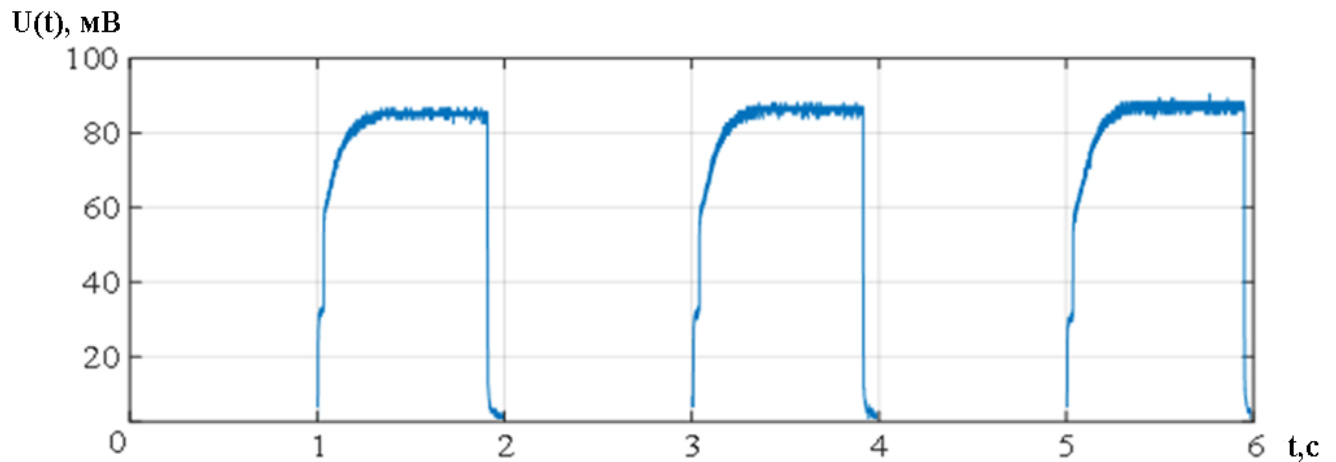


Рис. 2.4. Вибірка з реалізації експериментально зареєстрованого електричного зонд-сигналу

Враховуючи метод опромінення стоматологічного матеріалу (періодичними спалахами УФ-випромінювання фотополімеризатора), структура електричного зонд-сигналу буде періодичною з періодом, що рівний періоду спалахів фотополімеризатора [20, 48].

Крім того, сигнал містить постійну складову, яка не є інформативною для задачі оцінювання міцності матеріалу. Крива А характеризує перехідний процес лампи фотополімеризатора і також не є інформативною. Найбільш інформативними є криві В та С, які характеризують перехідний процес початку полімеризації та його проходження. Саме вони змінюються в сигналі, що зображений на рис. 2.3, в часі. Відповідно, математична модель повинна враховувати у своїй структурі періодичність сигналу, його енергетичні характеристики, що будуть характеризувати міцність матеріалу, та зміну значень цих характеристик у часі, що відобразатиме динаміку процесу полімеризації стоматологічного матеріалу.

Найпростішим підходом до моделювання електричного зонд-сигналу є детерміністський, який враховує у своїй структурі всі висунуті вище вимоги. Розглянемо основні моделі, якими можна описати електричний зонд-сигнал в рамках детерміністського підходу.

## **2.2. Моделювання електричного зонд-сигналу методами гармонічного аналізу детермінованих коливань**

Відомо [49 – 57], що дані, отримані в результаті спостереження реального фізичного явища, можна віднести до детермінованого або не детермінованого (випадкового) типу.

З практичної точки зору рішення про випадковість або детермінованість конкретного фізичного процесу зазвичай ґрунтується на здатності відтворити процес у ході контрольованого експерименту. Якщо багатократне повторення експерименту приводить до одних і тих же результатів (в межах помилок експерименту), то цей процес зазвичай можна вважати детермінованим. Якщо ж неможливо вказати експеримент, який давав би при його повторенні ідентичні результати, то такий процес зазвичай вважається випадковим. Розглянемо можливість подання електричного зонд-сигналу як детермінованого процесу.

Процеси, що описують детерміновані явища, поділяються на періодичні і неперіодичні [58]. У свою чергу періодичні процеси можна розділити на гармонічні і полігармонічні. Неперіодичні процеси поділяються на «майже періодичні» і перехідні. Така класифікація детермінованих процесів схематично представлена на рис. 2.5, однак, може зустрітися і будь-яке поєднання їх.

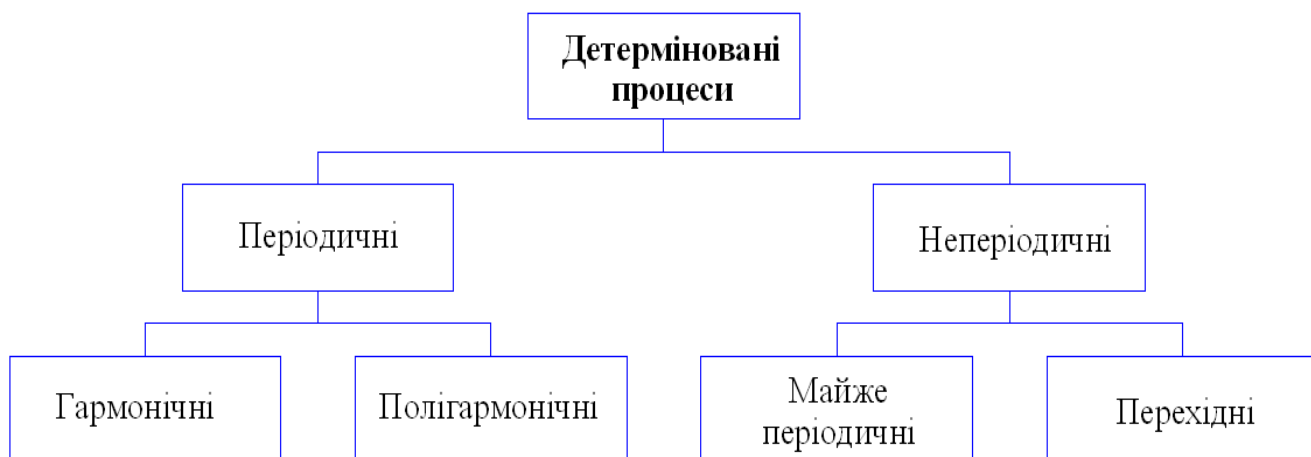


Рис. 2.5. Класифікація детермінованих процесів [58]

Так, одну реалізацію електричного зонд-сигналу можна подати як перехідний процес, що містить відомості про активацію та проходження процесу полімеризації стоматологічного матеріалу в межах заданого інтервалу часу – тривалості імпульсу УФ-випромінювання. При цьому перехідний процес буде розглядатись як процес зміни в часі координат динамічної системи, який виникає при переході від одного усталеного режиму роботи до іншого – ініціація та власне процес полімеризації. В стоматологічному матеріалі (динамічній системі) перехідний процес виникає під впливом збурюючого впливу – УФ-випромінювання, який змінює її стан, структуру та параметри.

Враховуючи той факт, що опромінення стоматологічного матеріалу виконується імпульсами УФ-випромінювання, перехідні процеси будуть проявляти себе в межах кожного такого імпульсу. І власне електричний зонд-сигнал можна розглядати у вигляді імпульсного періодичного процесу виду:

$$x(t + nT) = \begin{cases} S(t) + k & t_1 + nT < t \leq t_2 + nT \\ 0 & t_2 + nT < t \leq t_3 + nT \end{cases}, n = 0, 1, 2, \dots, \infty \quad (2.1)$$

де  $T$  – період опромінювання стоматологічного матеріалу імпульсами УФ-випромінювання,  $S(t)$  – функція, що визначає форму перехідного процесу,  $k$  – постійна складова імпульсів електричного зонд-сигналу.

Однак, в процесі полімеризації стоматологічного матеріалу в часі параметри кожного окремо взятого перехідного процесу є мінливими та визначаються типом стоматологічного матеріалу, товщиною його нанесення, параметрами опромінювача та кутом опромінення, зовнішніми факторами, такими як тиск повітря, вологість, температура, рівень фонового освітлення тощо. Усі зазначені фактори призводять до появи випадкової форми протікання процесу полімеризації стоматологічного матеріалу в межах кожного імпульсу опромінення та наявності додаткових неінформативних завад (шумів). Відповідно адекватна задачі оцінювання динаміки стоматологічного процесу математична модель електричного зонд-сигналу повинна окрім зазначених вище вимог враховувати випадкову (імовірнісну) структуру таких сигналів.

### **2.3. Моделювання електричного зонд-сигналу методами спектрального аналізу стаціонарних випадкових процесів**

Центральним об'єктом при імовірнісному підході щодо побудови математичної моделі сигналу є випадковий процес, який є процесом, що описує випадкове фізичне явище, яке не можна задати явною математичною залежністю, оскільки кожне спостереження цього явища дає невідтворний результат [58, 59]. Іншими словами, будь-яке спостереження дає тільки один варіант з безлічі можливих. Конкретна реалізація процесу, що описує випадкове явище, називається вибірковою функцією (або реалізацією, якщо мова йде про спостереження кінцевої тривалості). Сукупність всіх можливих вибірових функцій, які може дати випадкове явище, називається випадковим або стохастичним процесом. Отже, під реалізацією випадкового фізичного явища розуміється один з можливих результатів випадкового процесу.

Випадкові процеси поділяються на стаціонарні і нестаціонарні [58]. У свою чергу стаціонарні випадкові процеси поділяються на ергодичні і неергодичні. Подальша класифікація нестаціонарних випадкових процесів проводиться за

особливостями їх нестационарностей. Класифікація випадкових процесів схематично показана на рис. 2.6.

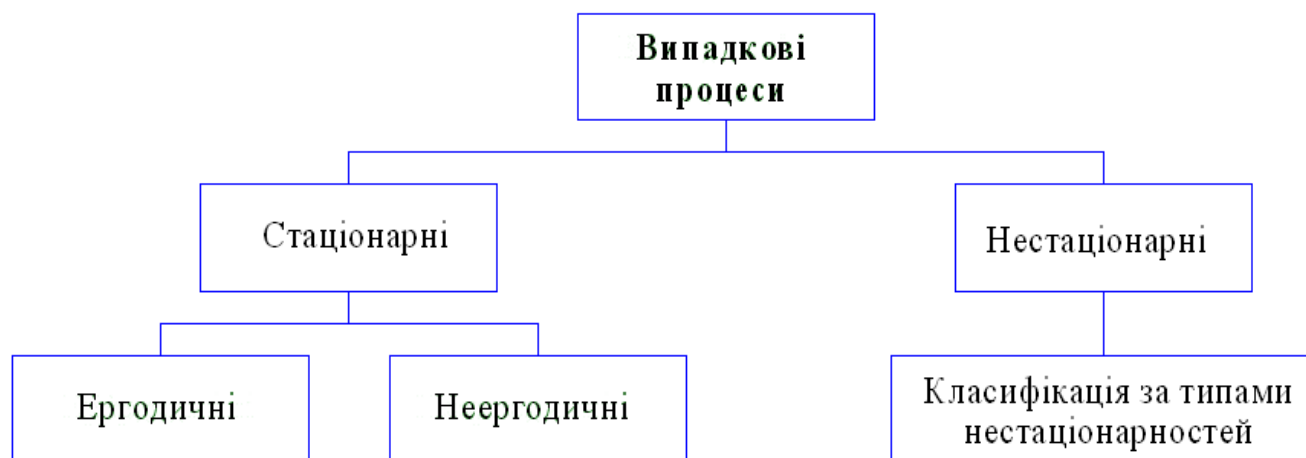


Рис. 2.6. Класифікація випадкових процесів [58, 59]

Практично дуже часто використовують випадкові процеси, що протікають у часі приблизно однорідно і мають вигляд неперервних випадкових коливань навколо деякого середнього значення, причому ні середня амплітуда, ні характер цих коливань не виявляють істотних змін з плином часу. Такі випадкові процеси називаються стаціонарними [49 – 53, 54 – 57, 60].

Кожен стаціонарний процес можна розглядати як процес, що триває в часі невизначено довго; при дослідженні стаціонарного процесу як початок відліку можна вибрати будь-який довільний момент часу. Досліджуючи стаціонарний процес на будь-якій ділянці часу, ми маємо отримати такі самі його характеристики.

Взагалі, як правило, випадковий процес в будь-якій динамічній системі починається з нестационарної стадії – перехідного процесу. Після зникання перехідного процесу система зазвичай переходить на сталий режим, і тоді випадкові процеси, що протікають в ній, можуть вважатися стаціонарними.

Тому, випадкова функція  $X(t)$ , що описує структуру електричного зонд-сигналу, буде стаціонарною, якщо всі її імовірнісні характеристики не

залежатимуть від часу  $t$  (точніше, не змінюватимуться при будь-якому зсуві аргументів, від яких вони залежать, по осі  $t$ ).

Так як зміна стаціонарної випадкової функції має протікати однорідно по часу, то природно вимагати, щоб для такої функції математичне сподівання було постійним [58]:

$$m_x(t) = m_x = const \quad (2.2)$$

Друга умова, що її має задовольняти стаціонарна випадкова функція, – це умова сталості дисперсії [58]:

$$D_x(t) = D_x = const \quad (2.3)$$

Кореляційна функція електричного зонд-сигналу як стаціонарного випадкового процесу має залежати не від положення значень аргументів на осі абсцис, а тільки від проміжку  $\tau$  між першим і другим аргументами:

$$R_x(t, t + \tau) = R_x = (\tau) \quad (2.4)$$

Отже, кореляційна функція стаціонарного випадкового процесу є функція не двох, а всього одного аргументу. Ця обставина в ряді випадків сильно спрощує операції виконання над стаціонарними випадковими функціями перетворення їх.

Зауважимо, що умова (2.3), що вимагає від стаціонарної випадкової функції сталості дисперсії, є окремим випадком умови (2.4). Дійсно, вважаючи у формулі (2.4)  $t + \tau = t, (\tau = 0)$  маємо

$$D_x(t) = K_x(t, t) = k_x(0) = const \quad (2.5)$$

Таким чином, умова (2.3) є єдина істотна умова, що її має задовольняти дисперсія стаціонарної випадкової функції.

Кореляційна функція всякої випадкової функції має властивість симетрії:

$$R_x(t, t') = R_x(t', t),$$

Звідси для стаціонарного процесу, вважаючи  $t' - t = \tau$ , маємо:

$$R_x(\tau) = R_x(-\tau) \quad (2.6)$$

де кореляційна функція  $R_x(\tau)$  є парною функцією свого аргументу.

На практиці, замість кореляційної функції  $R_x(\tau)$ , часто користуються нормованою кореляційною функцією

$$\rho_x(\tau) = \frac{R_x(\tau)}{D_x} \quad (2.7)$$

де  $D_x = R_x(0)$  – стала дисперсія стаціонарного процесу. Функція  $\rho_x(\tau)$  називається коефіцієнтом кореляції між значеннями випадкової функції, розділеними інтервалом  $\tau$  по часу. Очевидно, що  $\rho_x(0) = 1$ .

Якщо фізичне явище описується випадковим процесом, то властивість цього явища можна оцінити у будь-який момент часу шляхом усереднювання по сукупності вибірових функцій, що утворюють випадковий процес. Розглянемо, наприклад, сукупність вибірових функцій (ансамбль), що визначає випадковий процес – електричний зонд-сигнал (рис. 2.7).

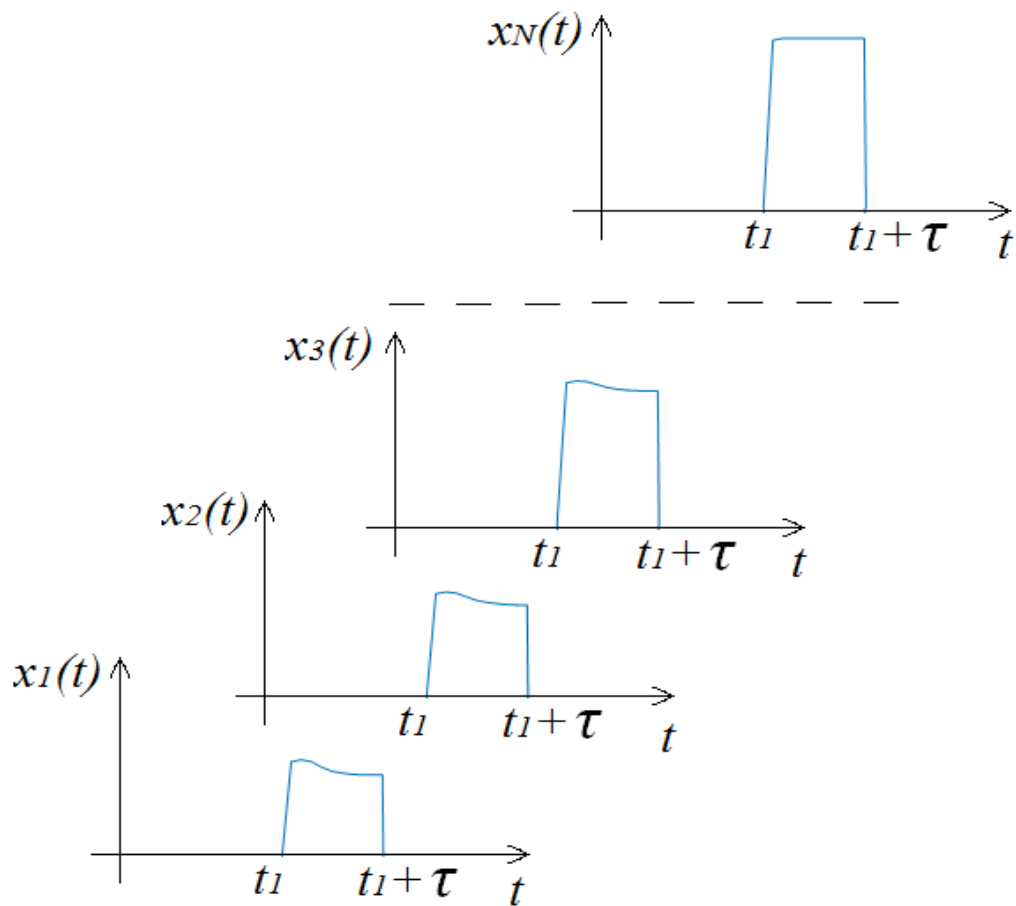


Рис. 2.7. Ансамбль реалізацій, що задають випадковий процес– електричний зонд-сигнал

Середнє значення (перший момент) цього випадкового процесу у момент часу  $t_1$  (можна обчислити, взявши миттєві значення всіх вибірових функцій ансамблю у момент часу  $t_1$ , додавши ці значення і розділивши на число вибірових функцій [58]). Аналогічним чином коваріація (мішаний момент) значень випадкового процесу в два різні моменти часу обчислюється шляхом усереднювання по ансамблю добутків миттєвих значень в моменти часу  $t_1$  і  $t_1 + \tau$ . Отже, середнє значення  $m_x(t_1)$  і коваріаційна функція  $R_{xx}(t_1, t_1 + \tau)$  випадкового процесу  $\{x(t)\}$ , де символ  $N$  позначає ансамбль розмірності вибірових функцій, визначається формулами в яких сумування проводиться в припущенні рівноймовірності всіх вибірових функцій [58].



$$m_x(t_1) = \lim_{N \rightarrow \infty} \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N x_k(t_1),$$

$$R_{xx}(t_1, t_1 + \tau) \mu_x(t_1) = \lim_{N \rightarrow \infty} \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N x_k(t_1 + \tau) \quad (2.8)$$

В загальному випадку, коли  $m_x(t_1)$  і  $R_{xx}(t_1, t_1 + \tau)$  залежать від моменту часу  $t_1$ , випадковий процес  $\{x(t)\}$  називається нестационарним. У випадку, коли  $m_x(t_1)$  і  $R_{xx}(t_1, t_1 + \tau)$  не залежать від моменту часу  $t_1$ , випадковий процес називається слабо стационарним або стационарним в широкому сенсі. Середнє значення слабо стационарного процесу стає, а коваріаційна функція залежить тільки від зміщення часу  $\tau$ , тобто  $m_x(t_1) = m_x$  і  $R_{xx}(t_1, t_1 + \tau) = R_{xx}(\tau)$ .

Для визначення повного набору функцій розподілу, що задають структуру випадкового процесу  $\{x(t)\}$ , потрібно обчислити нескінченне число моментів і змішаних моментів вищих порядків. У тому випадку, коли всі моменти і змішані моменти інваріантні в часі, випадковий процес  $\{x(t)\}$  називається строгом стационарним або стационарним у вузькому сенсі [49 – 57]. У багатьох застосуваннях перевірка слабкої стационарності дозволяє обґрунтувати строгую стационарність.

Вище було показано, як можна визначити характеристики випадкового процесу – електричного зонд-сигналу, шляхом усереднювання по ансамблю в певні моменти часу. Проте в більшості випадків характеристики стационарного випадкового процесу можна обчислити, усереднюючи за часом в межах окремих вибірових функцій, що входять в ансамбль. Візьмемо, наприклад,  $k$ -ту вибірову функцію ансамблю, зображеного на рис. 2.7. Середнє значення  $m_x(k)$  і коваріаційна функція  $R_{xx}(\tau, k)$ , обчислені по  $k$ -й реалізації, рівні.

$$m_x(t_1) = \lim_{N \rightarrow \infty} \frac{1}{T} \int_0^T xk(t) dt,$$

$$R_{xx}(\tau, k)m_x(t_1) = \lim_{N \rightarrow \infty} \frac{1}{T} \int_0^T x_k(t)x_k(t + \tau)dt \quad (2.9)$$

Якщо випадковий процес  $\{x(t)\}$  стаціонарний, а  $m_x(k)$  і  $R_{xx}(\tau, k)$ , обчислені по різних реалізаціях згідно з формулами (2.8), співпадають, то випадковий процес – електричний зонд-сигнал – вважатиметься ергодичним. Для ергодичних процесів середні значення і коваріаційні функції, отримані усереднюванням за часом, рівні аналогічним характеристикам, знайденим усереднюванням по ансамблю, тобто  $m_x(k) = m_x$  і  $R_{xx}(\tau, k) = R_{xx}(\tau)$  [58]. Відзначимо, що властивістю ергодичності можуть володіти тільки стаціонарні процеси.

Очевидно, що ергодичні випадкові процеси утворюють дуже важливий клас випадкових процесів, оскільки всі властивості ергодичних процесів можна визначити по одній вибірковій функції. На практиці стаціонарні випадкові процеси зазвичай виявляються ергодичними. Саме з цієї причини властивості стаціонарних випадкових явищ часто можна визначити по одній спостережуваній реалізації.

Розглядаючи електричний зонд-сигнал в рамках стаціонарної випадкової моделі виявлено, що оцінки автокореляційної функції окремих реалізацій такого сигналу є періодичними та циклічно зникаючими (рис. 2.3), на основі чого, беручи до уваги принцип Слуцького, висунуто припущення про ергодичність такого роду сигналів.

Підсумовуючи вище сказане можна зробити висновок, що математична модель електричного зонд-сигналу у вигляді стаціонарного випадкового процесу враховує імовірнісну структуру такого сигналу але не враховує періодичності математичного сподівання та кореляційної функції і не має засобів оцінювання часово-фазової структури таких сигналів, що є важливим для виявлення особливостей динаміки стоматологічного процесу.

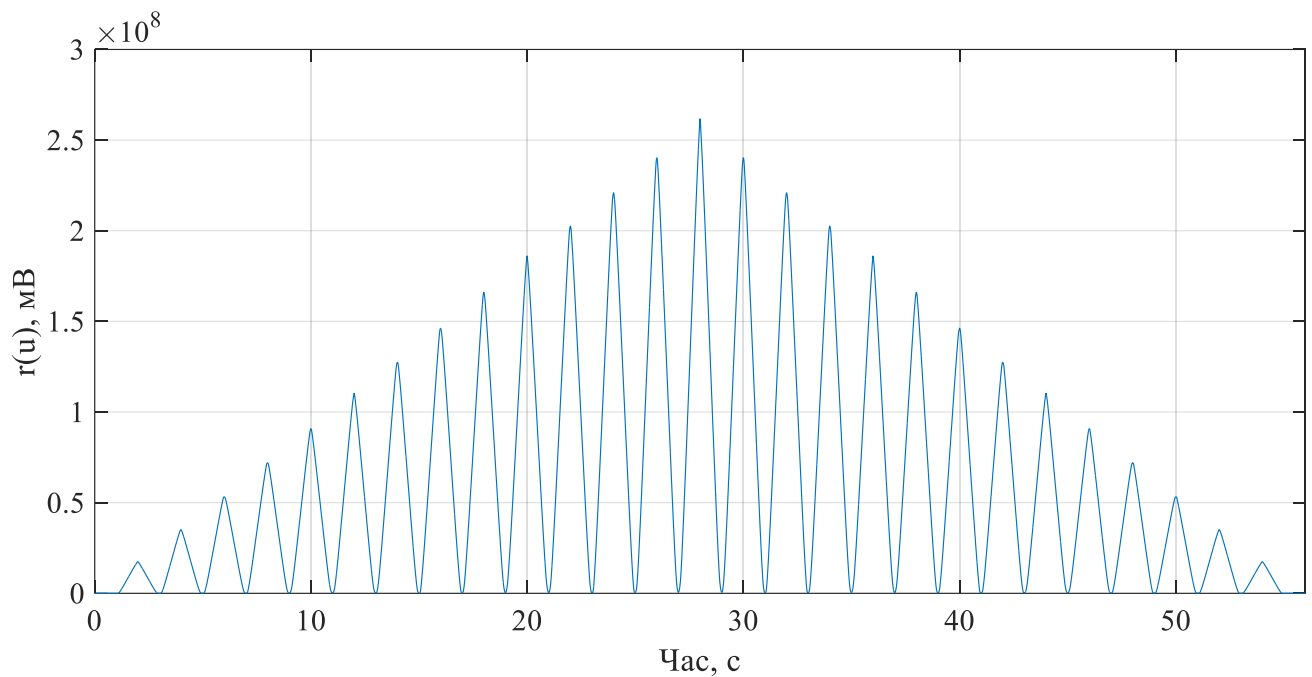


Рис. 2.3. Оцінка автокореляційної функції електричного зонд-сигналу

Однак, адекватна математична модель повинна враховувати періодичну структуру електричного зонд-сигналу, випадкову складову та мати засоби оцінювання часово-фазової структури такого типу сигналів. Тому висунуто припущення про можливість віднесення електричного зонд-сигналу до окремого класу нестационарних випадкових процесів, який задовільняв би поставленим вимогам.

Проаналізуємо можливість подання електричного зонд-сигналу у вигляді нестационарного випадкового процесу.

#### **2.4. Подання електричного зонд-сигналу у вигляді нестационарного випадкового процесу**

Відповідно до проведенного вище аналізу способів математичного опису встановлено, що адекватна фізичній природі та задачі дослідження математична модель електричного зонд-сигналу повинна враховувати переваги математичної моделі у вигляді детермінованого процесу (врахування періодичності та змін у часово-фазовій структурі) та стаціонарного випадкового процесу (врахування

випадкової складової). Тому, електричний зонд-сигнал можна уявити як результат спільної дії детермінованого сигналу – послідовності прямокутних імпульсів, і корисного стаціонарного випадкового сигналу. У загальному випадку це може бути виражено оператором  $X(t)=V(\varphi(t), \varepsilon(t))$ , де  $\varphi(t)$  – періодичний сигнал,  $\varepsilon(t)$  – стаціонарний сигнал. Залежно від виду оператора  $V$  можливими будуть три варіанти математичного подання електричного зонд-сигналу [58, 59, 61]:

- адитивна модель

$$X(t) = \varepsilon I(t) + \varphi(t) \quad (2.10)$$

- мультиплікативна модель

$$X(t) = \varepsilon 2(t) \varphi(t) \quad (2.11)$$

- адитивно-мультиплікативна модель

$$X(t) = \varepsilon I(t) + \varepsilon 2(t) \varphi(t) \quad (2.12)$$

де  $\varphi(t)$  – детермінована функція часу – послідовність прямокутних імпульсів, що визначаються параметрами імпульсів УФ-випромінювача;  $\varepsilon I(t)$  – випадковий процес, що характеризує адитивну заваду – шуми фонового освітлення, власні шуми окремих елементів блоку відбору електричних зонд-сигналів;  $\varepsilon 2(t)$  – стаціонарний випадковий процес з нульовим математичним очікуванням  $m_\varepsilon = 0$  і постійною дисперсією  $D_\varepsilon$ , що характеризує протікання процесу полімеризації в часі та проявляється у зміні форми вершини імпульсів електричного зонд-сигналу.

Проведено оцінювання значень математичного сподівання та дисперсії в межах кожного періоду реалізації електричного зонд-сигналу, що наведено в табл. 2.1.

Таблиця 2.1

Значення оцінок математичного сподівання та дисперсії електричного зонд-сигналу в межах періоду

№ періоду електричного зонд-сигналу	Математичне сподівання $m(\xi_n)$	Дисперсія $d(\xi_n)$
1	36.1915	$1.6183 \cdot 10^3$
2	36.6173	$1.6585 \cdot 10^3$
3	38.5127	$1.7054 \cdot 10^3$
4	41.3688	$1.7588 \cdot 10^3$
5	39.6553	$1.8105 \cdot 10^3$
6	38.8626	$1.8730 \cdot 10^3$
7	40.7133	$1.9107 \cdot 10^3$
8	43.8397	$1.9800 \cdot 10^3$
9	44.6128	$2.0502 \cdot 10^3$
10	41.1300	$2.0988 \cdot 10^3$
11	43.2886	$2.1589 \cdot 10^3$
12	46.3542	$2.2103 \cdot 10^3$
13	43.7212	$2.2014 \cdot 10^3$
14	42.1741	$2.2045 \cdot 10^3$

Аналіз структури електричного зонд-сигналу показав, що математичне сподівання в межах окремої його реалізації та дисперсія є мінливими для ділянки сигналу, що відповідає процесу полімеризації стоматологічного матеріалу, і відрізняються незначно для ділянки, що відповідає завершенню процесу полімеризації. Відповідно, значення цих статистик можуть бути використані для задачі встановлення часового моменту закінчення процесу полімеризації.

Встановлений попередньо факт мінливості математичного сподівання та дисперсії вказує на нестационарність структури електричного зонд-сигналу. До

нестационарних процесів відносяться всі випадкові процеси, що не задовольняють умовам стаціонарності, сформульованим вище. Якщо не накладені додаткові обмеження, то властивості нестационарних випадкових процесів зазвичай залежать від часу і можуть бути встановлені тільки шляхом усереднювання в окремі моменти часу по ансамблю вибірових функцій, що утворюють процес [49, 50].

У багатьох випадках нестационарні випадкові процеси, що відповідають реальним фізичним явищам, мають особливості, що спрощують їх аналіз і вимірювання. Наприклад, іноді випадкові дані вдається представити у вигляді випадкового процесу  $\{x(t)\}$ , всі вибірові функції якого мають вигляд  $x(t)=a(t)u(t)$ . Тут  $u(t)$  – вибірова функція стаціонарного випадкового процесу  $\{u(t)\}$  а  $a(t)$  – детермінована функція. Іншими словами, дані представляються нестационарним випадковим процесом, всі вибірові функції якого мають загальний детермінований тренд. Якщо нестационарний випадковий процес має такий вигляд, то для опису його властивостей не завжди потрібне усереднювання по ансамблю.

Нестационарні випадкові процеси не утворюють ніякого класу. Загальної теорії нестационарних процесів бути не може через відсутність спільної внутрішньої властивості. Відокремлення за тими чи іншими ознаками класів випадкових функцій, з притаманними їм властивостями та характерним для них математичним апаратом, відкриває нові можливості для використання випадкових сигналів при розв'язуванні прикладних задач.

В певному сенсі теорія нестационарних випадкових процесів була завершена в працях Драгана Я. П. [58 – 78], а саме, була систематизована та завершена енергетична теорія лінійних моделей стохастичних сигналів (ЕТСС), в рамках якої була введена гармонізованість випадкових процесів зі скінченною енергією і скінченною середньою потужністю [58, 59, 67, 68, 73, 76]. Спектральні характеристики цих процесів отримують шляхом синфазного чи компонентного опрацювання сигналу. Узагальненням цих методів є фільтровий метод.

## 2.5. Застосування методів енергетичної теорії стохастичних сигналів

Виходячи з параметричного трактування енергетичного класу, вивчено його види, означувані типом параметричної зміни характеристики – кусково (локально) стаціонарні, періодично, майже- і полі- періодично корельовані, а також їхні зображення через стаціонарні компоненти і статистичні оцінки [58, 59].

Випадковий процес із скінченною енергією

$$\varepsilon_{\xi} = M \int_T |\xi(\omega, t)|^2 dt < \infty,$$

допускає розклад

$$\xi(\omega, t) = \sum_{j=1}^{\infty} d_j(\omega) \varphi_j(t) \quad (2.13)$$

коли його кореляційна функція допускає розклад

$$R(t_1, t_2) = \sum_{k,j=1}^{\infty} f_{kj} \varphi_k(t_1) \overline{\varphi_j(t_2)},$$

де  $\varphi_j(t)$  можуть бути ортогональними чи ні;

$d_j(\omega)$  – корельовані або не корельовані;

$$f = \left[ f_{kj} \right]_{j=1}^{\infty},$$

Випадковий процес із скінченною середньою потужністю має інтегральне зображення

$$\xi(\omega, t) = \int_{\Lambda} \varphi(t, \lambda) \mathbf{Z}(\omega, d\lambda) \quad (2.14)$$

з кореляційною функцією виду:

$$R(t, s) = \int_{\Lambda} \int_{\Lambda} \varphi(t, \lambda) \overline{\varphi(s, \mu)} F(d\lambda, d\mu),$$

де  $\{\varphi(t, \lambda), \lambda \in \Lambda\}$  – базис із континуальною множиною значень параметру  $\lambda$ ;  $Z(\omega, d\lambda)$  – випадкова міра така, що  $MZ(\omega, \Delta) \overline{Z(\omega, \Delta')} = F(\Delta, \Delta')$  – двопараметрична невідповідна спектральна міра.

Зображення (2.13), (2.14) мають чотири типи, які залежать від співвідношення координатних функцій  $\varphi(t, \lambda)$  та випадкової міри  $Z(\omega, d\lambda)$ ; перші три типи є ортогональними зображеннями. На відміну від класичних інтегральних зображень процесів із скінченною потужністю ортогональні зображення (2.14) дозволяють запровадити енергетичний спектр як розподіл середньої потужності на шкалі  $\Lambda$ .

З класу  $\pi$  – процесів із скінченною середньою потужністю виділяють ряд підкласів, які мають особливе прикладне значення [58].

Періодично корельовані випадкові процеси ПКВП. Це процеси, кореляційна функція яких задовольняє умову [58, 59, 76]

$$R(t + T, s + T) = R(t, s), \quad T > 0,$$

для всіх  $t, s \in \mathbf{R}$ . Зрозуміло, що дисперсія  $d(t) = R(t, t)$  такого процесу є періодичною функцією, тому її усереднення по всій осі зводиться до усереднення по відрітку довжини  $T$ , а отже середня потужність таких процесів виразиться як

$$P_{\xi}^T = \frac{1}{T} \int_0^T d(t) dt,$$

і коли вона скінченна, то ця умова визначає клас, названий  $\pi^T$ .

Періодично корельований процес класу  $\pi^T$  має зображення [58]:



$$\xi(\omega, t) = \sum_{p \in \mathbf{Z}} \xi_p(\omega, t) e^{i \frac{2\pi}{T} p t} \quad (2.15)$$

через стаціонарні компоненти  $\xi_p(\omega, t)$ ,  $p \in \mathbf{Z}$ .

Ряд (2.11) збігається за нормою в метриці простору  $L^2([0, T], H)$  і при цьому

$$\|\xi\|_{L^2([0, T], H)}^2 = \sum_{p \in \mathbf{Z}} M |\xi_p(\omega, t)|^2,$$

Останнє співвідношення фізично означає, що середня за період корельованості потужність ПКВП дорівнює сумі потужностей його стаціонарних компонент.

При вивченні ПКВП користуються параметричною характеристикою – коваріацією

$$b(t, u) \equiv r(t + u, t) = \int_{\mathbf{R}} e^{i t \lambda} \varphi(t, d\lambda) = \sum_{p \in \mathbf{Z}} B_p(u) e^{i p \frac{2\pi}{T} t},$$

і спектром

$$\varphi(t, \Delta) = \sum_{p \in \mathbf{Z}} F_p(\Delta) e^{i p \frac{2\pi}{T} t},$$

де  $B_p(u)$  – кореляційні компоненти;

$F_p(\Delta)$  – спектральні компоненти.

Для ПКВП справедливе твердження [58, 59], що відліки його значень через період корельованості  $\{\xi(\omega, t_0 + p t), p \in \mathbf{Z}\}$  творять стаціонарні і (при різних початкових фазах) стаціонарно пов'язані випадкові послідовності.

Майже періодично корельовані випадкові процеси МПКВП. Кореляційна функція МПКВП задовільняє умову:

$$R(t + \nu, s + \nu) = \sum_{k=-\infty}^{\infty} C_k(t, s) \exp(i\lambda_k \nu),$$

тобто, вона майже періодична з показниками Фур'є  $\lambda_k$ ,  $k = 0, \pm 1, \pm 2, \dots$

Процес поліперіодично корельований, коли величина  $\lambda_k$  дорівнює

$$\lambda_k = \sum_{j=1}^N U_{kj} \Lambda_j,$$

де  $U_k$  – цілі числа;

$\Lambda_j$  – неспіввимірні числа.

Такі процеси мають вигляд:

$$\xi(\omega, t) = \sum_{k_1, \dots, k_N} \exp \left\{ (it) \sum_{j=1}^N k_j \Lambda_j \right\} \xi_{k_1, \dots, k_N}(\omega, t),$$

де  $\left[ \xi_{k_1, \dots, k_N}(\omega, t) \right]_{k_1, \dots, k_N = 0, \pm 1, \pm 2, \dots}$  –  $N$ -вимірна стаціонарна послідовність.

Біперіодично корельований випадковий процес отримується, коли  $N=2$ . Він має зображення через періодично корельовані компоненти

$$\xi(t, \omega) = \sum_{k=-\infty}^{\infty} \exp(ik\Lambda_1 t) \xi_k^{(T_2)}(\omega, t),$$

або

$$\xi(t, \omega) = \sum_{j=-\infty}^{\infty} \exp(ik\Lambda_2 t) \xi_j^{(T_1)}(\omega, t).$$

Періоди корельованості компонент  $T_2 = \frac{2\pi}{\Lambda_2}$ ,  $T_1 = \frac{2\pi}{\Lambda_1}$ .

Означення квазі- і майже періодичності, як і означення періодичності для випадкових процесів чи навіть умова інтегрованості з квадратом для випадкових, зокрема нестационарних процесів, будуються на різних виглядах норм та метрик простору, в якому моделюється процес.

Враховуючи скінченність потужності електричного зонд-сигналу в межах періоду можна припустити, що моделлю в даному разі є нестационарний випадковий процес скінченої середньої потужності (класу  $\pi^T$ ). Тоді ЕТСС обґрунтовує алгоритм обчислення оцінок характеристик стаціонарного наближення для випадкових процесів класу  $\pi$ , які будуть дорівнювати оцінкам такого стаціонарного процесу, що складається з таких самих як і процес класу  $\pi$  гармонік і з такими самими потужностями, але вже некорельованих (бо стаціонарність і корельованість гармонік для процесів класу  $\pi$  рівносильні [58, 75]).

Енергетична теорія стохастичних сигналів обґрунтовує зображення такого типу сигналів, із законом збереження середньої потужності при цьому та вказанням типу їхньої корельованості у часовій області або у часі повторюваністю імовірнісних характеристик, зображення через стаціонарні компоненти і стаціонарні послідовності відліків [58, 59].

Відповідно до ЕТСС з цього випливає, що адекватною моделлю електричного зонд-сигналу буде математична модель у вигляді періодично корельованого випадкового процесу, яка поєднує повторюваність значень з випадковістю, трактуючи її як періодичність імовірнісних характеристик. Тоді задача зведеться до того, щоб на підставі апріорного теоретичного аналізу структури цієї моделі виявити можливі інваріанти, що їх може дати опрацювання емпіричних даних, та обґрунтувати алгоритм цього опрацювання.

## 2.6. Математична модель електричного зонд-сигналу у вигляді імпульсного періодично корельованого випадкового процесу

Електричний зонд-сигнал, як сукупність імпульсів, враховує періодичність спалахів, яка забезпечує однаковість фаз процесу породження сигналу через інтервал часу, який рівний фіксованому періодові УФ спалаху.

Оскільки при реєстрації проведених досліджень, УФ спалахи подаються періодично із заданим періодом  $T_{СПАЛ}$  та тривалостями, тому сигнал відбиття від стоматологічного матеріалу також буде містити періодичність властивостей із тим самим періодом [19, 20, 48].

Враховуючи такий механізм формування, електричний зонд-сигнал подано як множину імпульсів, зсунутих у часі один відносно одного на сталий період  $T = T_{СПАЛ}$  у вигляді [20, 37, 47, 48, 79]:

$$\xi(t) = \sum_{k \in \mathbb{Z}} \chi_{D_k}(t) \cdot \xi_{імпульс_k}(t - kT), \quad t \in \mathbb{R}, \quad (2.16)$$

де  $\chi_{D_k}(t) = \begin{cases} 1, \text{ якщо } t \in D_k \\ 0, \text{ якщо } t \notin D_k \end{cases}$  – індикаторна функція множини  $D_k$ ;

$D_k = [kT, (k+1)T)$  – часовий діапазон тривалості  $k$ -го відгуку  $\xi_{імпульс_k}(t), t \in [0, T)$ ;

$T$  – тривалість одного імпульсу електричного зонд-сигналу.

Зображення ансамблю електричного зонд-сигналу у вигляді його періодичного продовження враховує у своїй структурі поєднання властивостей періодичності із стохастичністю, і тим самим дає можливість врахувати статистичні взаємозв'язки між різними імпульсами відбиття від стоматологічного матеріалу однієї і тієї ж серії спостережень, що неможливе в разі традиційного подання однотипної серії реакцій у вигляді ансамблю реалізацій [80 – 82].

В результаті аналізу структури електричного зонд-сигналу полімеризації (рис. 2.3) та природи породження окремих його імпульсів (рис. 2.1 – 2.2)

встановлено, що адекватна математична модель такого виду сигналу має врахувати у своїй структурі властивість періодичності (задається періодичністю УФ спалахів) та стохастичності (вплив зовнішніх (зовнішнє освітлення, температура, вологість повітря) та внутрішніх (якість матеріалу, його склад, товщина і ін.) факторів).

У термінах енергетичної теорії стохастичних сигналів такі властивості враховує математична модель у вигляді періодично корельованого випадкового процесу ПКВП, яка має засоби вираження як пов'язаності гармонічних складових, так і зміни ймовірнісних характеристик [58]. ПКВП класу  $\pi^T$  за означенням [58] є процесом, кореляційна функція якого задовольняє умови  $r_\xi(t+T, s+T) = r_\xi(t, s)$ ,  $T > 0$  для всіх  $t, s \in \mathbf{R}$  та  $M_t(r(t, t)) < \infty$  [58].

Розглядаючи відбиття від стоматологічного матеріалу кожного спалаху як реалізації ПКВП, на часових інтервалах  $[kT, (k+1)T)$ , можна сукупність (множину) їх трактувати як реалізацію подання ПКВП через трансляційні компоненти:

$$\xi(t) = \sum_{p \in \mathbf{Z}} \sum_{k \in \mathbf{N}} \alpha_k(p) \Phi_k(t - pT), \quad (2.17)$$

де  $\alpha(p) = [\alpha_k(p)]_{k \in \mathbf{N}}, p \in \mathbf{Z}$  – векторна стаціонарна послідовність;  $\{\Phi_p(t), p \in \mathbf{N}, t \in [pT, (p+1)T)\}$  – трансляційний базис у функційному просторі  $L^2(0, T)$ ;  $\{\alpha(n), n \in \mathbf{Z}\}$  – послідовність трансляційних стаціонарних компонент.

Зображення (2.13) адекватне імпульсним форматам сигналів і ефективно при моделюванні електричного зонд-сигналу полімеризації стоматологічного матеріалу у вигляді імпульсного ПКВП.

Запропонована математична модель є адекватною фізичній природі електричного зонд-сигналу та має засоби оцінювання його часово-фазової структури, що є необхідне для оцінювання динаміки стоматологічного процесу.

Для верифікації запропонованої математичної моделі та розроблення методу опрацювання необхідним є проведення експериментального відбору групи електричних зонд-сигналів.

## **2.7. Висновки до розділу 2**

Обґрунтовано вибір математичної моделі електричного зонд-сигналу у вигляді імпульсного періодично корельованого випадкового процесу, яка є адекватною як природі таких сигналів (врахування періодичності і випадковості) так і задачі визначення стану стоматологічного реставраційного матеріалу (врахування періодичності їх структури, випадковості та можливості оцінювання змін у часово-фазовій структурі таких сигналів).

Отже, викладений матеріал показує підсумок системного аналізу обґрунтування математичної моделі в межах концепції ланок МАПР-тріади: модель-алгоритм-програми (чи процесорна) реалізація та врахування фізичного (біологічного) механізму формування первинних даних. Це показує важливість застосування системного аналізу ситуації на всіх етапах, особливо при вивченні нових об'єктів досліджування, якими є, зокрема, енергоактивні системи з внутрішнім та зовнішнім активаторами. З особливою уважністю до адекватності моделі задачі дослідження на стадіях розвід-аналізу та верифікації, що є по суті сучасним вдосконаленим варіантом стародавнього способу «спроб та помилок».

## РОЗДІЛ 3

### ПЛАНУВАННЯ ПРОВЕДЕННЯ ЕКСПЕРИМЕНТУ ТА ПОПЕРЕДНЄ ОПРАЦЮВАННЯ ДАНИХ

Проведено обґрунтування структури та технічних характеристик системи відбору електричних зонд-сигналів. На основі обґрунтованої математичної моделі у вигляді імпульсного ПКВП розглянуто синфазний метод статистичного опрацювання таких сигналів та отримано нові вирази для числення статистичних оцінок їхніх характеристик.

Основні положення цього розділу опубліковані в працях [19, 20, 36 – 40, 102].

#### **3.1. Обґрунтування структури системи для відбору електричних зонд-сигналів**

Перед початком проведення експерименту необхідно провести його статистичне планування [83 – 91]. Воно передбачає таку організацію експериментальних досліджень, яка дасть можливість зібрати необхідні дані, використати для їх аналізу статистичні методи і зробити об'єктивні висновки. Схеми експерименту, відповідно, повинні включати наступні етапи [83 – 85]:

- формулювання задачі;
- вибір факторів і рівнів;
- вибір змінної відгуку;
- вибір плану експерименту;
- проведення експерименту;
- аналіз даних;
- висновки і рекомендації.

Перші етапи цієї схеми були розглянуті і проаналізовані в попередніх розділах. На даному етапі необхідно провести вибір схеми проведення відбору електричного зонд-сигналу та обґрунтувати характеристики технічних засобів, що в неї входять.

Як зазначалось у першому розділі роботи, міцність матеріалу, зокрема стоматологічного, корелює з часовими характеристиками процесу його полімеризації за однакових зовнішніх умов (температура, вологість, тиск, освітлення і т. ін.), тому зміна енергії відбитого електричного зонд-сигналу буде відповідати проходженню процесу полімеризації, а часові характеристики перебігу цього процесу визначатимуть кінцеву міцність матеріалу. Закон зміни інтенсивності відбитого випромінювання в процесі полімеризації стоматологічного матеріалу для трьох значень інтенсивності опромінювання зображено на рис. 3.1 [19].

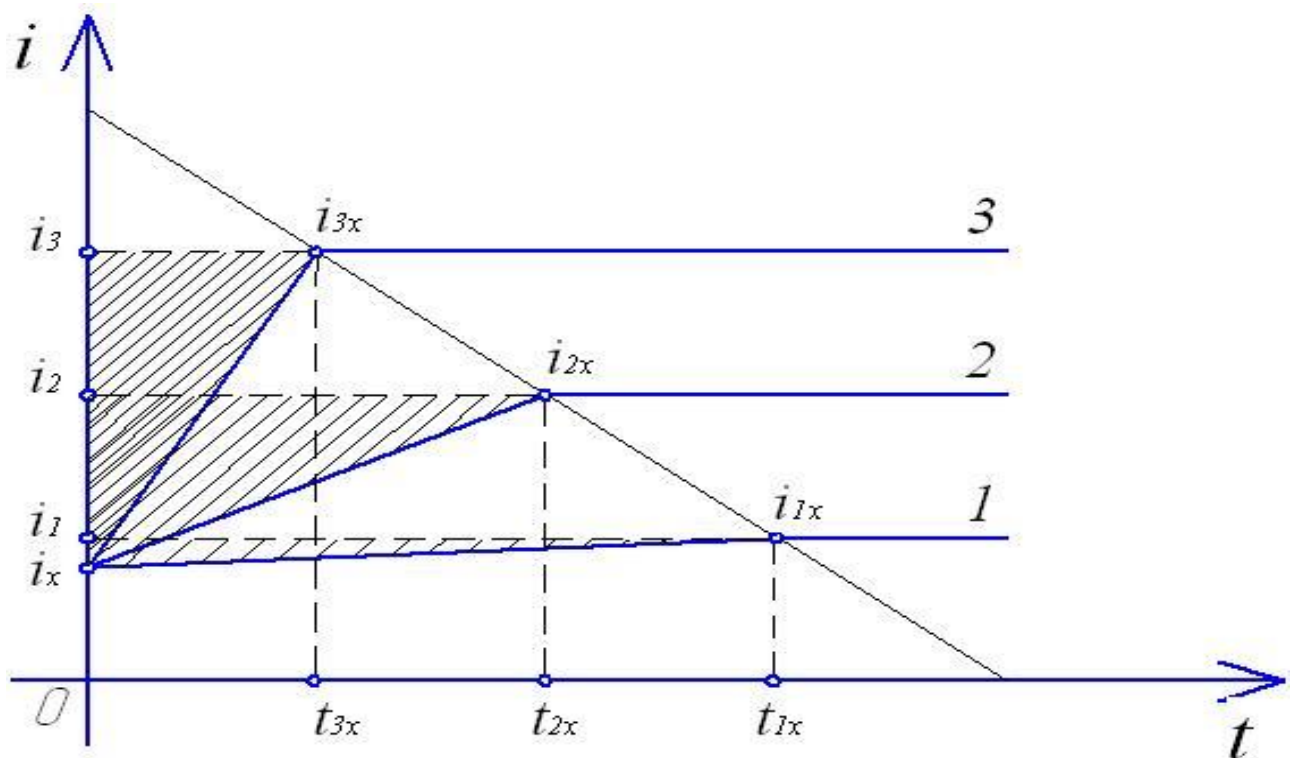


Рис. 3.1. Зміна інтенсивності падаючого та відбитого від стоматологічного матеріалу випромінювання в процесі його полімеризації

Криві 1, 2 та 3 відповідають трьом значенням інтенсивності опромінювання ( $i_1$ - $i_3$ ). Значення  $i_x$  відповідає мінімальній інтенсивності опромінювання стоматологічного матеріалу, при якій починається процес його полімеризації. Точки  $i_{1x}$ ,  $i_{2x}$ ,  $i_{3x}$  відображають завершення процесу полімеризації [19] (інтенсивність відбитого випромінювання рівна інтенсивності падаючого



опромінювання). Відрізки  $i_x i_1$ ,  $i_x i_2$ ,  $i_x i_3$  відображають зміну інтенсивності відбитого випромінювання в процесі полімеризації стоматологічного матеріалу. Точки  $t_{1x}$ - $t_{3x}$  відображують час завершення процесу полімеризації. Чим вища інтенсивність опромінювання ( $i_1$ ,  $i_2$ ,  $i_3$ ), тим менший час полімеризації, однак, потужність, витрачена на процес полімеризації, буде однаковою [19] (відповідно до рис. 3.1, площі трикутників іх  $i_1 i_{1x} = i_x i_2 i_{2x} = i_x i_3 i_{3x}$  є рівні).

Для оцінювання стоматологічного матеріалу запропоновано використати закон Бугера-Ламберта-Бера [19, 35, 42], за допомогою якого можна описати процес поширення ослабленого паралельного монохроматичного пучка світла із інтенсивністю  $I_0$  у поглинаючому середовищі товщиною  $l$  (рис. 3.2).

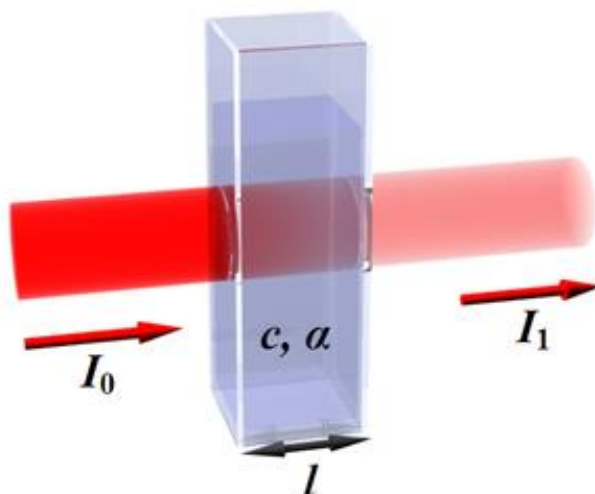


Рис. 3.2. Ілюстрація закону Бугера-Ламберта-Бера

Закон Бугера-Ламберта-Бера описується виразом [19]:

$$I(l) = I_0 e^{-k_\lambda l}, \quad (3.1)$$

де  $I_0$  – інтенсивність вхідного пучка;

$l$  – товщина шару речовини, через яке проходить світло;

$k_\lambda$  – коефіцієнт поглинання.

Для реєстрації електричного зонд-сигналу полімеризації матеріалу запропоновано структурну схему експерименту, яка зображена на рис. 3.3 [19].

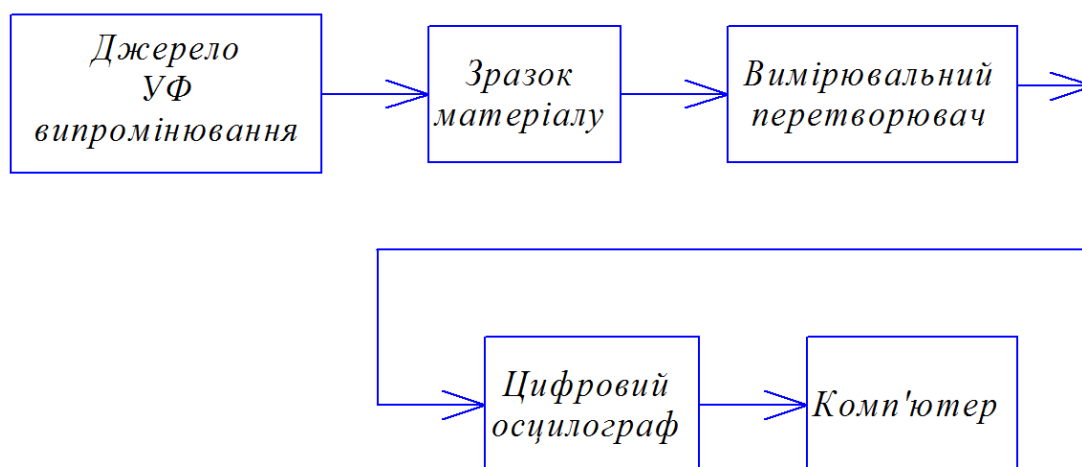


Рис. 3.3. Структурна схема експерименту реєстрації електричного зонд-сигналу

Відповідно до рис. 3.3, зразок матеріалу опромінюється УФ-випромінюванням, відбите світло перетворюється вимірвальним перетворювачем в електричний сигнал, який реєструється та оцифровується цифровим осцилографом. Оцифрований сигнал подається на комп'ютер, де і відбувається його опрацювання. Наближений вигляд зміни інтенсивності відбитого від стоматологічного матеріалу випромінювання в процесі його полімеризації при неперервному способі опромінення, наведено на рис. 3.4 [19].

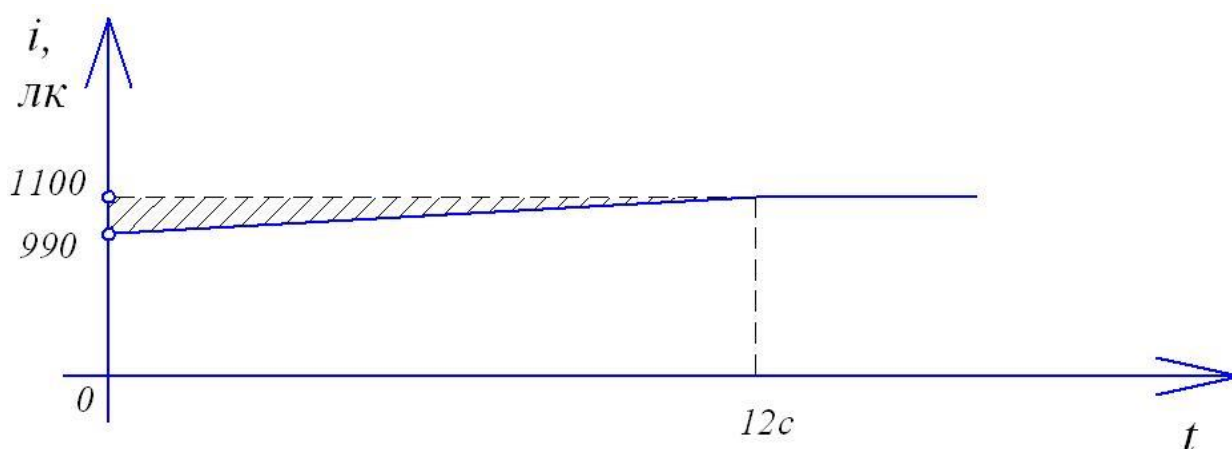


Рис. 3.4. Приклад експериментально отриманого сигналу, що характеризує процес полімеризації

В роботі для опромінення використано Woodpeker Led B (джерело опромінювання відповідає міжнародним стандартам: EN ISO 14971:2000+A1:2003, EN 980:2003/ISO 9687:1993, EN 1041:1998, EN 60601-1:1990+A1:1993+A2:1995+A13:1996, EN 60601-1:2001, EN 60601-1-2:2001, EN ISO 10993-1:2003, EN ISO 10993-5:1999, EN ISO 10993-10:2003+A1:2003, EN ISO 17664:2004, EN ISO 17665-1:2006, EN 60825-1:1994+A1:2002+A2:2001), для якого інтенсивність опромінення становить 1100 Лк і довжину хвилі 350-500 нм. При цьому встановлено, що в початковий момент часу (початку) опромінення, що буде відповідати і часу початку полімеризації, інтенсивність відбитого випромінювання становила 990 Лк. Після 12 с інтенсивність відбитого випромінювання зрівнялась з інтенсивністю падаючого (завершення процесу полімеризації [19]).



Рис. 3.5. Зовнішній вигляд приладу «Master-Lux»

Як вимірювальний перетворювач на цьому етапі використано прилад «Master-Lux», що призначений для контролю інтенсивності випромінювання ламп-фотополімеризаторів, що широко використовуються в стоматології. Прилад розділено контролює рівні синього світла та інфрачервоного випромінювання. Основними технічними характеристиками приладу є наступні:

- межі вимірювання синього світла..... $0+1500\text{мВт/см}^2$ ;
- межі вимірювання ІЧ випромінювання..... $0+150\text{мВт/см}^2$ ;
- діаметри використовуваних світлофільтрів..... $7+12\text{мм}$ ;
- живлення..... $9\text{В}, 1,5\text{мА}$ .

Також в першому розділі роботи обґрунтовано доцільність проведення опромінення стоматологічного матеріалу не неперервним а імпульсним УФ-випромінюванням із наступним відбором відбитого випромінювання, перетворенням його в зміну електричної напруги фотоелемента та наступним опрацюванням такого електричного зонд-сигналу.

На рис. 3.6. наведено схему установки для відбору електричного зонд-сигналу полімеризації матеріалу [36].

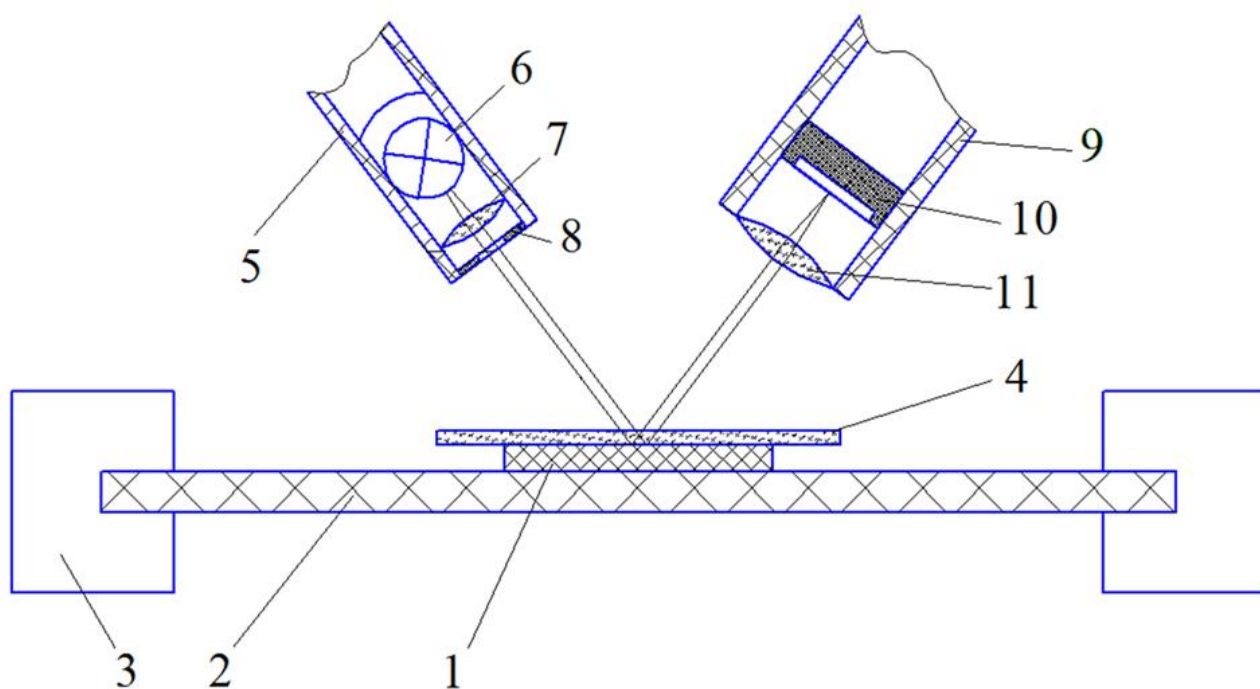


Рис. 3.6. Схема установки для відбору електричного зонд-сигналу полімеризації матеріалу

Відповідно до рис. 3.6, стоматологічний матеріал 1 (наноккомпозит відповідає міжнародним стандартам: ISO 9001, ISO 13485 CE Marked Products) наноситься на основу 2, що закріплена в штативі 3. зверху, для забезпечення рівномірного

розподілу матеріалу 1 по поверхні основи 2 використано лабораторне накривне скло 4, що використовується для просвітлюючих мікроскопів. Номером 5 позначено джерело ультрафіолетового випромінювання, що містить геліолампу 6, лінзу 7, призначену для створення паралельного пучка променів та діафрагму 8, призначену для виділення пучка променів заданої товщини. Джерело живлення лампи не показано. Номером 9 позначено напівпровідниковий фотодіод 10 та збиральну лінзу 11 [36, 40].

Відповідно до рис. 3.6. обґрунтовано структуру та параметри складових елементів системи для автоматизованого контролю часу експозиції стоматологічного матеріалу, що може бути реалізована у вигляді окремого модуля стоматологічних фотополімеризаторів для забезпечення можливості безпосереднього контролю часу експозиції композитного стоматологічного матеріалу і контролю якості одержаної пломби [38, 39].

Структура системи (рис. 3.7) включає такі елементи, як випромінювач (джерело-активатор УФ-випромінювання), джерело живлення випромінювача, приймач відбитого УФ-випромінювання – формувач електричного зонд-сигналу, фільтр низьких частот ФНЧ для усунення впливів від джерел зовнішнього освітлення, аналогово-цифровий перетворювач АЦП для оцифрування електричного зонд-сигналу та блок опрацювання оцифрованого електричного зонд-сигналу. Блок опрацювання формує сигнал керування блоком живлення випромінювача (вмикає його і вимикає після завершення необхідного часу експозиції [36]).



Рис. 3.7. Структурна схема системи відбору електричних зонд-сигналів

Обґрунтовано параметри структурних елементів системи відбору [20, 36, 89 – 97]. Для досліджень використано УФ лампу, що застосовується в фотополімеризаторах серії Woodpeker Led B, і має наступні параметри: інтенсивність теплового потоку в діапазоні від 12 до 20 мВт/см<sup>2</sup>, світловий потік має довжину хвилі 350-500нм., потужність світлового потоку знаходиться в межах від 850 до 1200мВт/см<sup>2</sup>, потужність випромінювача становить 8 Вт. Зовнішній вигляд лампи Woodpeker Led B зображено на рис. 3.7. при дотриманні правил експлуатації і обслуговування (при замірах приладом MASTER LUX було встановлено, що потужність світлового потоку від 900 до 1100 мВт/см, інтенсивність теплового потоку від 10 до 15 мВт/см<sup>2</sup> і світловий потік має довжину хвилі 400-500 нм).



Рис. 3.8. Фотополімерна-лампа (активатор опромінення Woodpeker Led B)

Для реєстрації випромінювання, відбитого від поверхні полімеризованого шару стоматологічного матеріалу, використано фотодіод (SMD) типу SR10SPD470-09, основними технічними параметрами якого є наступні: активна площа чутливого елемента –  $0,7 \text{ мм}^2$ , максимум чутливості припадає на довжину хвилі –  $470 \text{ нм}$ , спектральний діапазон –  $380\text{-}556 \text{ нм}$ , максимальний темновий струм при напрузі живлення  $+5 \text{ В}$  становить  $30 \text{ пА}$ , максимальна зворотна напруга –  $10 \text{ В}$ . На рис. 3.9. наведено графік залежності чутливості давача від довжини хвилі [36].

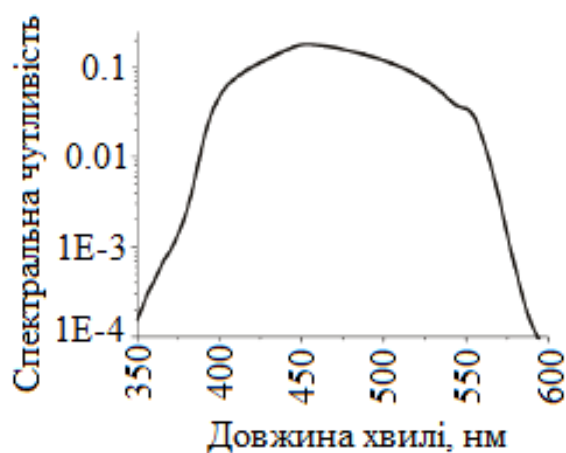


Рис. 3.9. Вигляд спектральної характеристики давача SR 10SPD470-09

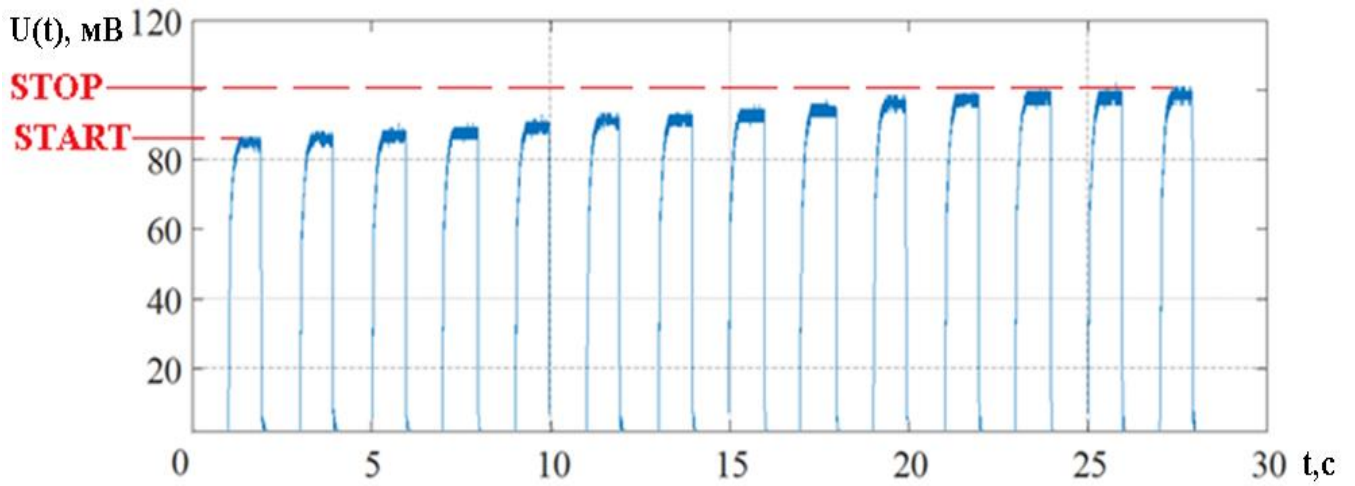
З рис. 3.9. видно, що давач може бути використаний в ролі чутливого елемента запропонованої вище системи для автоматизованого контролю часу експозиції композитного стоматологічного матеріалу, оскільки максимум його чутливості припадає на діапазон довжин хвиль роботи УФ-випромінювача фотополімеризатора Woodpeker Led B, а SMD-тип виконання корпуса давача дозволяє використати його як давача випромінювання, що може бути розміщений безпосередньо в одному корпусі (розмір давача 0.86 x 0.86 мм) з випромінювачем. На рис. 3.10. зображений зовнішній вигляд давача SR10SPD470-09.



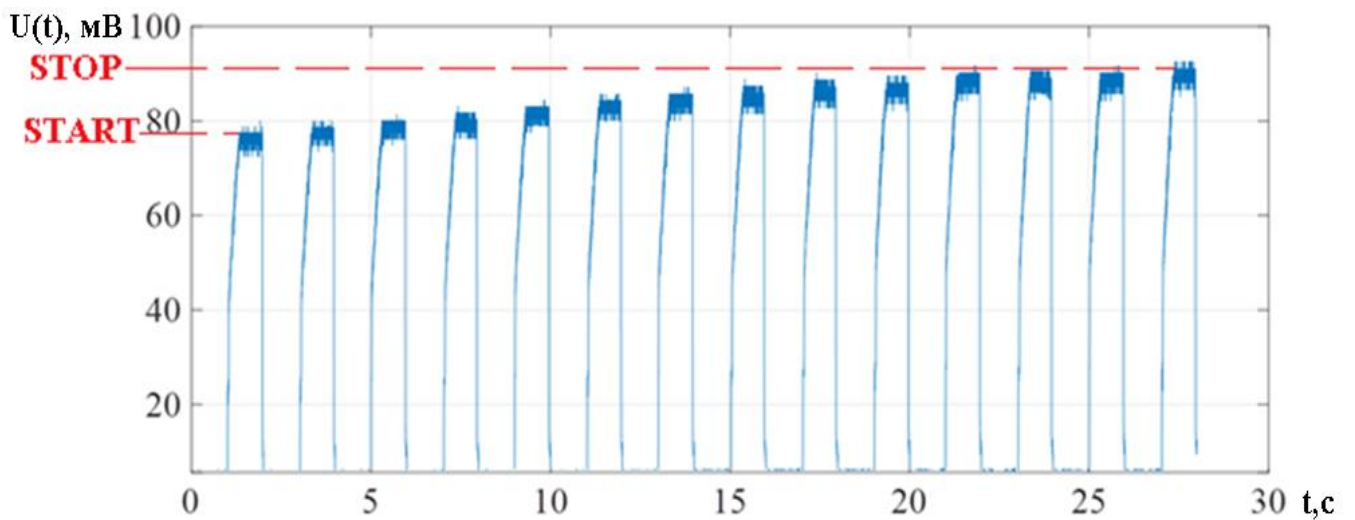
Рис. 3.10. Зовнішній вигляд давача SR10SPD470-09

Для оцифрування отриманого електричного зонд-сигналу використано АЦП цифрового осцилографа ATTEN ADS 1102 CAL (відповідає міжнародним стандартам: ISO-9001). При реєстрації сигналів частота дискретизації АЦП становила 5 кГц, розрядність – 8 біт. Опрацювання відібраних сигналів проводилось на персональному комп'ютері в середовищі Matlab. Приклади відібраних описаною вище системою реєстрограм електричних зонд-сигналів, що відібрані в процесі полімеризації одного і того ж зразка стоматологічного матеріалу з різною товщиною нанесення та без попередньої фільтрації, наведені на рис. 3.11 [20, 98 – 101].





а)



б)

Рис. 3.11. Приклад вибірок з експериментально зареєстрованих електричних зонд-сигналів

Наступним етапом роботи є опрацювання відібраних електричних зонд-сигналів [37, 87, 91, 92, 99 – 101]. На основі моделі сигналу у вигляді імпульсного періодично корельованого випадкового процесу виділяють наступні основні методи статистичного опрацювання – синфазний та компонентний. Розглянемо їх детальніше.

### 3.2. Методи статистичного опрацювання електричних зонд-сигналів в рамках енергетичної теорії стохастичних сигналів

На основі наведених в попередньому розділі властивостей електричних зонд-сигналів, математичної моделі у вигляді імпульсного періодично корельованого випадкового процесу та з врахуванням наведених в розділі 2 співвідношень можна виділити два основні методи оцінювання імовірнісних характеристик сигналу – компонентний та синфазний [58]. Синфазний метод виходить з того, що відліки значень електричного зонд-сигналу через період корельованості при різному виборі початку відліку (початкової фази)  $t_0 \in [0, T]$  утворюють стаціонарну ергодичну векторну випадкову послідовність  $\{\xi(t_0), t_0 \in [0, T]\}$ , де позначено  $\xi(t_0) \equiv \{\xi(t_0 + kT), k \in Z\}$ .

Синфазні відліки сигналу, тобто значення процесу  $\xi(t_0 + kT), k \in Z$ , в силу означення даного класу процесів володіють одною і тою ж статистикою другого порядку, так само як відліки сигналу – одною і тою ж повною статистикою [58, 59].

Тому за умови  $\hbar$ -ергодичності сигналу, а відповідно, ергодичності в звичайному сенсі послідовності  $\xi$ , справедливими будуть наступні статистики:

$$m^N(t_0) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} \xi(t_0 + kT), \quad (3.1)$$

$$b^N(t_0, u) = \frac{1}{N} \sum_{k=-N}^N \xi^0(t_0 + u + kT) \xi^0(t_0 + kT). \quad (3.2)$$

Компонентний метод виходить з того, що характеристики сигналу є періодичними функціями часу, а тому можуть бути представлені з допомогою розкладів типу рядів Фур'є:

$$\hat{m}(t) = \sum_{k \in Z} m_k e^{ik \frac{2\pi}{T} t}, \quad (3.3)$$

$$\hat{b}(t, u) = \sum_{k \in Z} B_k(u) e^{ik \frac{2\pi}{T} t}, \quad (3.4)$$

Коефіцієнти  $m_k$  та  $B_k$  розкладів (3.3) та (3.4), які називають також компонентами характеристик, знаходять за формулами:

$$\hat{m}_k = \frac{1}{T} \int_0^T m(t) e^{ik \frac{2\pi}{T} t} dt, \quad (3.5)$$

$$\hat{B}_k(u) = \frac{1}{T} \int_0^T b(t, u) e^{ik \frac{2\pi}{T} t} dt, \quad (3.6)$$

При обчисленні величини (3.5) та (3.6) на різних відрізках довжиною  $T : [(j-1)T + t_0, jT + t_0]$ . В праці [58] враховуються їх можливі флуктуації та проводиться усереднення отриманих значень. Власне таке усереднення зводиться до усереднення по періодах досліджуваної функції. Виходячи з цього можна вибрати за статистики для знаходження оцінок компонентів імовірнісних характеристик сигналу, записаних у формі (3.5) та (3.6), вирази:

$$\hat{m}_k = \frac{1}{\theta} \int_0^\theta \xi(t) e^{-ik \frac{2\pi}{T} t} dt, \quad (3.7)$$

$$\hat{b}_k = \frac{1}{\theta} \int_0^\theta \xi(t+u) \xi(t) e^{-ik \frac{2\pi}{T} t} dt, \quad (3.8)$$

їх математичні сподівання отримуються з формул (3.5) та (3.6), тобто  $M \hat{m}_k = m_k$  та  $M \hat{B}_k(u) = B_k(u)$ , відповідно ці оцінки є незміщеними. А тоді незміщені компонентні оцінки характеристик сигналу можуть бути записані у вигляді:

$$\hat{m} = \sum_{l \in Z} \hat{m}_k e^{ik \frac{2\pi}{T} t}; \quad (3.9)$$

$$\hat{b}(t, u) = \sum_{k \in Z} \hat{B}_k(u) e^{ik \frac{2\pi}{T} t}. \quad (3.10)$$

Оцінки  $\hat{m}(t)$  математичного сподівання, кореляційної функції  $\hat{b}(t, u)$  та її компонент  $\hat{B}_k(u)$  є випадковими функціями своїх аргументів, а коефіцієнти  $\hat{m}_k(t)$  розкладу  $m(t)$  в ряд Фур'є – випадковими величинами.

Цілком логічно виникає запитання про близькість цих оцінок ( $\hat{B}$ ) до відповідних їм імовірнісних характеристик.

При вивченні властивостей оцінок найбільший інтерес представляє зміщення оцінки

$$\xi_{\hat{B}} = M\hat{B} - B.$$

Дисперсія

$$D_{\hat{B}} = M[\hat{B} - m_{\hat{B}}]^2,$$

та коваріаційна функція

$$B_{\hat{B}}(u_1, u_2) = M \left[ \hat{B}(u_1) - m_{\hat{B}}(u_1) \right] \left[ \hat{B}(u_2) - m_{\hat{B}}(u_2) \right].$$

Найкращими будуть незміщені (з нульовим зсувом) оцінки з найменшою дисперсією та некорельованими значеннями.

В дослідженнях застосовано синфазний метод опрацювання.

### 3.3. Обґрунтування методу опрацювання електричних зонд-сигналів та алгоритму його реалізації

Відповідно до пункту 3.2, послідовність операцій реалізації синфазного методу опрацювання електричних зонд-сигналів можна зобразити у вигляді блок-схеми, що зображена на рис. 3.12 [20, 86, 88, 91, 102 – 108].

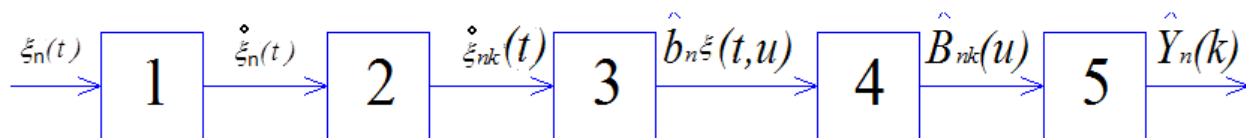


Рис. 3.12. Блок-схема алгоритму електричних зонд-сигналів синфазним методом

Відповідно до рис. 3.12, блок 1 описує центрування дискретної послідовності  $\xi_n(t)$  електричного зонд-сигналу:  $\xi_n^0(t) = \xi_n(t) - m_{n\xi}(t)$ , де  $\xi_n^0(t)$  – центроване значення дискретної послідовності електричного зонд-сигналу,  $n=0,1,2,3,\dots$ , блок 2 – формування стаціонарних компонент  $\xi_{nk}^0(t)$ , де  $k$  – номер компоненти, блок 3 – числення оцінки кореляції  $\hat{b}_{n\xi}(t, u)$  між стаціонарними компонентами з урахуванням часових  $u$  та періодичних  $T$  зсувів, блок 4 – обчислення оцінок

кореляційних компонент  $\hat{B}_k(u)$  та блок 5 – оцінювання кореляційних компонент  $\hat{Y}_n(k)$  [102].

Наступним етапом досліджень є опрацювання електричних зонд-сигналів синфазним методом, проведення аналізу та фізичної інтерпретації одержаних результатів.

### **3.4. Висновки до розділу 3**

Розроблена структура системи для автоматизованого контролю часу композитного стоматологічного матеріалу та може бути використана, як складова частина сучасних стоматологічних фотополімеризаційних опромінювачів, а обґрунтовані параметри структурних елементів цієї системи є оптимальними для задач відбору та опрацювання електричних зонд-сигналів, як з точки зору збереження інформативної структури сигналів, так і з точки зору зменшення похибок, що можуть виникати під-час відбору.

Обґрунтовано параметри та складові елементи системи для автоматизованого контролю часу експозиції стоматологічного матеріалу, що може бути реалізована у вигляді окремого модуля стоматологічних фото полімеризаторів для забезпечення можливості безпосереднього контролю часу експозиції композитного стоматологічного матеріалу і контролю якості одержаної пломби.

## РОЗДІЛ 4

### ВЕРИФІКАЦІЯ МОДЕЛІ ЕЛЕКТРИЧНОГО ЗОНД-СИГНАЛУ У ВИГЛЯДІ ІМПУЛЬСНОГО ПЕРІОДИЧНО КОРЕЛЬОВАНОГО ВИПАДКОВОГО ПРОЦЕСУ ТА КОМП'ЮТЕРНЕ ІМІТАЦІЙНЕ МОДЕЛЮВАННЯ

В розділі наведено результати опрацювання електричного зонд-сигналу, відібраного за допомогою описаної системи реєстрації, змодифікованим синфазним методом. Розроблено комп'ютерну імітаційну модель електричного зонд-сигналу на базі обґрунтованої математичної моделі у вигляді періодично корельованої випадкової послідовності. Результати аналізу ймовірнісних характеристик імітаційної моделі підтвердили коректність комп'ютерного імітаційного моделювання (відповідність обчислених оцінок з імітованого та експериментально відібраного сигналу), що в свою чергу, стало підставою для верифікації вибраної у розділі 2 математичної моделі електричного зонд-сигналу.

Основні положення цього розділу опубліковані в працях [20, 117].

#### **4.1. Критерій визначення часового моменту закінчення процесу полімеризації стоматологічного матеріалу**

Для встановлення моменту часу закінчення процесу полімеризації стоматологічного матеріалу необхідно обґрунтувати критерій, який був би чутливим до зміни форми вершин імпульсів електричного зонд-сигналу та дає можливість встановлення моменту часу появи імпульсів з мінімальною зміною їхніх енергетичних параметрів при закінченні процесу полімеризації в порівнянні із імпульсами, що відібрані в процесі полімеризації. Для цього, припускаючи, що електричний зонд-сигнал є кусково-стаціонарним випадковим процесом [58, 59, 109 – 116] (що є частковим випадком імпульсного ПКВП) в межах кожного окремо взятого періоду, запропоновано провести оцінювання статистик сигналу в межах інтервалу часу, який рівний періоду сигналу – в межах кожного вікна. При цьому вікно транслюється в часі на постійну величину, що рівна періоду сигналу (тобто,

наступне і попереднє вікно не перекриваються). На рис. 4.1 наведено вигляд реалізації електричного зонд-сигналу та переміщення ковзного вікна по ньому. При цьому,  $T_1, T_2, T_3, \dots, T_n$  позначено 1,2,3,...n-не вікно, в межах якого проводиться опрацювання сигналу[117].

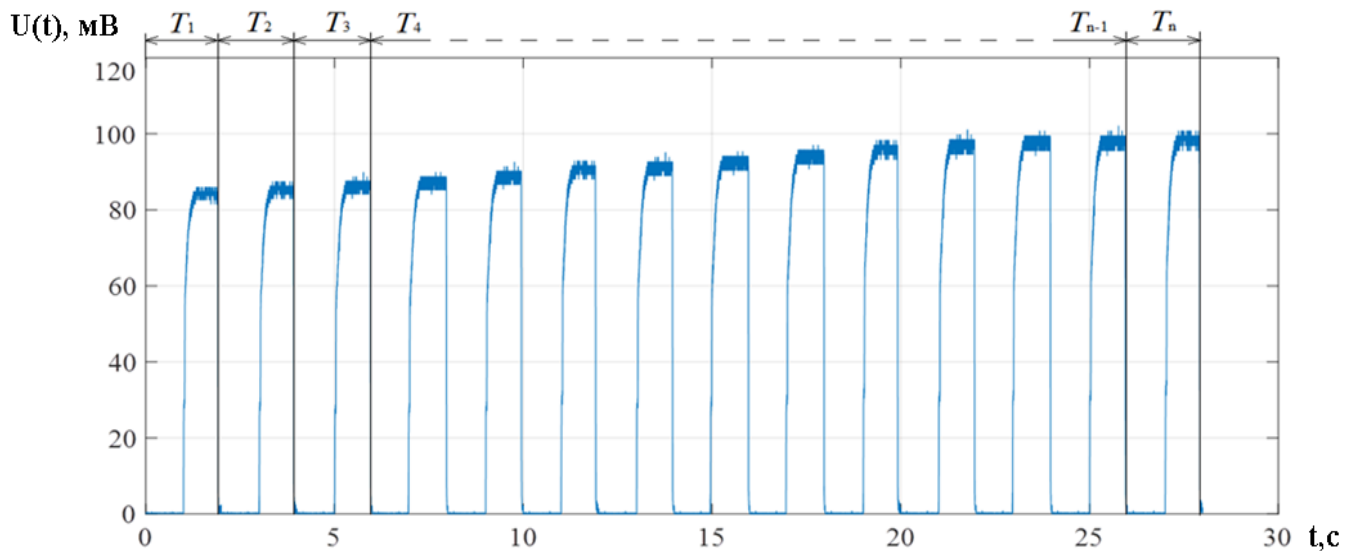


Рис. 4.1. Вигляд реалізації електричного зонд-сигналу та переміщення ковзного вікна

Припущено, що на ділянці електричного зонд-сигналу, що відповідає процесу полімеризації стоматологічного матеріалу, оцінки статистик обчислені в межах попереднього та наступного вікна будуть суттєво різнитись між собою, тоді як на ділянках сигналу, що відповідають завершенню процесу полімеризації, ці оцінки будуть різнитись між собою незначно.

Для обґрунтування критерію встановлення моменту часу завершення процесу полімеризації стоматологічного матеріалу було проведено обчислення оцінок максимального значення, математичного сподівання та дисперсії електричного зонд-сигналу в межах ковзного вікна. Значення цих оцінок занесені в таблицю 4.1.

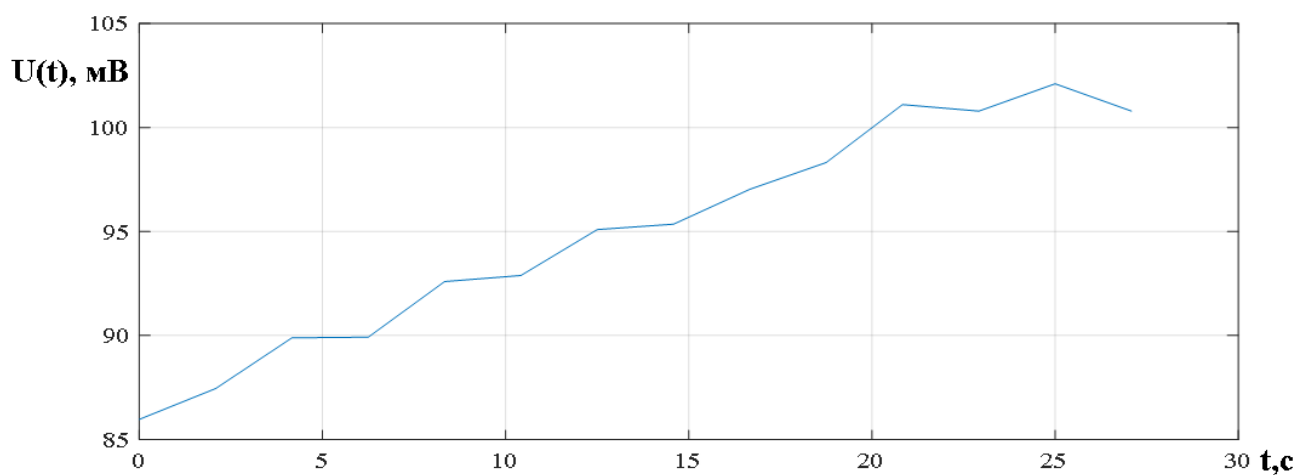


Таблиця 4.1

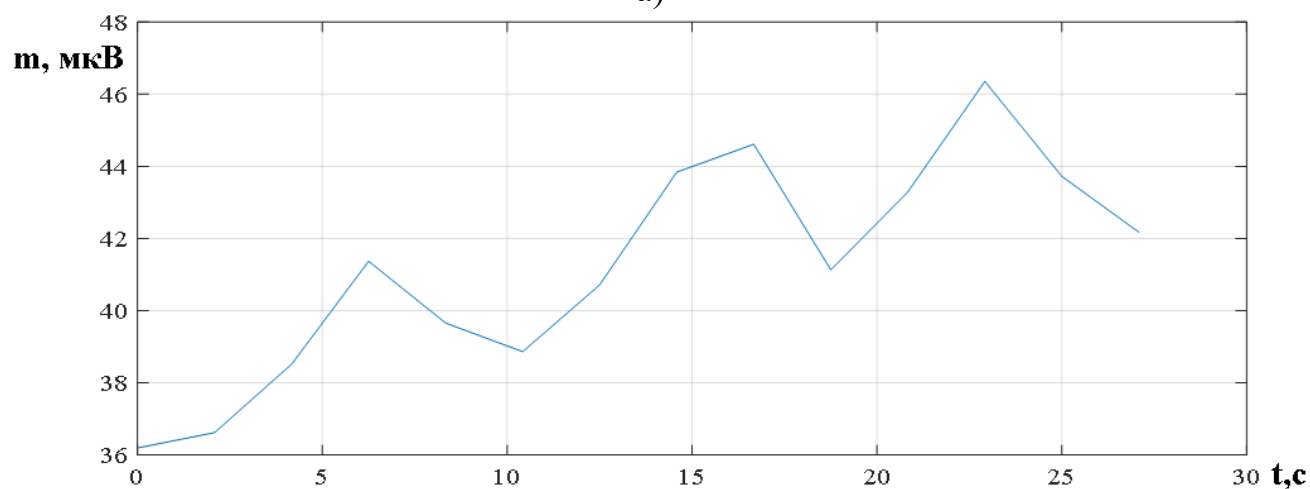
Значення оцінок електричного зонд-сигналу, обчислені в межах ковзного вікна

№ КОВЗНОГО ВІКНА	Параметр, що обчислюється в межах ковзного вікна		
	Максимальне значення $\max(\xi_n)$	Математичне сподівання $m(\xi_n)$	Дисперсія $d(\xi_n)$
1	85.9680	36.1915	$1.6183 \cdot 10^3$
2	87.4500	36.6173	$1.6585 \cdot 10^3$
3	89.8888	38.5127	$1.7054 \cdot 10^3$
4	89.9200	41.3688	$1.7588 \cdot 10^3$
5	92.5915	39.6553	$1.8105 \cdot 10^3$
6	92.8840	38.8626	$1.8730 \cdot 10^3$
7	95.0940	40.7133	$1.9107 \cdot 10^3$
8	95.3540	43.8397	$1.9800 \cdot 10^3$
9	97.0336	44.6128	$2.0502 \cdot 10^3$
10	98.3180	41.1300	$2.0988 \cdot 10^3$
11	101.1000	43.2886	$2.1589 \cdot 10^3$
12	100.7880	46.3542	$2.2103 \cdot 10^3$
13	102.1010	43.7212	$2.2014 \cdot 10^3$
14	100.7880	42.1741	$2.2045 \cdot 10^3$

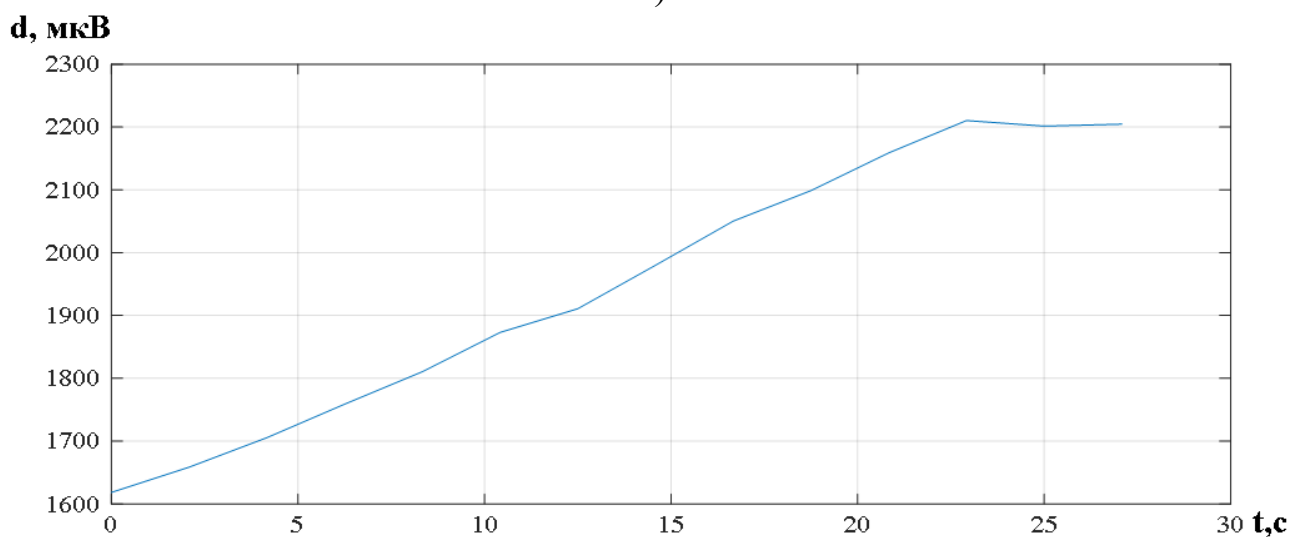
На рис. 4.2 наведено криві, що відображають зміну значень наведених в таблиці 4.1 оцінок електричного зонд-сигналу в часі, який відповідає часу протікання процесу полімеризації стоматологічного матеріалу (рис. 4.1).



а)



б)



в)

Рис. 4.2. Криві, що відображають зміну максимального значення (а), математичного сподівання (б) та дисперсії (в) електричного зонд-сигналу в межах ковзного вікна, що відкладені на осі часу протікання процесу полімеризації стоматологічного матеріалу

З рис. 4.2 видно, що в часовому інтервалі 23–28 с, що відповідає завершенню процесу полімеризації, крива зміни дисперсії є практично лінійною із невеликою зміною значень, а на інтервалі 0–23 с, що відповідає процесу полімеризації, ця крива є практично рівномірною із значною зміною значень.

На рис. 4.3 наведено співставлення реалізації електричного зонд-сигналу (рис. 4.1) та обчислених із неї оцінок дисперсії із використанням ковзного вікна. Вертикальною лінією в момент часу  $t_{STOP}$  позначено часовий момент закінчення процесу полімеризації стоматологічного матеріалу, що відповідає початку лінійної ділянки кривої зміни дисперсії із невеликою зміною її значень.

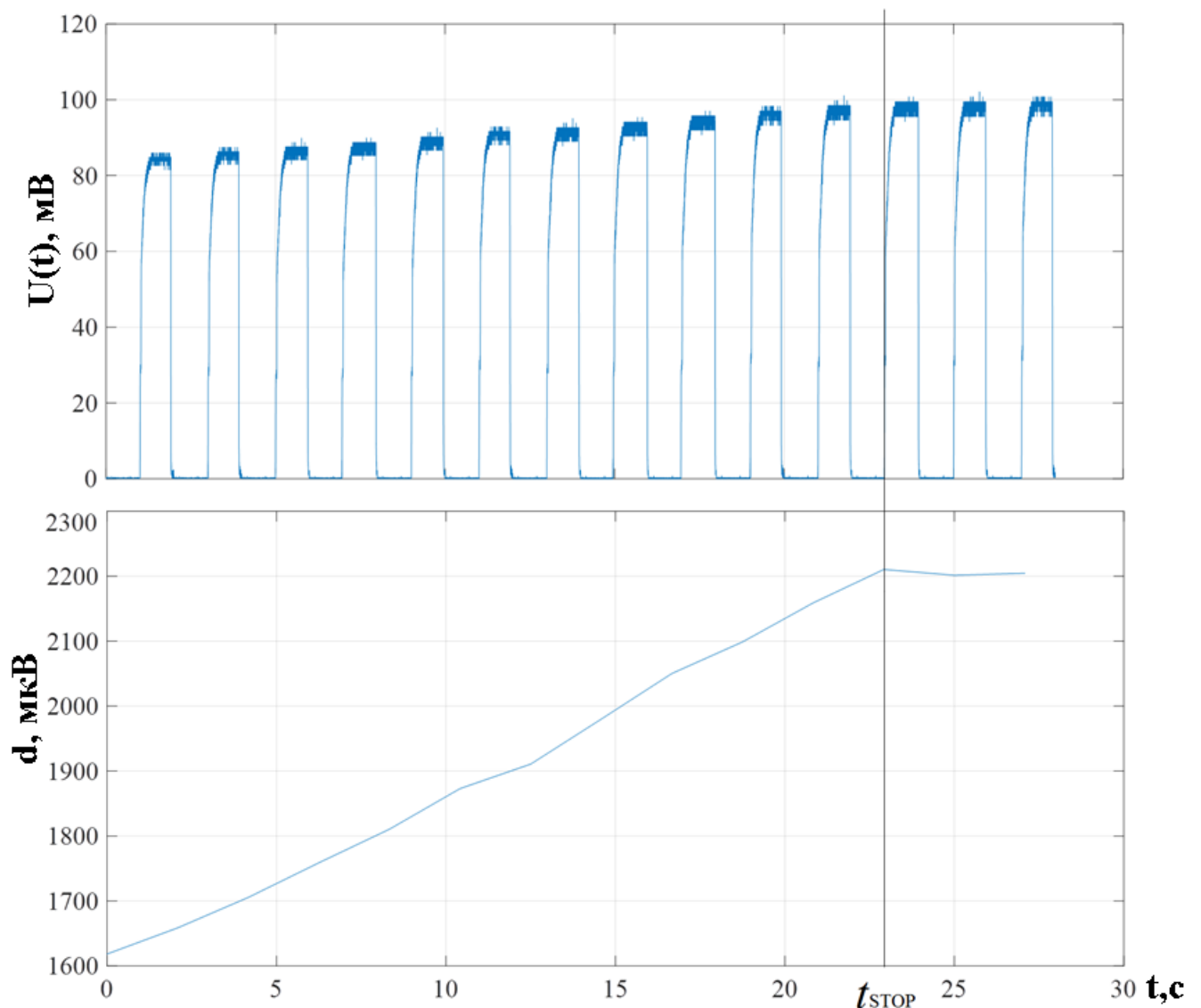


Рис. 4.3. Співставлення реалізації електричного зонд-сигналу та обчислених із неї оцінок дисперсії із використанням ковзного вікна

Для встановлення часового моменту закінчення процесу полімеризації стоматологічного матеріалу запропоновано провести обчислення різниці між значеннями оцінок дисперсії електричного зонд-сигналу, що обчислені в межах наступного та попереднього вікна. На рис. 4.4  $d_1-d_{14}$  позначено значення оцінок дисперсії електричного зонд-сигналу, що обчислені в межах 14-ти трансляцій ковзного вікна,  $\Delta I-\Delta I3$  – значення різниць між наступним та попереднім значеннями оцінок дисперсії.

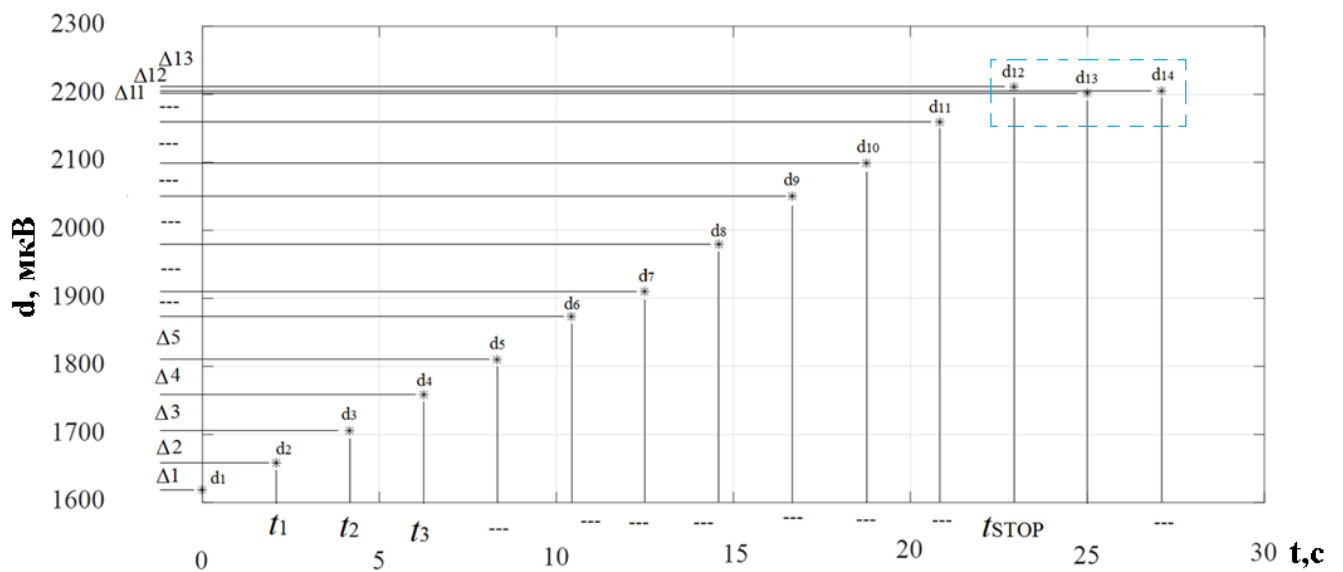


Рис. 4.4. Оцінювання різниці між значеннями дисперсії електричного зонд-сигналу, що обчислені в межах наступного та попереднього ковзного вікна

Виявлено, що на ділянках електричного зонд-сигналу, що відповідають процесу полімеризації стоматологічного матеріалу, різниця між значеннями дисперсії  $\Delta$  полімеризація становлять:

$$\Delta_{\text{полімеризація}} = (55 \pm 10\%) \text{ мкВ},$$

а на ділянках, що відповідають завершенню процесу полімеризації стоматологічного матеріалу, ця різниця  $\Delta_{\text{STOP}}$  становить:

$$\Delta_{STOP} = (6 \pm 10\%) \text{ мкВ.}$$

Оскільки  $\Delta_{\text{полімеризація}}$  та  $\Delta_{STOP}$  відрізняються майже на порядок, значення  $\Delta$ , що може бути означене як варіація оцінок дисперсії електричного зонд-сигналу в межах ковзного вікна, є чутливим до зміни стану стоматологічного процесу – полімеризації стоматологічного матеріалу та закінчення цього процесу, та може бути використане як критерій встановлення часового моменту закінчення процесу полімеризації.

Однак, значення  $\Delta$  можуть відрізнитись від фактичних знань внаслідок впливів на процес відбору електричних зонд-сигналів зовнішніх суб'єктивних факторів, таких, як зміна кута опромінення стоматологічного матеріалу в процесі його полімеризації через мимовільні рухи рук стоматолога, зміна величини фонового освітлення тощо. Для усунення цих недоліків необхідним є паралельне оцінювання динаміки стоматологічного процесу за результатами опрацювання електричних зонд-сигналів змодифікованим синфазним методом.

#### **4.2. Програмна реалізація алгоритму опрацювання електричного зонд-сигналу базучись на даній моделі імпульсного періодично корельованого випадкового процесу**

Описаний в підрозділі 3.12 алгоритм змодифікованого синфазного методу опрацювання електричного зонд-сигналу було реалізовано в середовищі Matlab [104, 109, 118 – 120].

Програмна реалізація синфазного методу наведена в Додатку Б. Блок-схема її має вигляд, зображений на рис. 4.5.

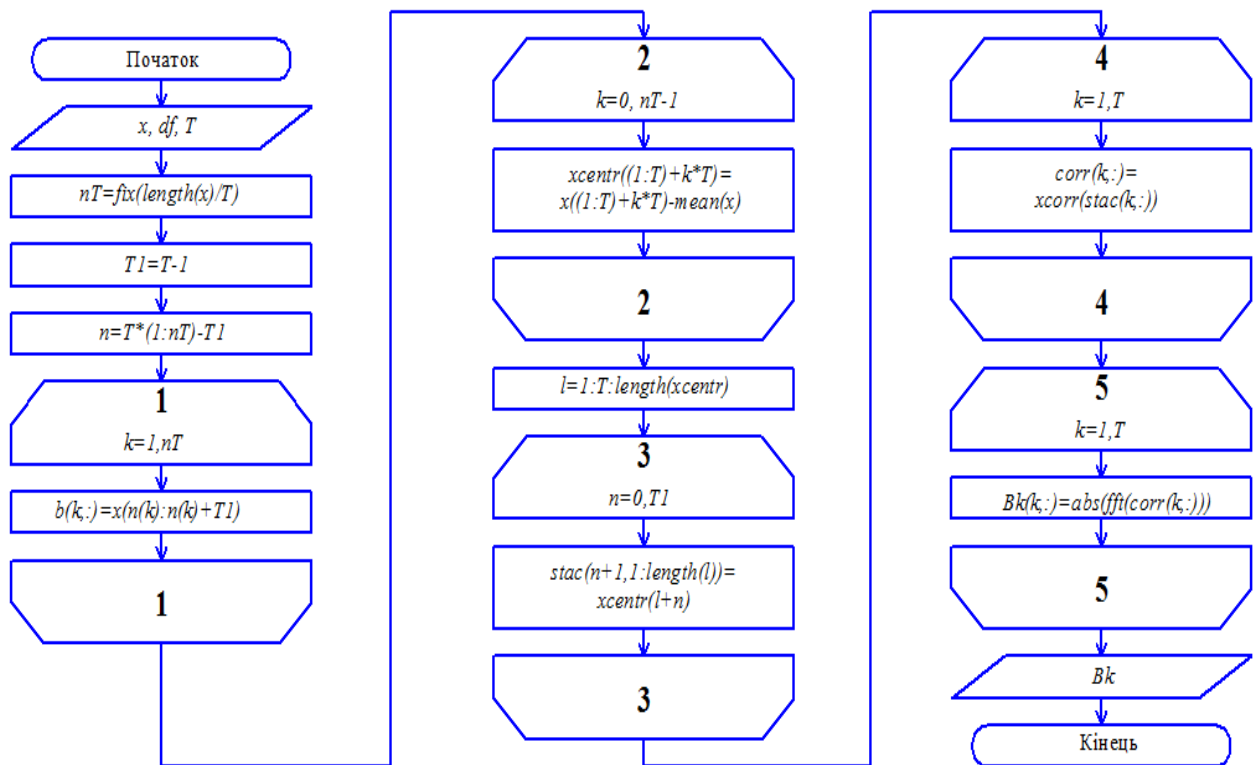


Рис. 4.5. Блок-схема програмної реалізації алгоритму синфазного методу опрацювання електричного зонд-сигналу

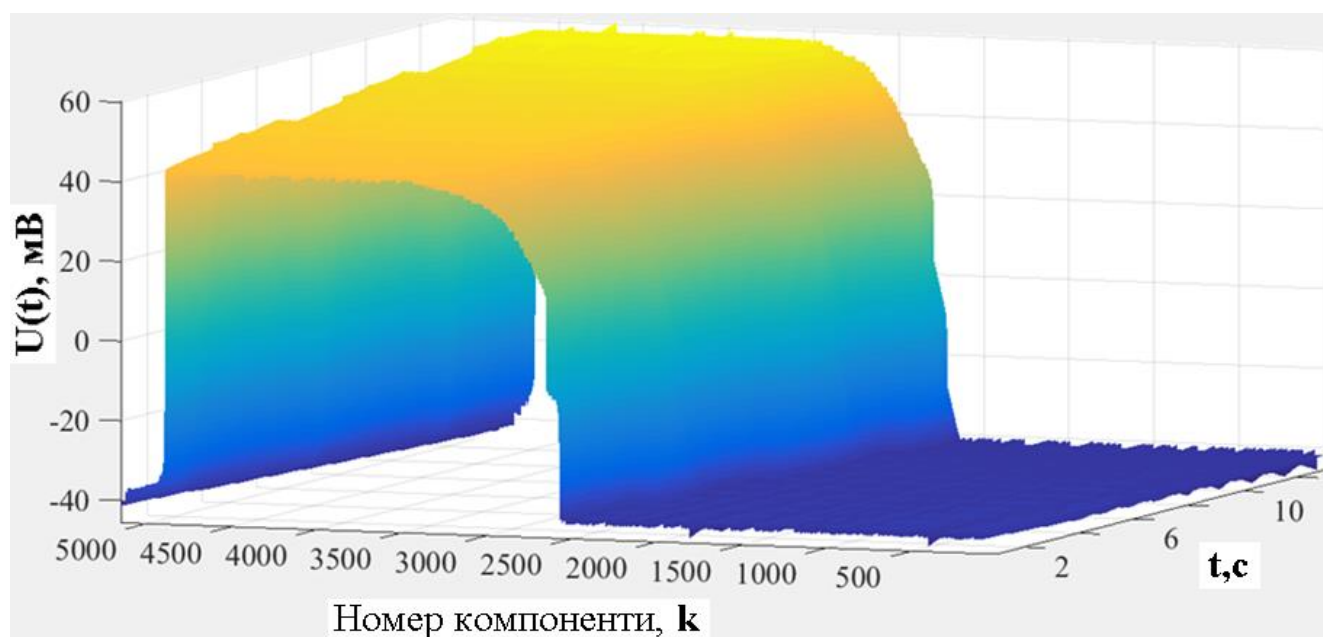
Відповідно до рис. 4.5, вхідний електричного зонд-сигналу – послідовність випадкових значень реалізації сигналу, присвоюється змінній  $x$ .  $df$  – значення частоти дискретизації сигналу.  $T$  – період корельованості, що рівний числу відліків за один період електричного зонд-сигналу. Наступними етапами є:

- формування ансамблю реалізації  $b(K \times N)$ , де  $K$  – номер ансамблю,  $N$  – номер відліку  $K$ -го ансамблю, та числення математичного сподівання  $m$ ;
- віднімання на кожному періоді послідовності  $x$  оцінки математичного сподівання  $m$ ;
- формування послідовностей стаціонарних компонент  $stac(k,:)$ ;
- числення кореляційних компонент  $corr(k,:)$ ;
- числення спектральних компонент  $Bk(k,:)$  виконанням перетворення Фур'є від кореляційних компонент.

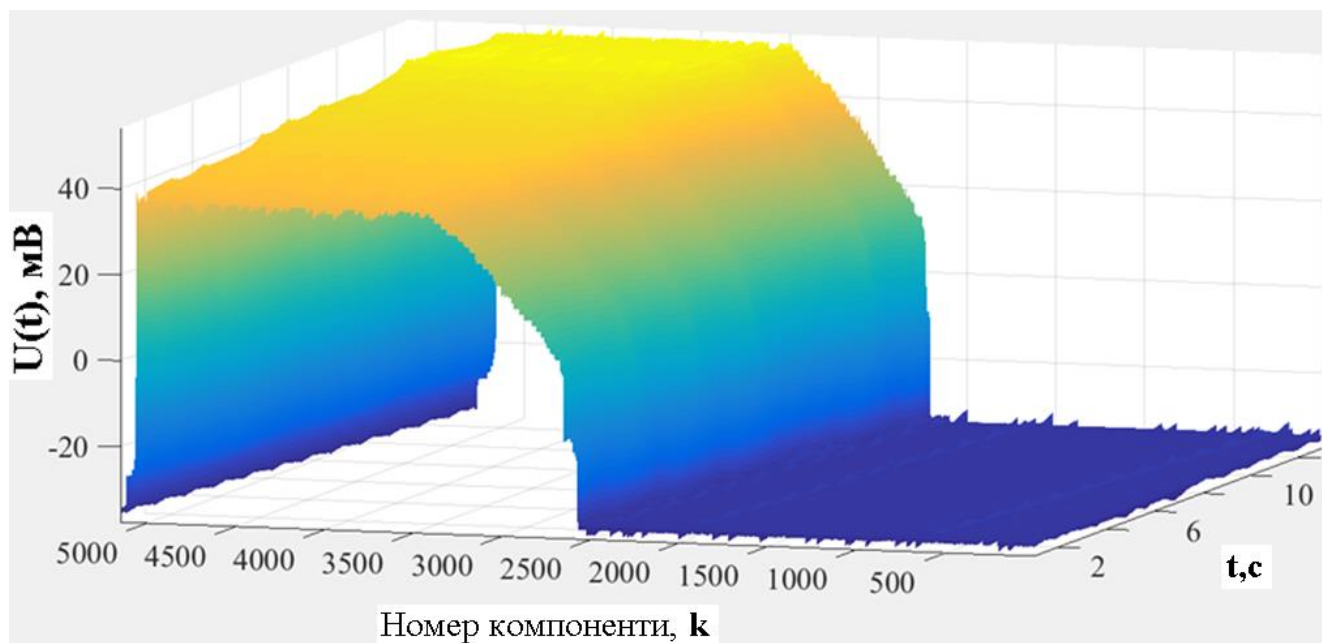
### 4.3. Результати комп'ютерного опрацювання електричного зонд-сигналу модифікованим синфазним методом

Засобами розробленого програмного забезпечення проведено опрацювання окремих реалізацій електричного зонд-сигналу (рис. 3.11.), відібраних під час полімеризації стоматологічного матеріалу за допомогою установки, структурна схема якої наведена на рис. 3.6 При цьому, значення частоти дискретизації становило 5 кГц (стандартна частота дискретизації використаного цифрового осцилографа).

Із реалізацій експериментально відібраного електричного зонд-сигналу, вигляд якого наведено на рис. 3.11, сформовано стаціонарні компоненти, оцінки яких наведено [20] на рис. 4.6.



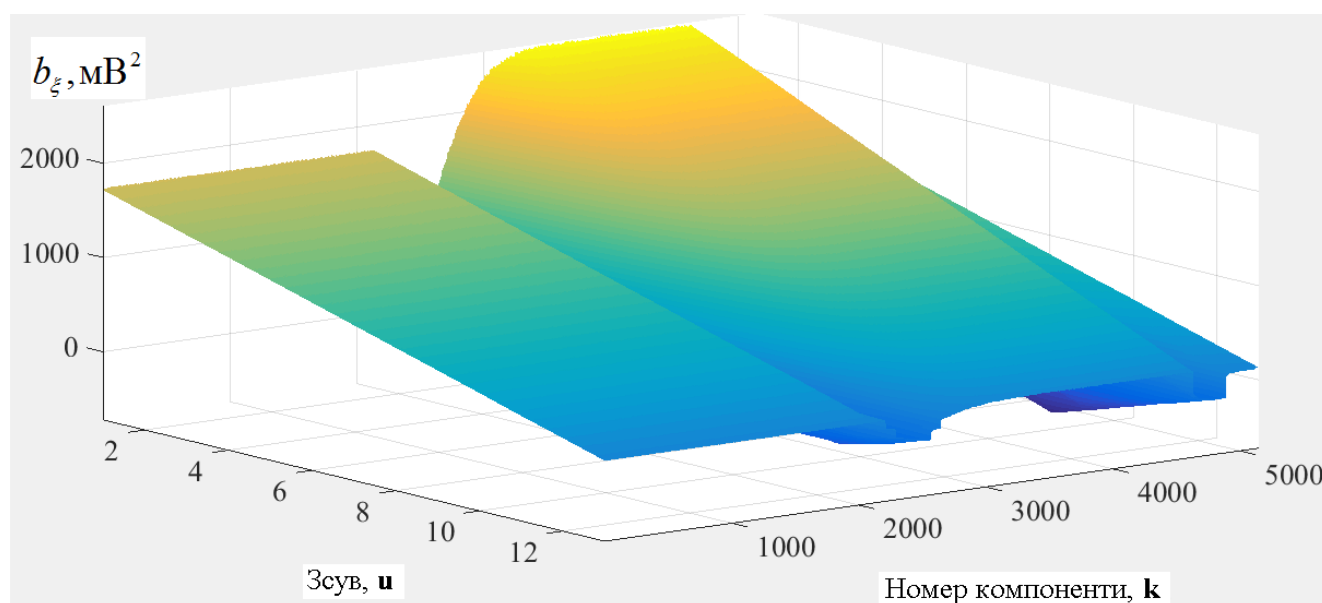
а)



б)

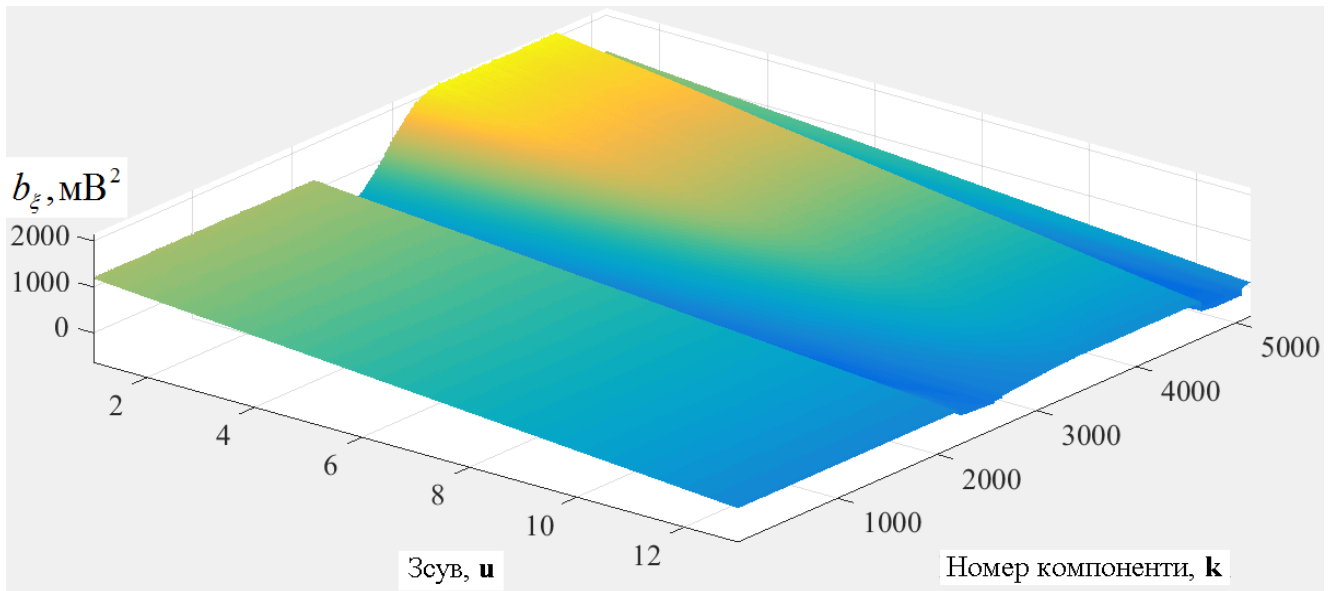
Рис. 4.6. Реалізації стаціонарних компонент, обчислені для реєстрограм електричного зонд-сигналу, зображених на рис. 3.10

Основною імовірнісною характеристикою електричного зонд-сигналу, яка відображає розподіл потужності центрованих сигналів, є кореляційна функція. Тому, проведено обчислення оцінок кореляційної функції  $b(t,u)$ , що наведені на [20] рис. 4.7.



а)

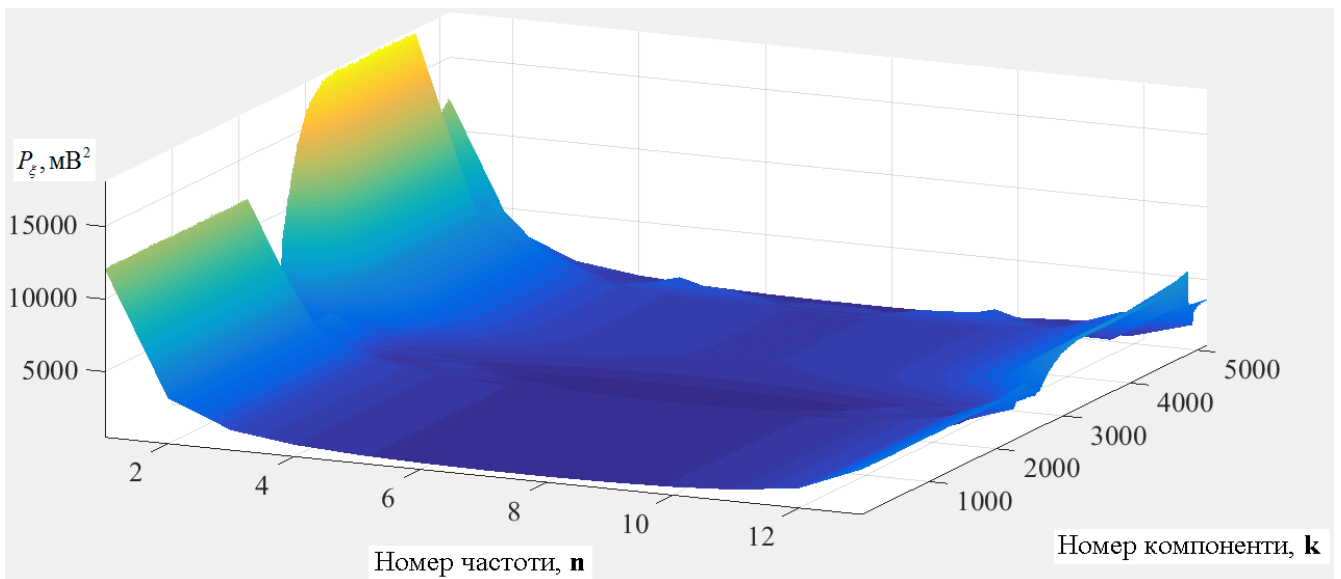




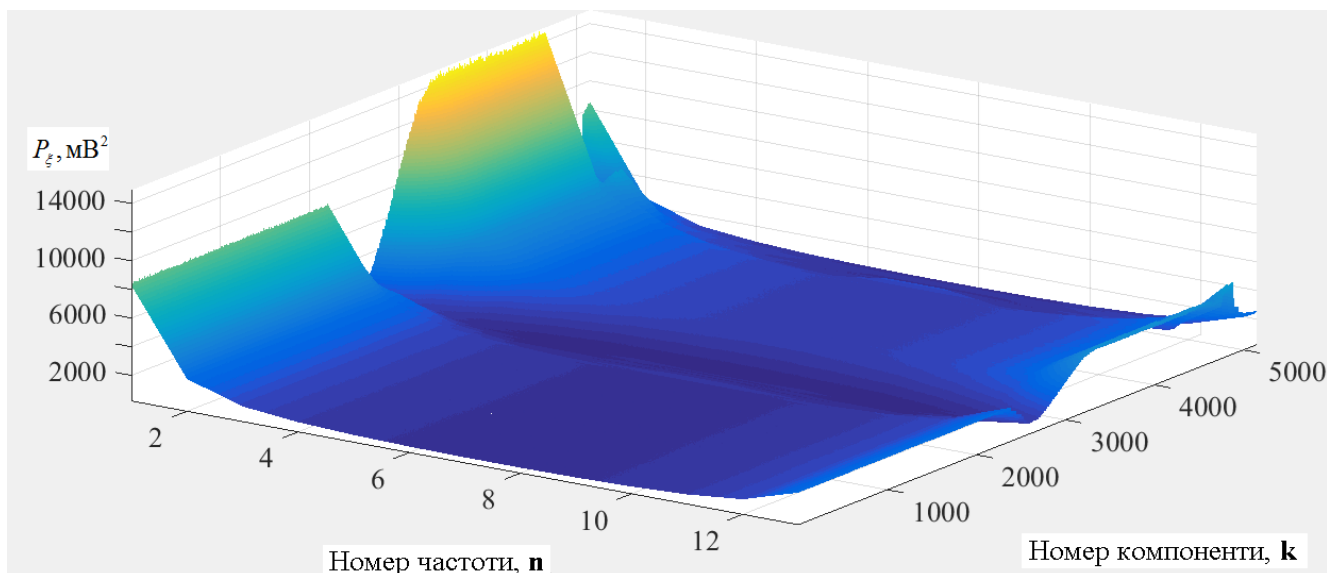
б)

Рис. 4.7. Оцінки кореляційних функцій стаціонарних компонент (рис. 4.6)

Для отриманих оцінок кореляційних функцій почислено оцінки кореляційних компонент (рис. 4.8). Кореляційні компоненти показують зв'язок між стаціонарними компонентами, і відповідно часову мінливість сигналу. Зміна енергії електричного зонд-сигналу в часі внаслідок зміни процесу полімеризації через зовнішні та внутрішні фактори відобразиться у вигляді зміни рельєфності кореляційних компонент, за ознаками якої можна судити про часові моменти початку і кінця процесу полімеризації [20].



а)



б)

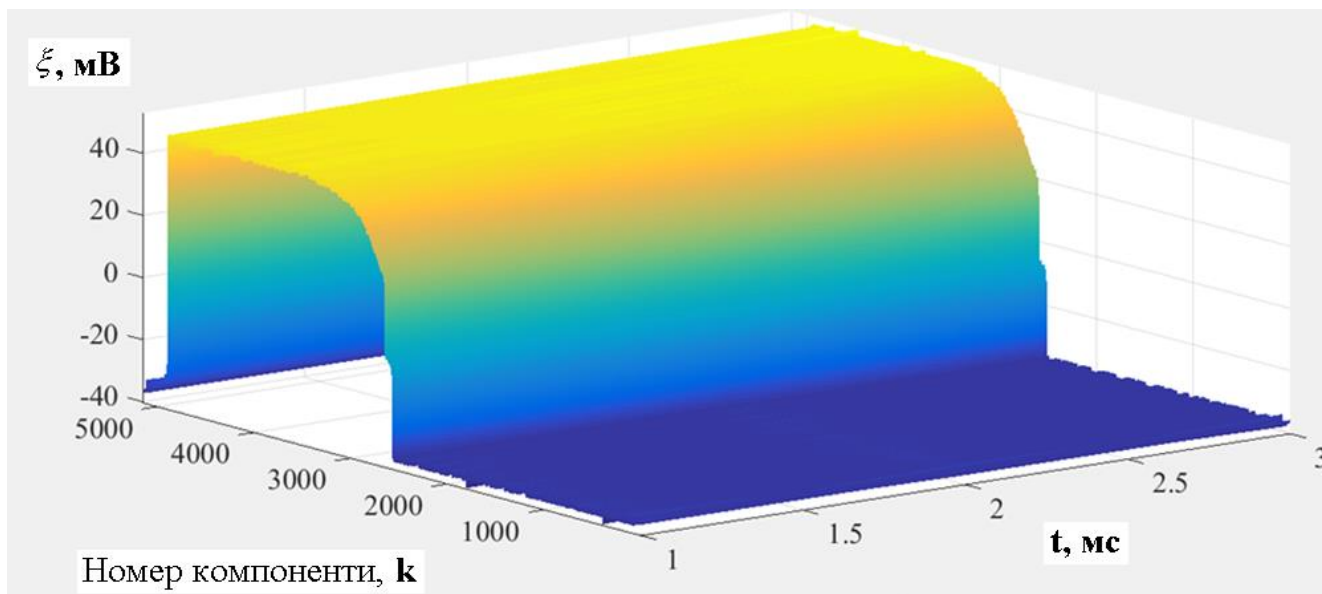
Рис. 4.8. Оцінки кореляційних компонент, почислені від реалізацій кореляційних функцій (рис. 4.7)

Отже, дослідивши електричний зонд-сигнал змодифікованим синфазним методом, отримано інформативні ознаки сигналу (кореляційні компоненти) (рис. 4.8), які є інваріантними у часі, і поряд з тим виявляють локалізацію розподілу потужності сигналу на певних частотах. Отримані інваріанти показують однорідність властивостей сигналу, і поряд з тим зміни, за характером і значеннями яких можна оцінити динаміку процесу полімеризації стоматологічного реставраційного матеріалу [20].

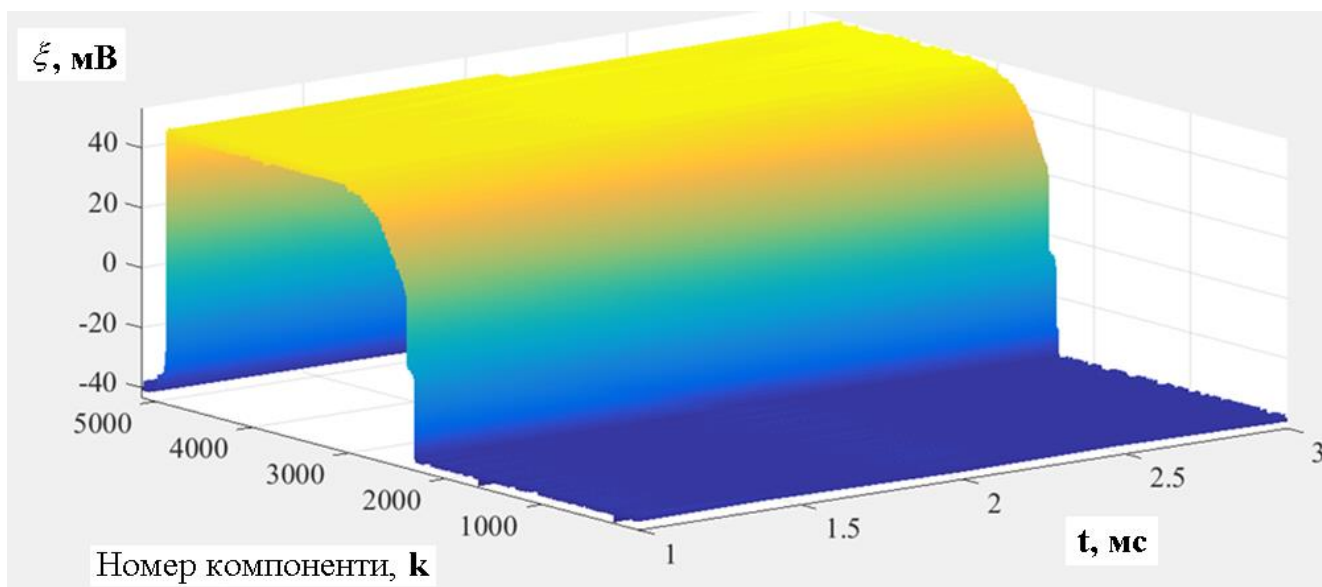
#### 4.4. Оцінювання динаміки процесу полімеризації стоматологічного реставраційного матеріалу

Для оцінювання динаміки процесу полімеризації стоматологічного реставраційного матеріалу проведено опрацювання окремої реалізації електричного зонд-сигналу змодифікованим синфазним методом в межах ковзного вікна (рис. 3.11 а). При цьому ширина вікна була рівною тривалості трьох періодів електричного зонд-сигналу; попереднє та наступне вікно не перекривались.

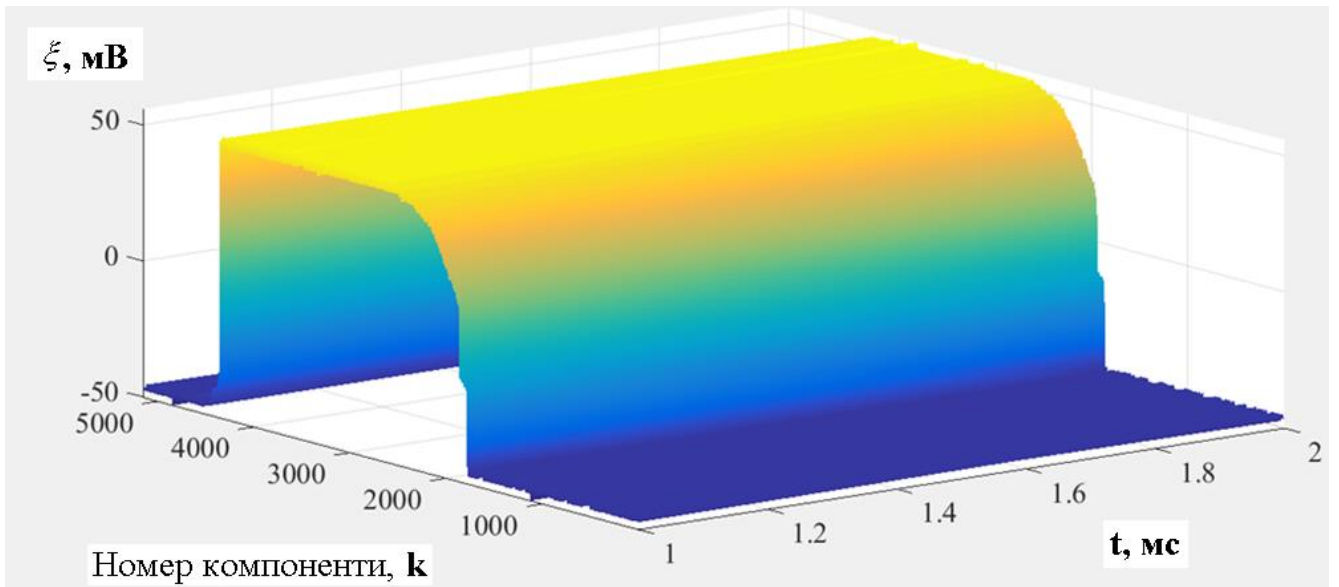
На рис. 4.9 наведено оцінки стаціонарних компонент, почислені в межах першого, другого та останнього ковзного вікна. Оцінки, почислені в межах останнього ковзного вікна, відповідають ділянці електричного зонд-сигналу із ознаками завершення процесу полімеризації стоматологічного матеріалу.



a)



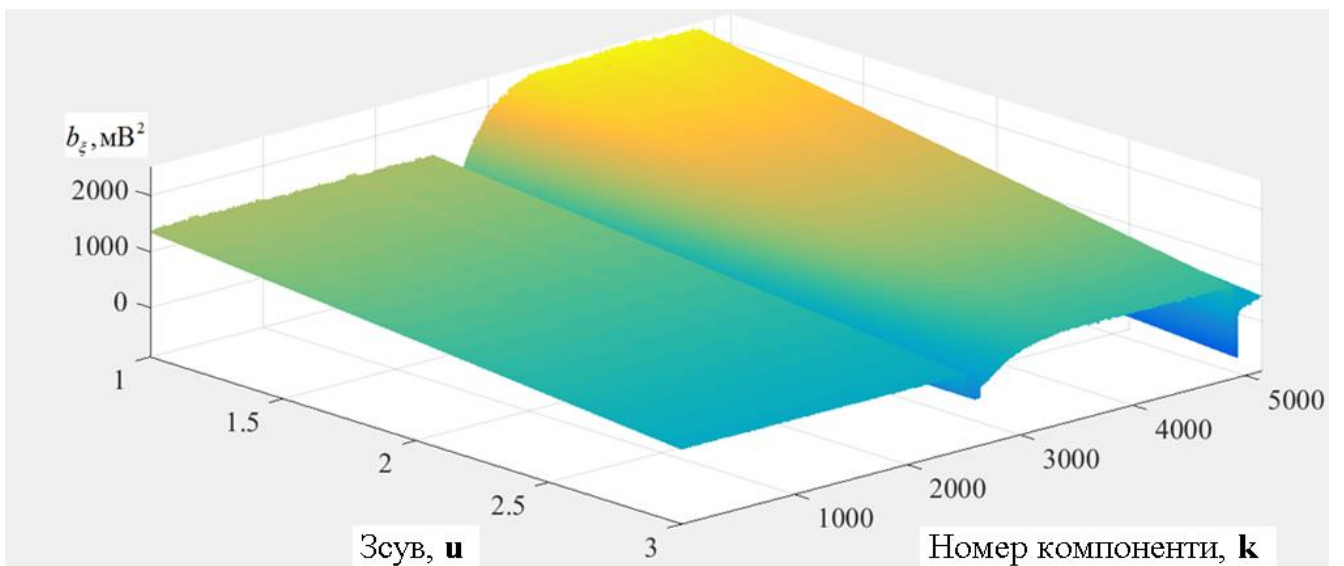
б)



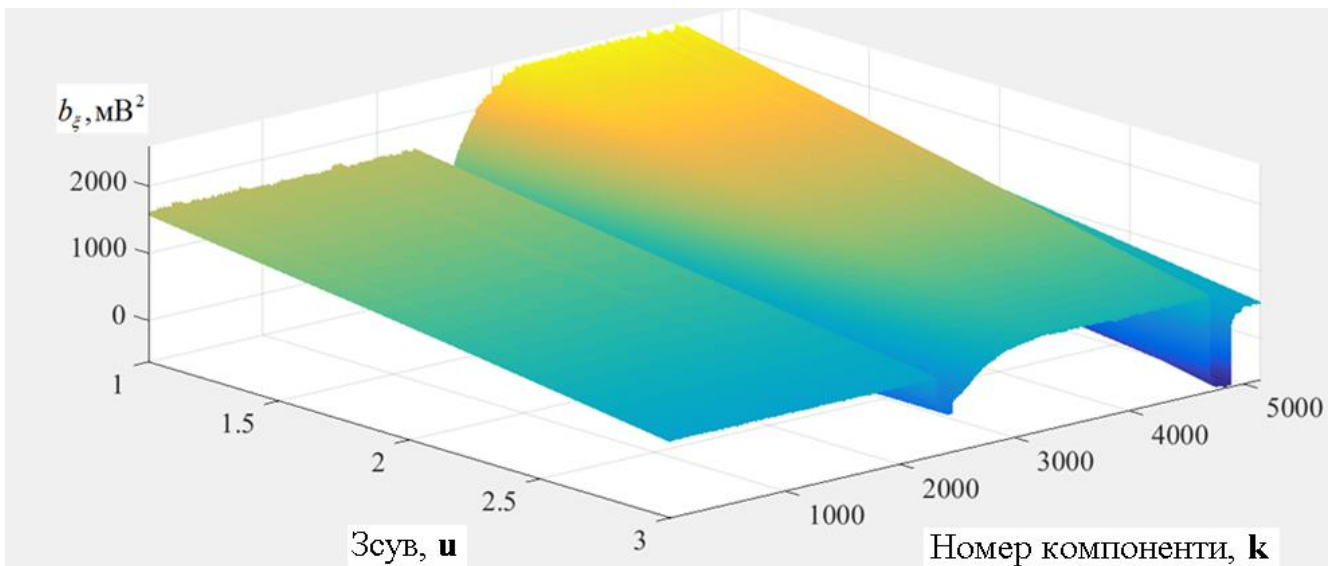
в)

Рис. 4.9. Оцінки стаціонарних компонент, почислені із реалізації електричного зонд-сигналу (рис. 4.1 а) в межах першого (а), другого (б) та останнього (в) ковзного вікна

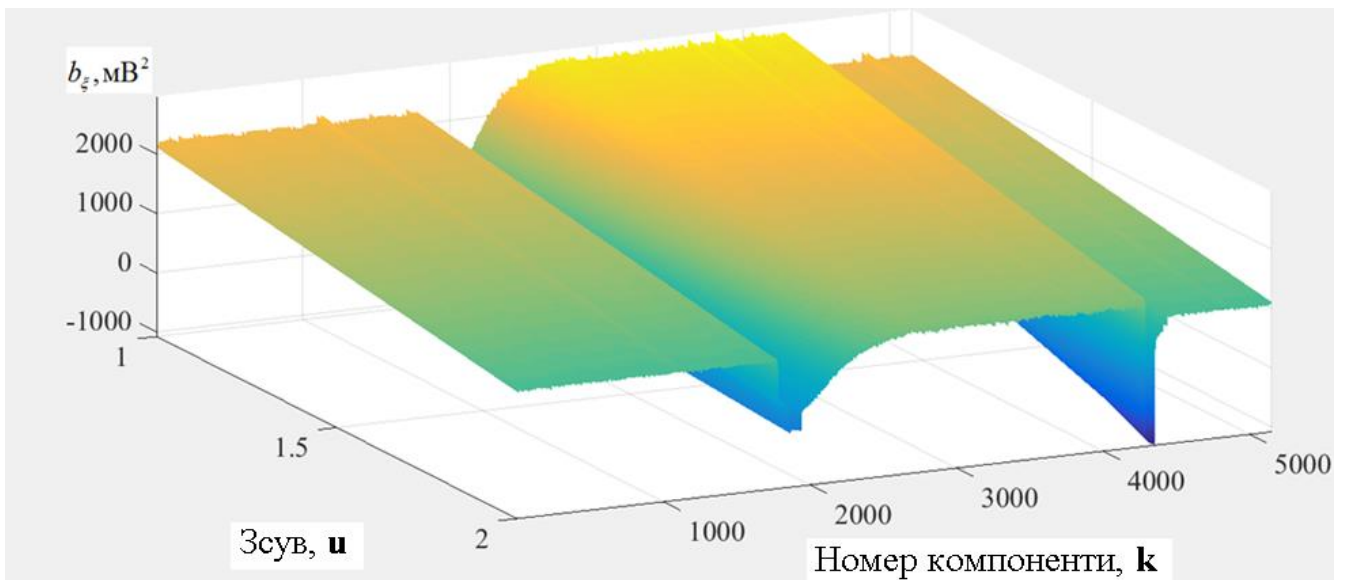
Для отриманих оцінок стаціонарних компонент було обчислено оцінки кореляційних функцій, що наведені на рис. 4.10.



а)



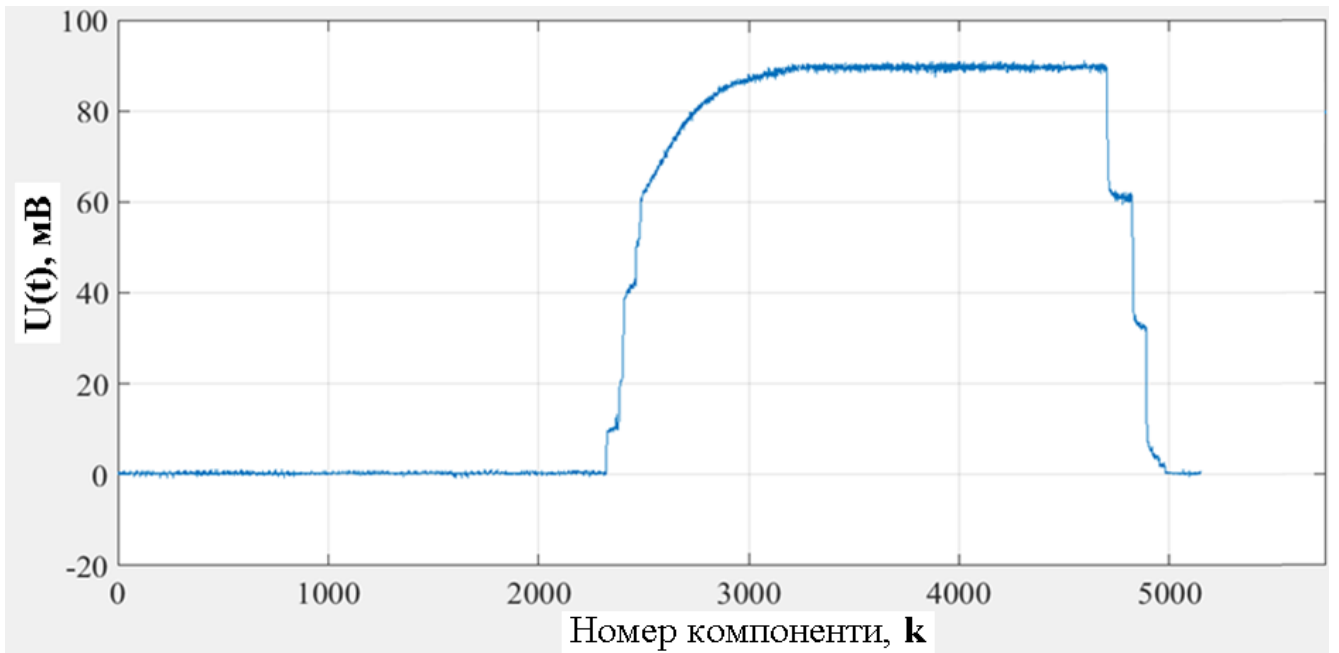
б)



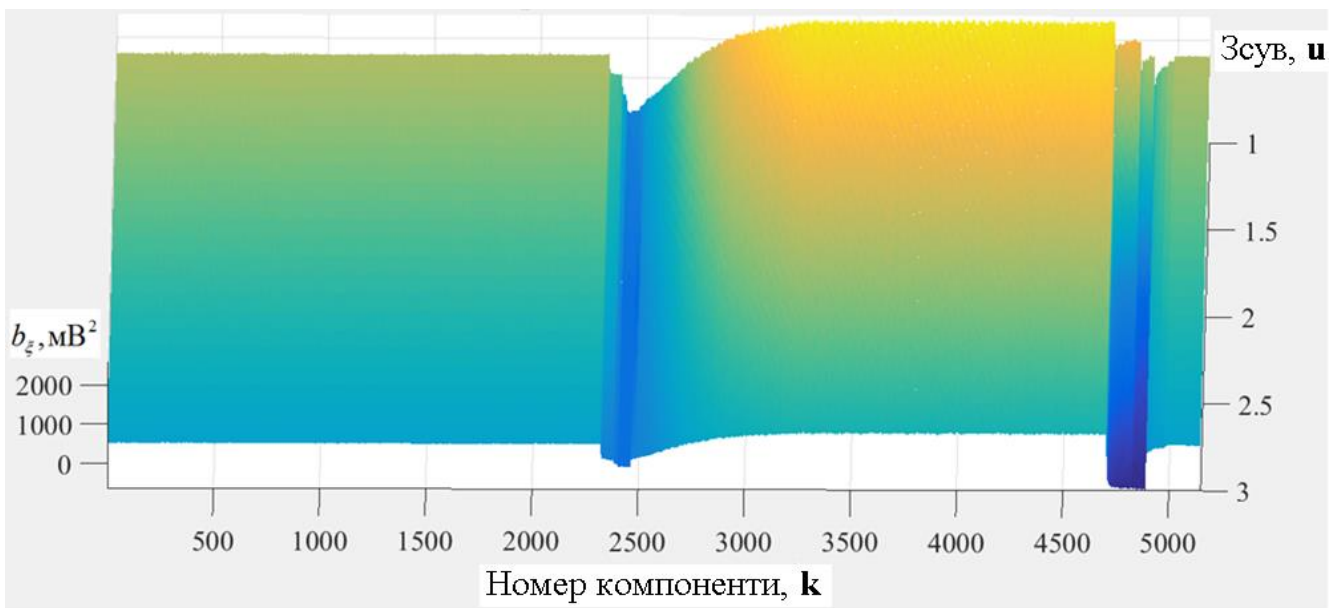
в)

Рис. 4.10. Оцінки кореляційних функцій, почислені для реалізацій оцінок стаціонарних компонент (рис. 4.9) електричного зонд-сигналу

На реалізаціях оцінок кореляційних функцій, що наближено відповідають компонентам 2400–2500 та компонентам 4750–4850, спостерігається стрибкоподібне зменшення амплітуди. На рис. 4.11 а) наведено усереднені оцінки стаціонарних компонент, що попередньо були почислені в межах другого ковзного вікна, а на рис. 4.11 б) наведено вигляд відповідних їм оцінок кореляційних функцій (рисунок повернутий за однією із осей).



а)



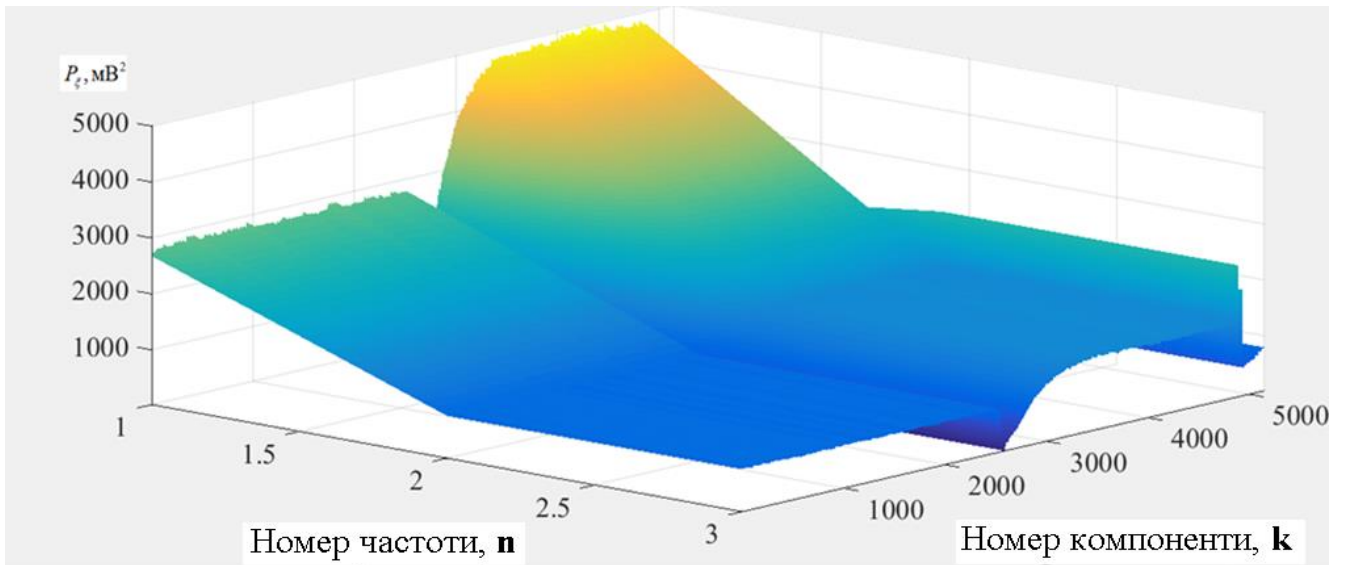
б)

Рис. 4.11. Усреднені оцінки стаціонарних компонент (а) та відповідні їм оцінки кореляційних функцій (б)

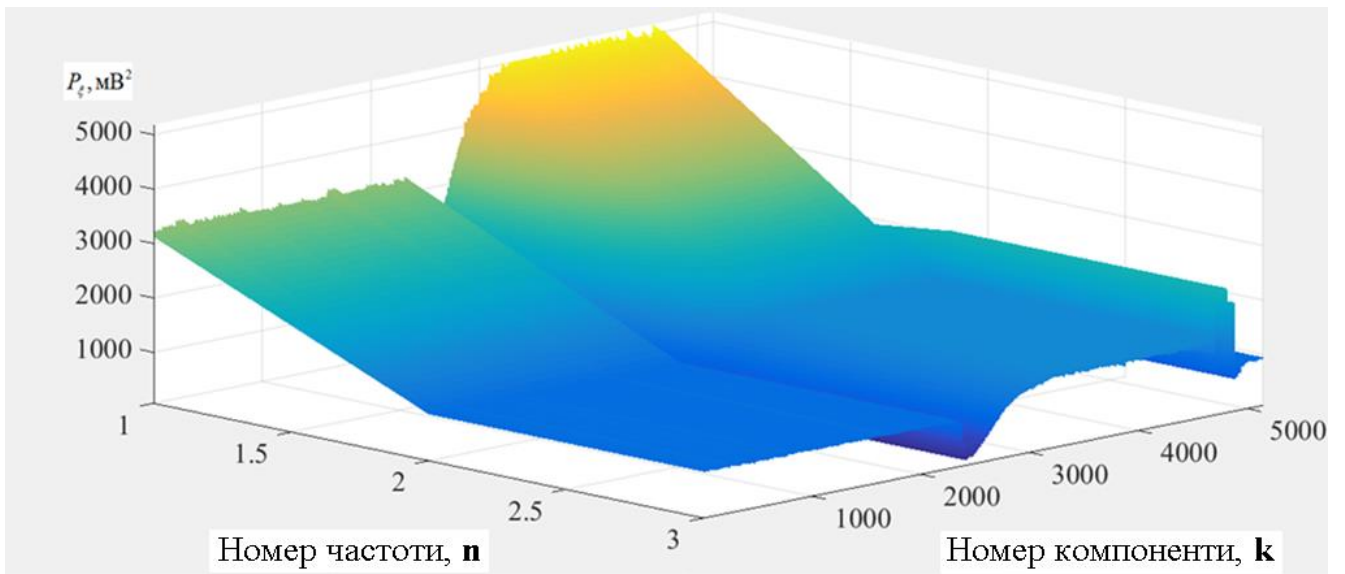
З рис. 4.11 видно, що стрибкоподібне зменшення амплітуди кореляційних функцій спостерігається при стрибкоподібній зміні амплітуди електричного зонд-сигналу (на початку та в кінці імпульсу цього сигналу).



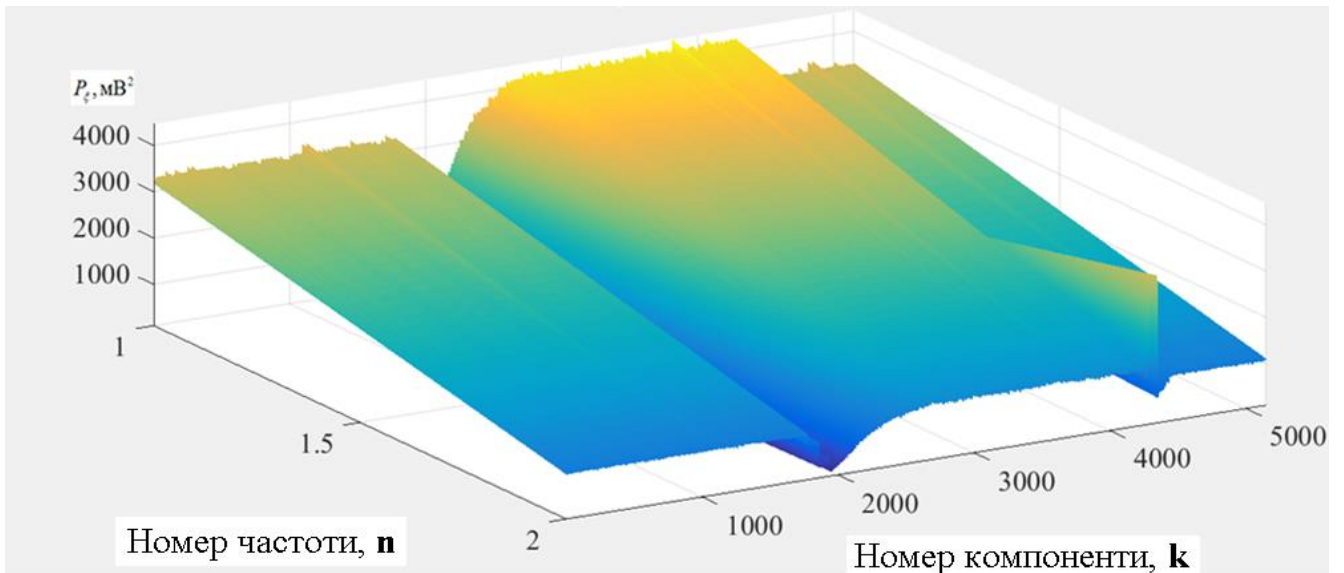
На рис. 4.12 наведено оцінки кореляційних компонент, почислені для відповідних оцінок кореляційних функцій (рис. 4.10).



а)



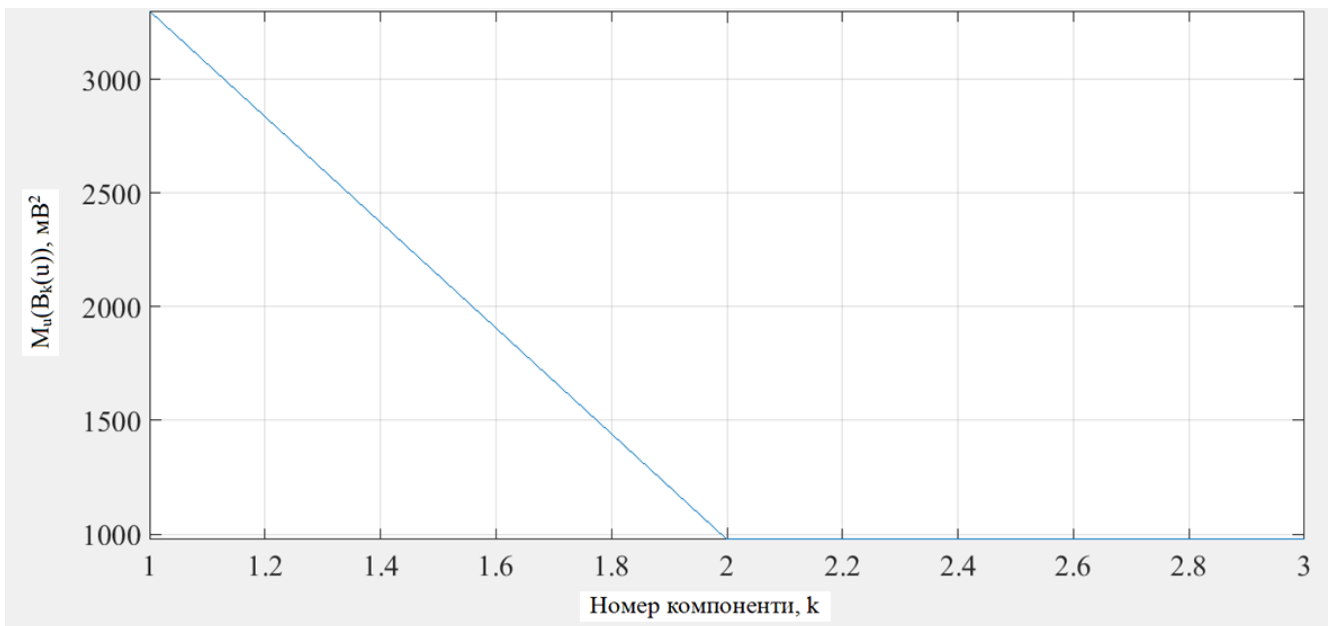
б)



в)

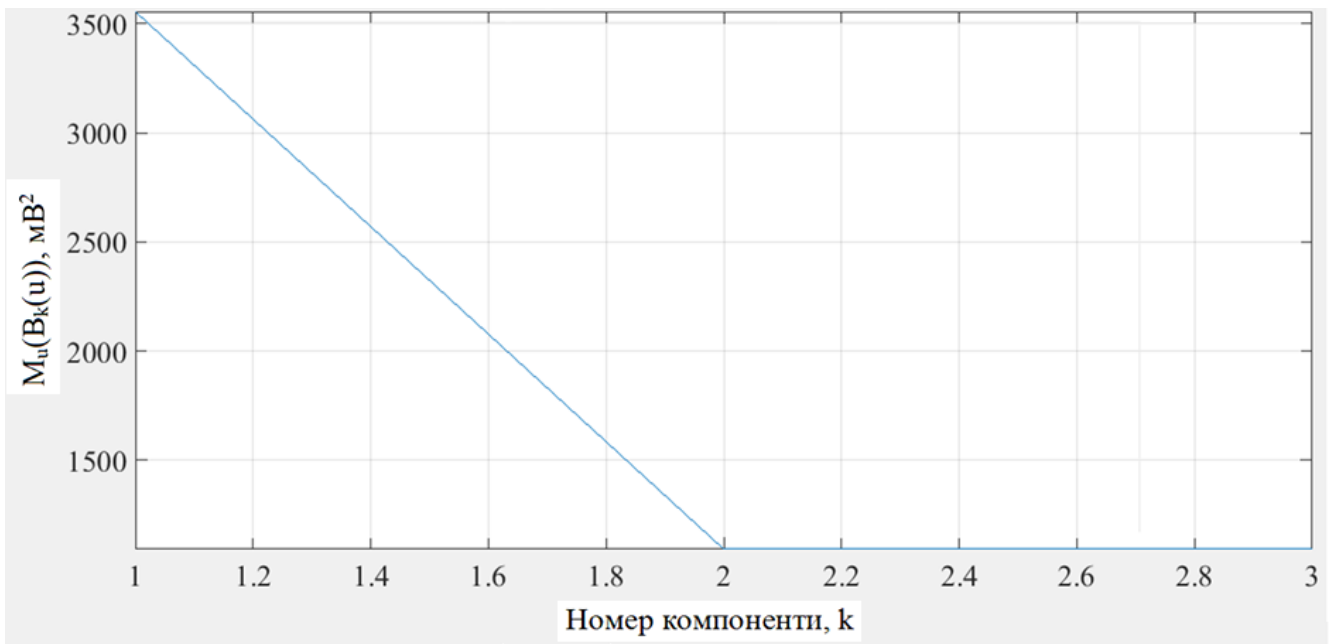
Рис. 4.12. Оцінки кореляційних компонент, почислені для відповідних оцінок кореляційних функцій (рис. 4.10)

З рис. 4.12 можна зробити висновок, що в процесі полімеризації стоматологічного матеріалу спостерігається вирівнювання оцінок кореляційних функцій. На рис. 4.13 наведено усереднені оцінки кореляційних компонент.

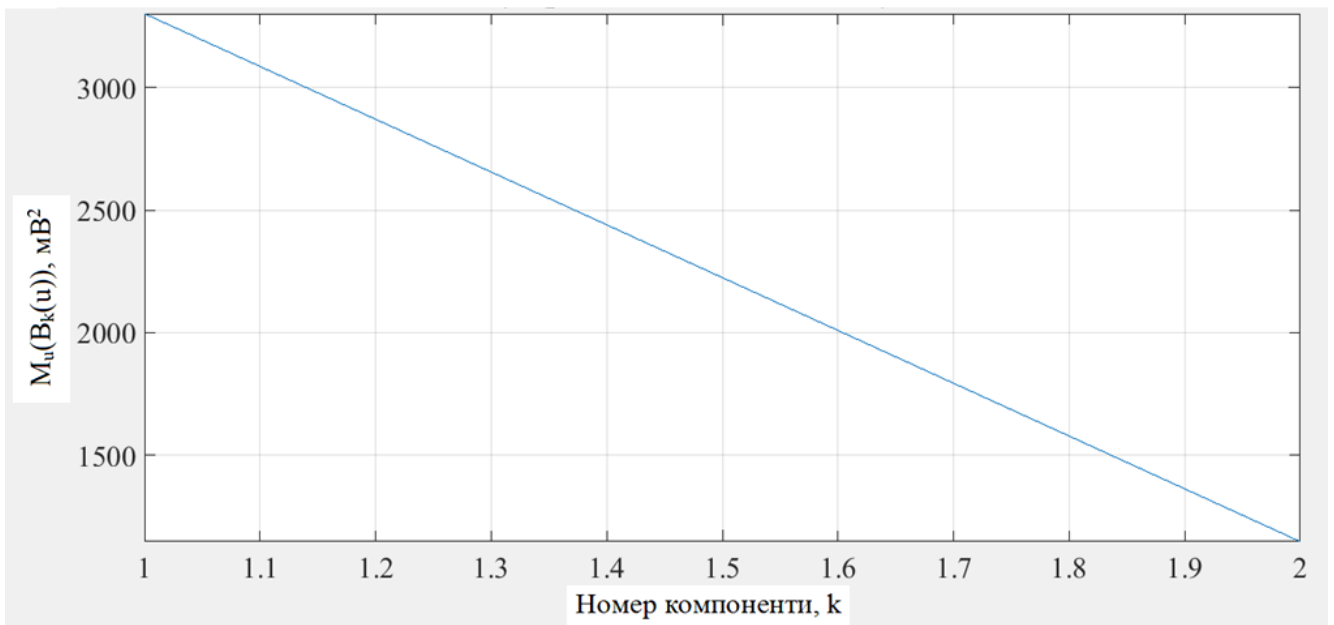


а)





б)



в)

Рис. 4.13. Усереднені оцінки кореляційних компонент (рис. 4.12)

Відповідно до рис. 4.13 також можна зробити висновок, що на ділянках електричного зонд-сигналу, що відповідають процесу полімеризації стоматологічного матеріалу, спостерігається злом реалізацій усереднених оцінок кореляційних компонент (рис. 4.13 а, 4.13 б), тоді як на ділянці, що відповідає завершенню процесу полімеризації злому реалізацій усереднених оцінок кореляційних компонент не спостерігається (рис. 4.13 б).

#### **4.5. Комп'ютерне імітаційне моделювання електричного зонд-сигналу та верифікація методу опрацювання**

Відомо, що математична модель визначає методи опрацювання сигналів. На основі методів будуються алгоритми та програмне забезпечення діагностичних систем (так звана МАПР-тріада) [40, 58]. Однак, для тестування методу опрацювання, оцінювання достовірності результатів опрацювання електричних зонд-сигналів цим методом і, відповідно, алгоритмів та програмного забезпечення фотополімеризаторів, необхідно розробити імітаційну модель сигналу, яка б враховувала у своїй структурі основні параметри динаміки процесу полімеризації стоматологічного матеріалу [120 – 127].

По суті, кожна модель або представлення речі є форма імітації [121]. Імітаційне моделювання є дуже широким і недостатньо чітко зрозумілим поняттям, що має дуже велике значення для осіб, відповідальних за проектування і функціонування систем. Імітаційне моделювання є процесом конструювання моделі реальної системи і постановки експериментів на цій моделі з метою або зрозуміти поведінку системи, або оцінити різні стратегії, що забезпечують функціонування цієї системи. Таким чином, процес комп'ютерного імітаційного моделювання ми розуміємо як процес, що включає як конструювання моделі, так і аналітичне застосування моделі для вивчення деякої проблеми. Під моделлю реальної системи ми розуміємо представлення групи об'єктів або ідей в деякій формі, відмінній від їх реального втілення. Імітаційне моделювання є експериментальною і прикладною методологією, що має на меті [121]:

- описати поведінку систем;
- побудувати теорії і гіпотези, які можуть пояснити спостережувану поведінку;
- використовувати ці теорії для передбачення майбутньої поведінки системи, тих дій, які можуть бути викликані змінами в системі або змінами способів її функціонування.

Перш ніж почати розробку моделі, необхідно зрозуміти що є структурними елементами, з яких вона будується. Хоча математична або фізична структура моделі може бути дуже складною, основи її побудови дуже прості, в найзагальнішому вигляді структуру моделі ми можемо представити математично у вигляді:

$$y = f(x_i, k_i) \quad (4.1)$$

де  $y$  – результат роботи системи – електричний зонд-сигнал,  $x_i$  – змінні і параметри, якими можна керувати (наприклад період слідування спалахів чи інтенсивність (УФ) випромінювання тощо),  $k_i$  – змінні і параметри, якими керувати не можна,  $f$  – функціональна залежність між  $x_i$  та  $k_i$ , яка визначає величину  $y$ .

У моделі системи розрізняють змінні двох видів – екзогенні і ендогенні. Екзогенні змінні називаються також вхідними; це означає, що вони породжуються поза системою або є результатом дії зовнішніх причин. Ендогенними змінними називаються змінні, що виникають в системі або в результаті дії внутрішніх причин. Ендогенні змінні називаються змінними стану (коли вони характеризують стан або умови, що мають місце в системі) або вихідними змінними (коли йдеться про виходи системи).

Функціональні залежності описують поведінку змінних і параметрів в межах компонента або виражають співвідношення між компонентами системи. Ці співвідношення, або операційні характеристики, за своєю природою є або детерміністськими, або стохастичними. Обидва типи співвідношень зазвичай виражаються у формі математичного рівняння, яке встановлює залежність між ендогенними змінними (змінними стану) і екзогенними змінними. Зазвичай ці співвідношення можна будувати лише на основі гіпотез, або виводити за допомогою статистичного чи математичного аналізу.

Цільова функція, або функція критерію, – це точне відображення цілей або задач системи і необхідних правил оцінки їх виконання [121].

Схожість моделі з об'єктом, який вона відображує, називається мірою ізоморфізму. Для того, щоб бути ізоморфною (ідентичною або схожою за формою), модель повинна задовольняти дві умови.

По-перше, повинна існувати взаємно однозначна відповідність між елементами моделі і елементами об'єкту, що представляється. По-друге, мають бути збережені точні співвідношення або взаємодії між елементами. Міра ізоморфізму моделі відносна, і більшість моделей швидше гомоморфні, чим ізоморфні. Під гомоморфізмом розуміється схожість за формою при відмінності основних структур, причому має місце лише поверхнева подібність між різними групами елементів моделі і об'єкту. Гомоморфні моделі є результатом процесів спрощення і абстракції [121].

З такого роду аналізом при побудові моделі близько пов'язаний процес спрощення реальної системи. Під спрощенням мається на увазі нехтуванням несуттєвими деталями або прийняття припущень про простіші співвідношення.

Іншим аспектом аналізу є абстракція. Абстракція містить або зосереджує в собі істотні якості або риси поведінки об'єкту (речі), але не обов'язково в тій же формі і так детально, як це має бути в оригіналі. Більшість моделей – це абстракції в тому сенсі, що вони прагнуть представити якості і поведінку модельованого об'єкту у формі або способом, що відрізняються від реальної реалізації.

Після того, як ми проаналізували і промодельювали частини або елементи системи, ми приступаємо до їх об'єднання в єдине ціле. Іншими словами, ми можемо шляхом синтезу відносно простих частин сконструювати деяке наближення в складній реальній ситуації. Тут важливо передбачити два моменти. По-перше, використовувані для синтезу частини мають бути вибрані коректно, і, по-друге, повинна бути коректно обгрунтована їх взаємодія. Якщо усе це виконано належним чином, то ці процеси аналізу, абстракції, спрощення і синтезу у результаті приведуть до створення моделі, яка апроксимує поведінку реальної системи, що вивчається. Необхідно пам'ятати, проте, що модель являється тільки наближенням (апроксимацією), а тому не буде себе вести в точності, як реальний об'єкт. Ми оптимізуємо модель, але не реальну систему. Питання про те, чи існує

дійсно взаємозв'язок між характеристиками нашої моделі і реальністю, залежить від того, наскільки правильно і розумно ми провели наші процеси аналізу, абстракції, спрощення і синтезу.

Попередньо було означено імітацію як процес створення моделі реальної системи і проведення з цією моделлю експериментів з метою осмислення поведінки системи, або оцінки різних стратегій, які можуть використовуватися при управлінні системою. Тому, можна виділити ряд істотних рис, які повинна мати імітаційна модель, зокрема модель має бути: 1) пов'язана з функціонуванням системи, 2) орієнтована на вирішення проблем реального світу і 3) побудована так, щоб служити підмогою тим, хто управляє системами, або принаймні тим, кого цікавить їх поведінка.

Сформулюємо конкретні критерії, яким повинна задовольняти імітаційна модель [121]. Така модель має бути:

- простою і зрозумілою користувачеві;
- цілеспрямованою;
- надійною в сенсі гарантії від абсурдних відповідей;
- повною з точки зору можливостей вирішення головних задач;
- адаптивною, дозволяти легко переходити до інших модифікацій або оновлювати дані.

Враховуючи усе вище сказане, за основу побудови імітаційної моделі використано мультиплікативну суміш детермінованого та стаціонарного випадкового процесу, що описується виразом (2.11).

При цьому, детермінованим процесом буде послідовність прямокутних імпульсів, а стаціонарним випадковим процесом – функція, що визначає параметри вершин цих імпульсів і характеризує протікання процесу полімеризації в часі. В загальному випадку така модель може бути подана у вигляді періодичного повторення перехідного процесу з періодом, що відповідає періоду опромінення стоматологічного матеріалу УФ-випромінюванням:

$$x(t+nT) = \begin{cases} S(t) \cdot l(t) + k & t_1 + nT < t \leq t_2 + nT \\ 0 & t_2 + nT < t \leq t_3 + nT \end{cases}, n = 0, 1, 2, \dots, 24,$$

де  $T$  – період опромінювання стоматологічного матеріалу імпульсами УФ-випромінювання,  $S(t)$  – функція, що визначає форму перехідного процесу,  $k$  – постійна складова імпульсів електричного зонд-сигналу,  $l(t)$  – функція, що задає тренд зміни вершини імпульсів (відповідно до рис. 3.4 та виразу 2.1).

Побудуємо функцію  $S(t)$  у вигляді суміші синусоїд із експоненційними зниканнями на характерних часових рівнях, яка врахує описані в пункті 2.1 параметри:

$$S(t) = \begin{cases} A_1 \sin(2\pi f_1 t) \cdot e^{-t \cdot K_1} \cdot P_1 & t \in [t_1, t_2] \\ A_2 \sin(2\pi f_2 t) \cdot e^{t \cdot K_2} \cdot P_2 & t \in [t_2, t_3] \\ A_3 \sin(2\pi f_3 t) \cdot e^{t \cdot K_3} \cdot P_3 & t \in [t_3, t_4] \end{cases}, n = 0, 1, 2, \dots, \infty, \quad (4.2)$$

де:  $A_1, A_2, A_3$  – амплітуди хвиль А, В та С відповідно (рис. 2.2);

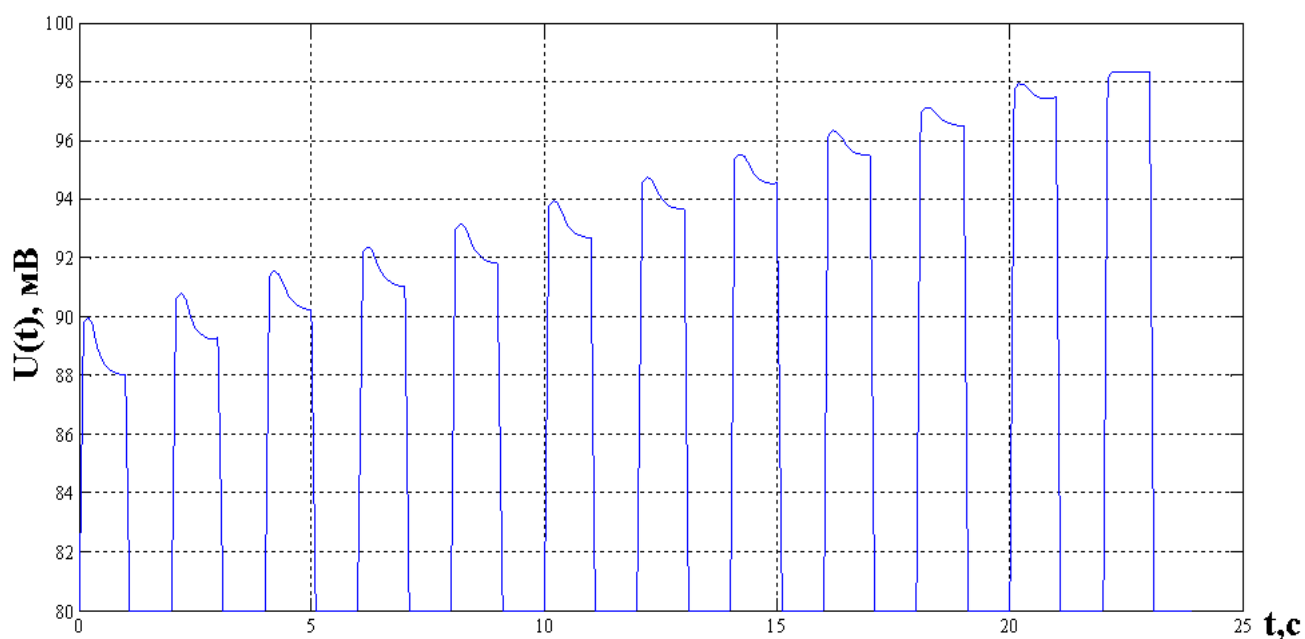
$f_1, f_2, f_3$  – частоти коливань синусоїд (в даному випадку для півперіоду хвиль);

$K_1, K_2, K_3$  – коефіцієнти нахилу;

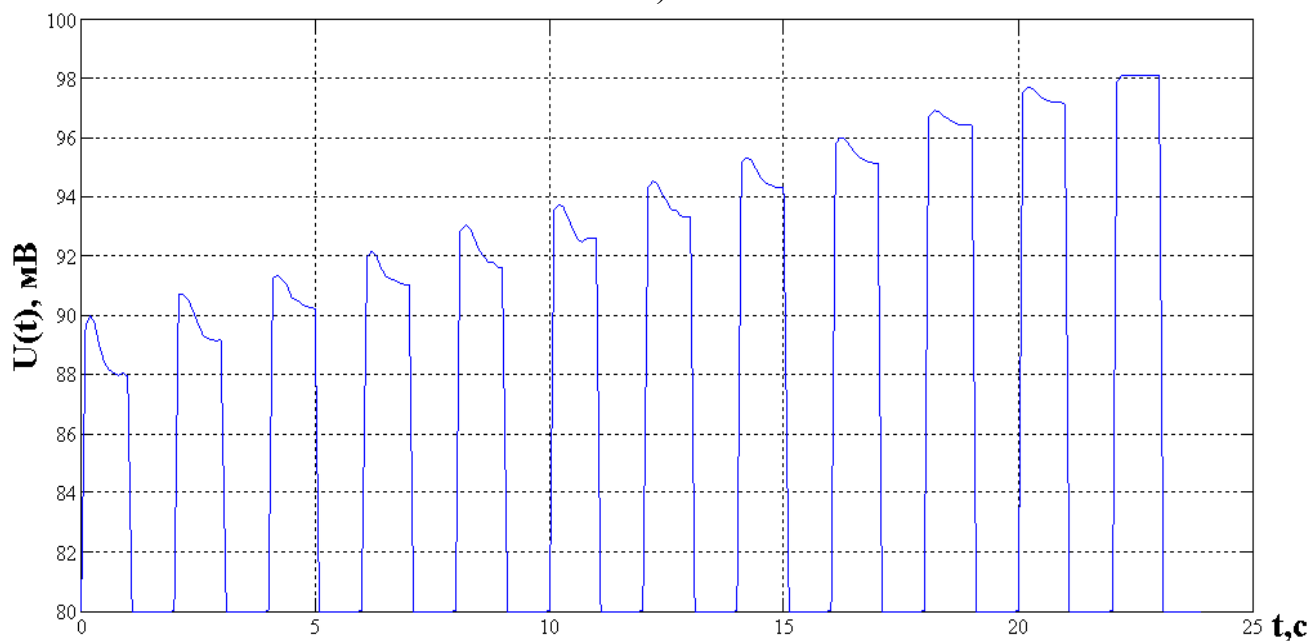
$P_1, P_2, P_3$  – масштабні коефіцієнти.

Значення амплітуд  $A_1, A_2, A_3$  та відповідних частот  $f_1, f_2, f_3$  були експериментально визначені з реєстрограм електричного зонд-сигналу (рис. 3.11), коефіцієнти  $K_1, K_2, K_3$  та  $P_1, P_2, P_3$  підбирались експериментально.

Відповідно до виразів (2.1) та (4.2) було з імітовано два електричних зонд-сигнали (рис. 4.14)



а)



б)

Рис. 4.14. Реалізації електричного зонд-сигналу полімеризації матеріалу

Візуально, реалізації зімітованих електричних зонд-сигналів (рис. 4.14) є подібними до реалізацій експериментально відібраних сигналів (рис. 3.11). Проведемо аналіз можливості встановлення часового моменту закінчення процесу

полімеризації з використанням запропонованого критерію на основі аналізу зімітованих сигналів.

#### 4.6. Визначення часового моменту закінчення процесу полімеризації за зімітованим електричним зонд-сигналом

Для реалізації зімітованого електричного зонд-сигналу проведено обчислення оцінок максимального значення, математичного сподівання та дисперсії в межах ковзного вікна. Обчислені значення наведені в таблиці 4.2.

Для опрацювання використано зімітовані сигнали, в структурі яких враховано ознаки завершення процесу полімеризації стоматологічного матеріалу на трьох останніх періодах.

Таблиця 4.2

Значення оцінок зімітованого електричного зонд-сигналу, обчислені в межах ковзного вікна

№ КОВЗНОГО ВІКНА	Параметр, що обчислюється в межах ковзного вікна		
	Максимальне значення $\max(\xi_n)$	Математичне сподівання $m(\xi_n)$	Дисперсія $d(\xi_n)$
1	2	3	4
1	89.9850	84.3509	20.2451
2	90.7017	84.8881	25.3472
3	91.3491	85.3568	30.2894
4	92.1424	85.7312	34.6539
5	93.0465	86.1167	39.5238
6	93.7287	86.4942	44.4976
7	94.5218	86.9159	50.4427
8	95.3150	87.3558	57.0178



## Закінчення таблиці 4.2

1	2	3	4
9	95.9971	87.7496	63.2532
10	96.9009	88.3017	72.5432
11	97.6941	88.6847	79.3940
12	98.0928	89.0373	85.9527
13	96.8012	87.8925	86.0108
14	97.2000	89.0015	85.9101

На рис. 4.15 наведено графік зміни оцінок дисперсії зімітованого електричного зонд-сигналу в межах ковзного вікна. Як і для експериментально відібраного сигналу, ширина вікна є рівною тривалості одного періоду.

З рис. 4.15 видно, що після 22-гої секунти починається

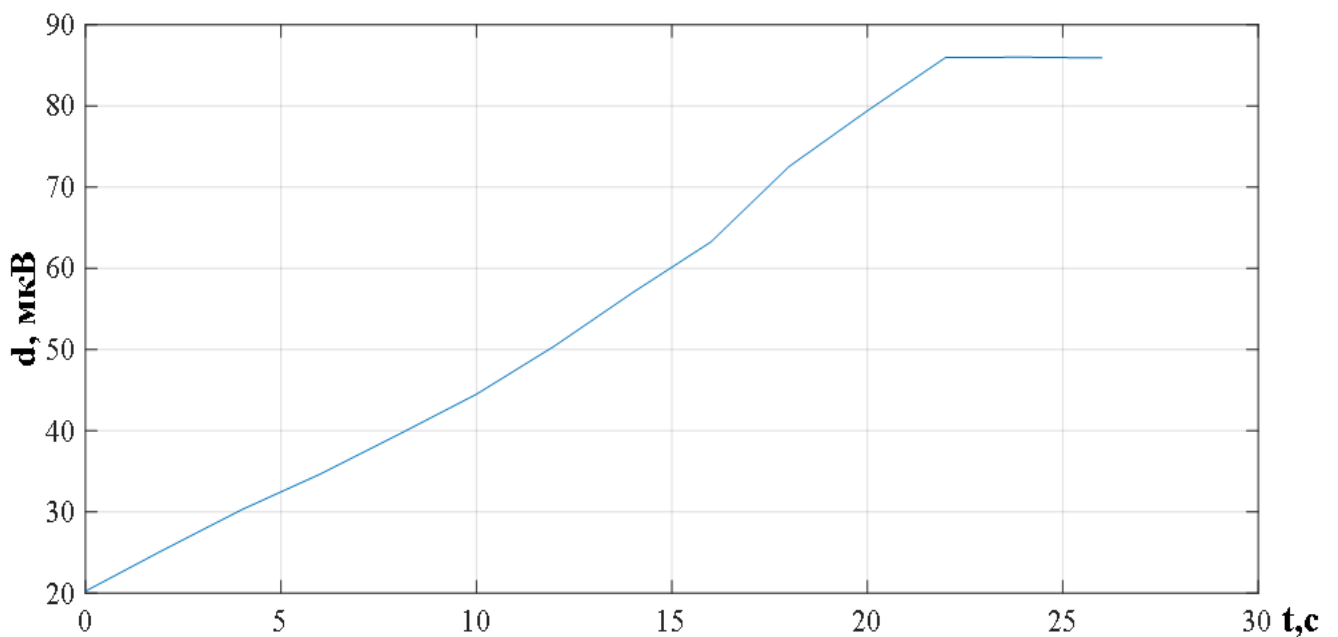


Рис. 4.15. Графік зміни оцінок дисперсії зімітованого електричного зонд-сигналу в межах ковзного вікна

Додатково встановлено, що на ділянках зімітованого електричного зонд-сигналу, які відповідають процесу полімеризації стоматологічного матеріалу, різниця між значеннями дисперсії  $\Delta_{\text{полімеризація}}$  становлять:

$$\Delta_{\text{полімеризація}} = (5,6 \pm 10\%) \text{ мкВ},$$

а на ділянках, що відповідають завершенню процесу полімеризації стоматологічного матеріалу, ця різниця  $\Delta_{\text{STOP}}$  становить:

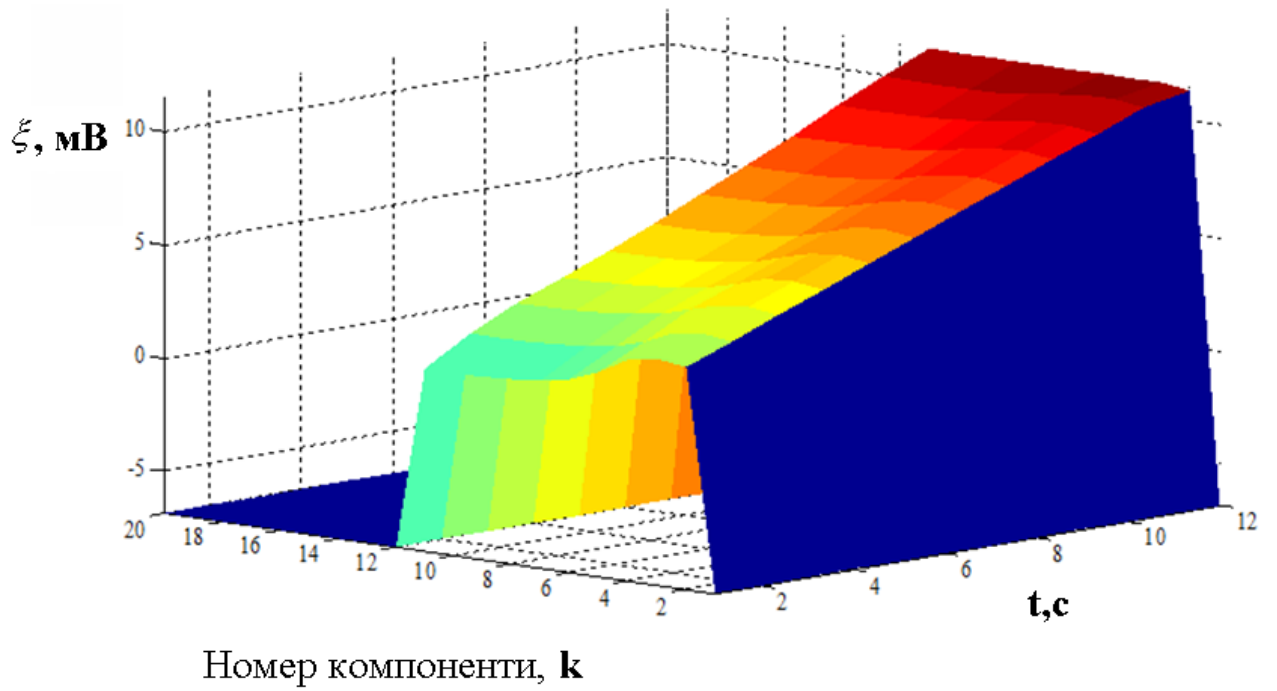
$$\Delta_{\text{STOP}} = (0,1 \pm 10\%) \text{ мкВ}.$$

Оскільки  $\Delta_{\text{полімеризація}}$  та  $\Delta_{\text{STOP}}$  відрізняються майже на порядок, аналогічно як і для реального електричного зонд-сигналу, значення  $\Delta$ , є чутливим до зміни стану стоматологічного процесу – полімеризації стоматологічного матеріалу та закінчення цього процесу, та може бути використане як критерій для тестування модуля контролю часу експозиції стоматологічних фотополімеризаторів.

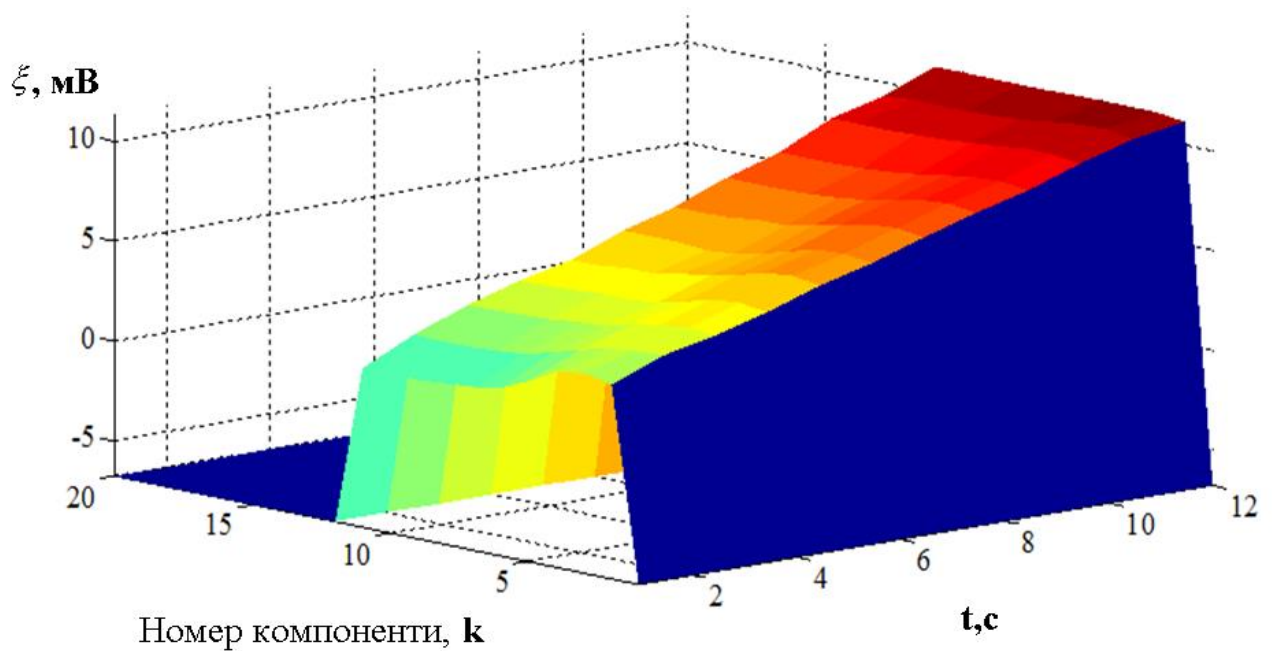
#### **4.7. Опрацювання зімітованих зонд-сигналів синфазним методом**

На основі описаного в пункті 4.2 програмного забезпечення було проведено опрацювання двох реалізацій зімітованого електричного зонд-сигналу (рис. 4.14).

Із реалізацій електричного зонд-сигналу (рис. 4.14) визначено стаціонарні компоненти (рис. 4.16) При цьому, період корельованості прирівняно до періоду сигналу, що рівний 2 с.



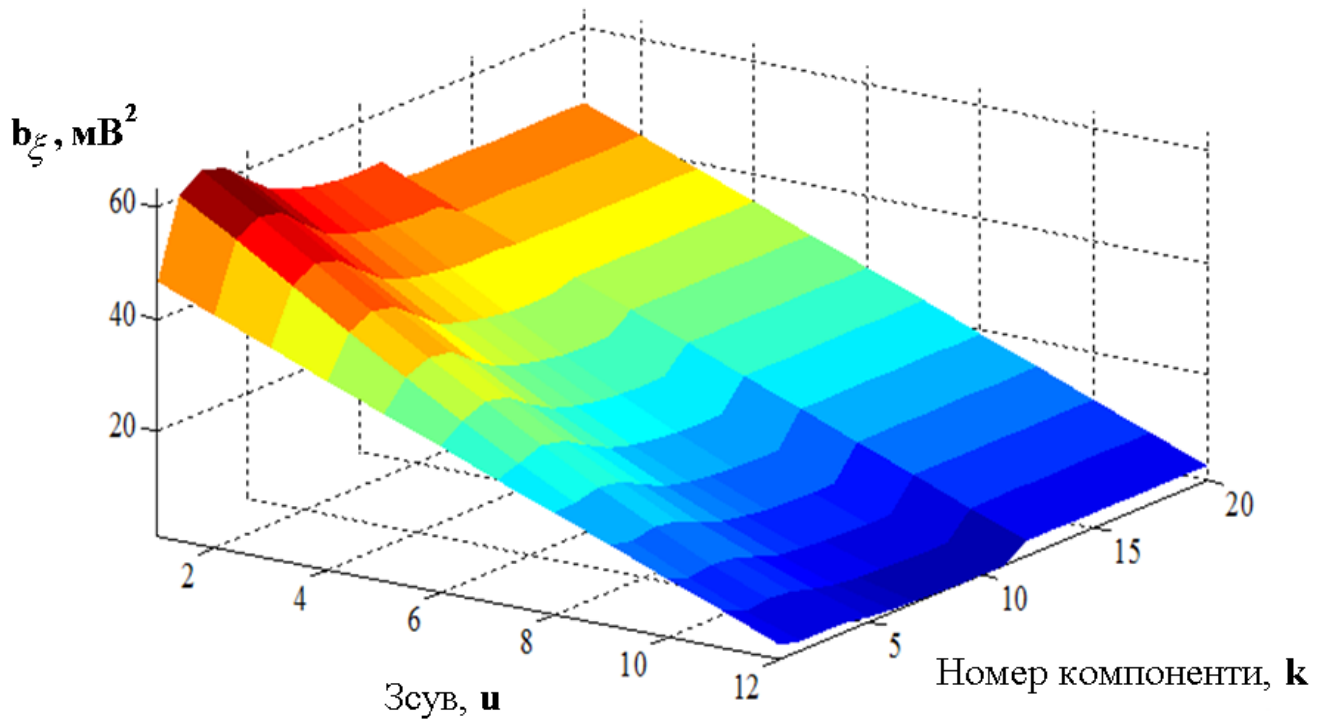
а)



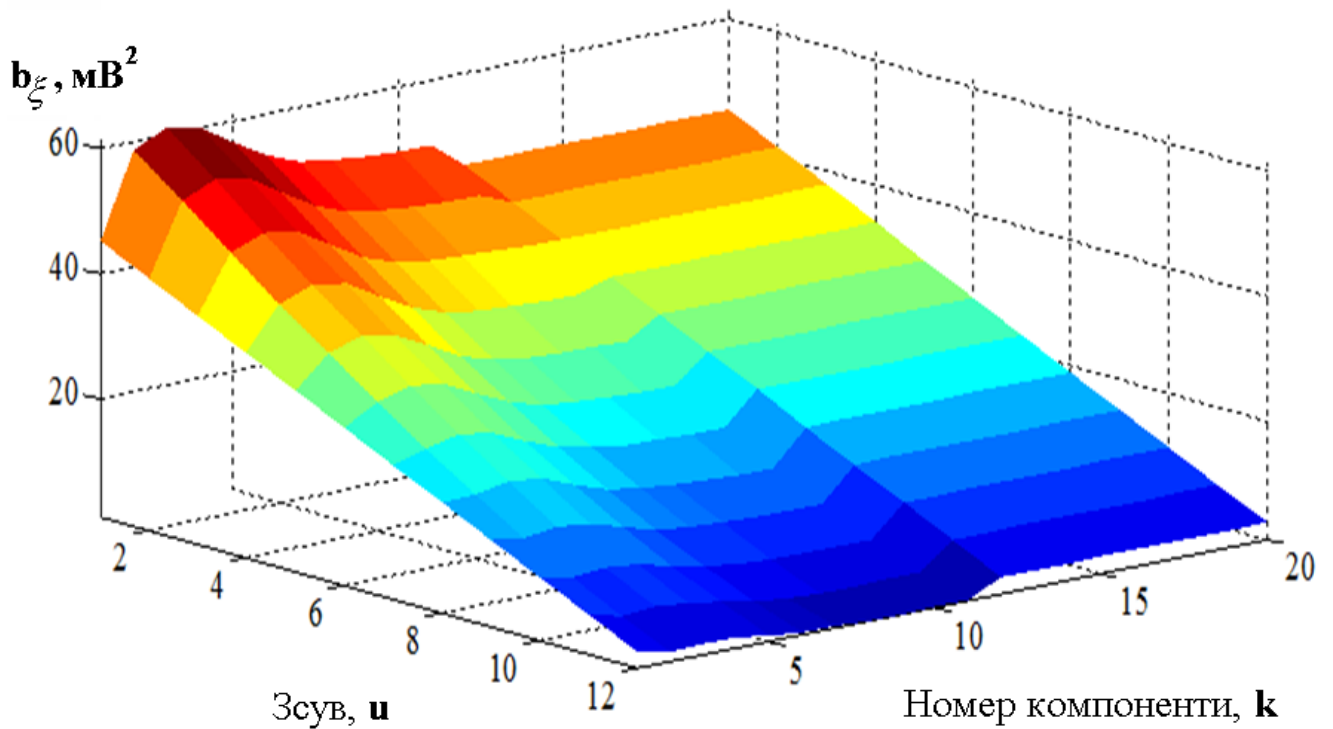
б)

Рис. 4.16. Реалізації стаціонарних компонент, обчислені для реалізацій сигналу, зображених на рис. 4.9.

Наступним етапом синфазного методу аналізу є числення оцінки кореляційної функції  $b(t,u)$  (рис. 4.17).



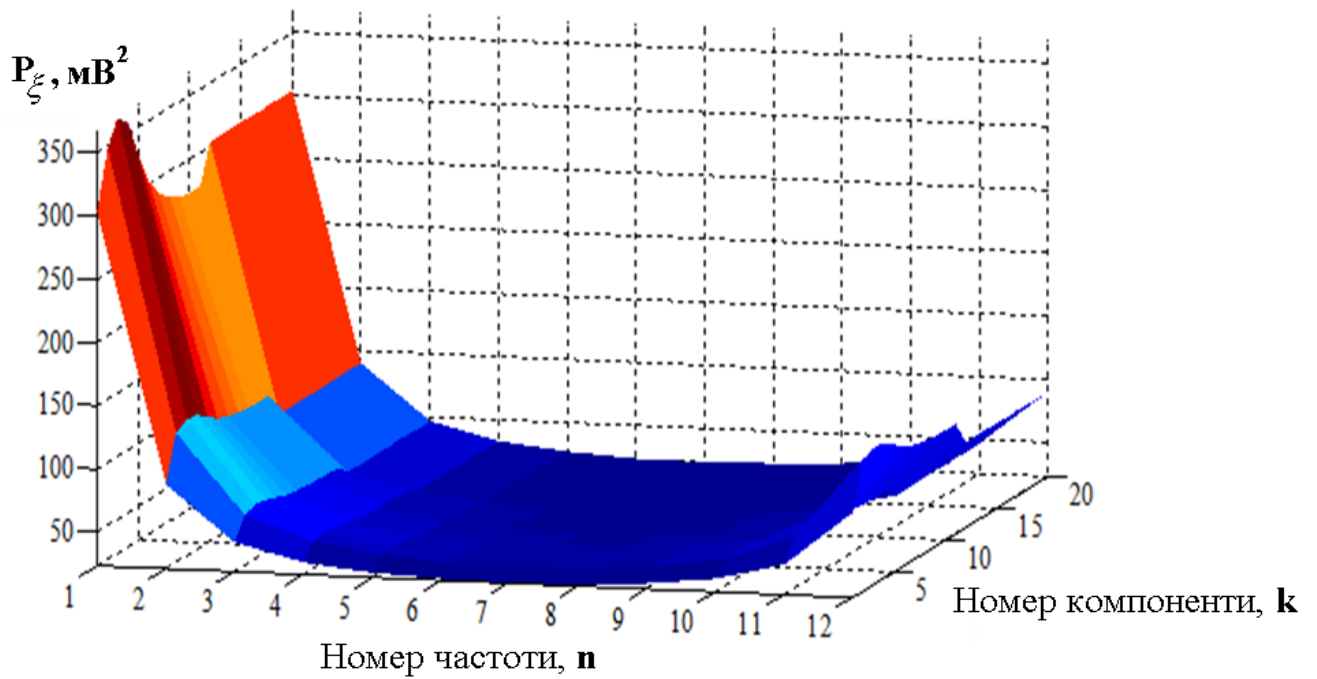
а)



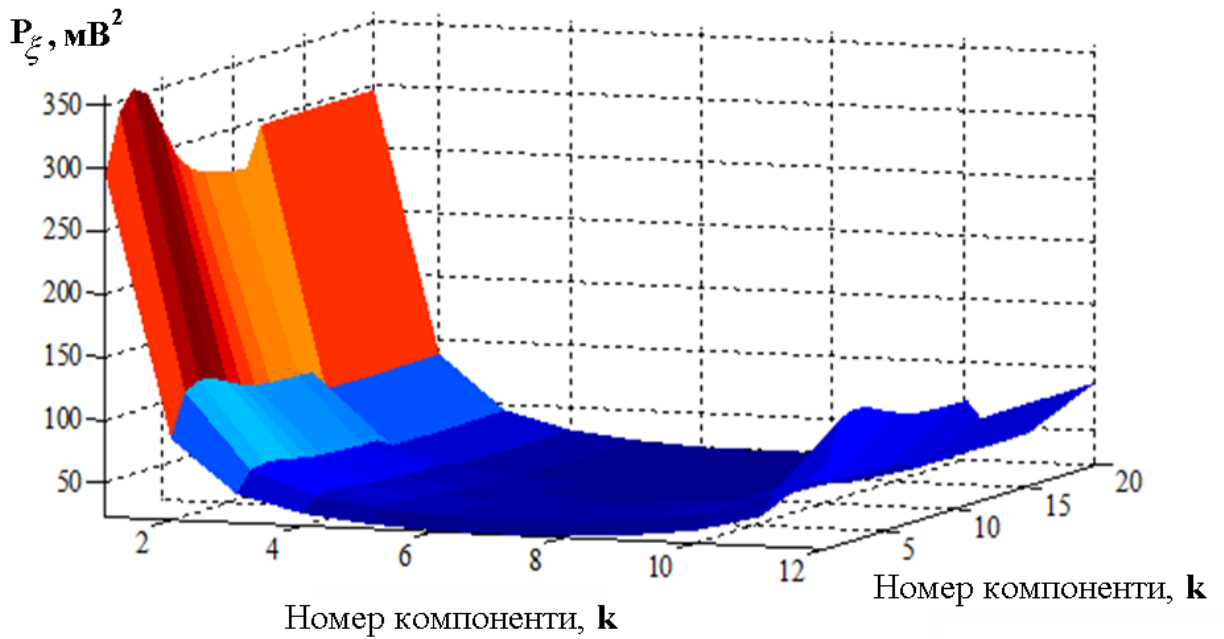
б)

Рис. 4.17. Оцінки кореляційних функцій стаціонарних компонент (рис. 4.10)

Від отриманих оцінок стаціонарних компонент отримано спектральні компоненти (рис. 4.18) – кореляційних функцій стаціонарних компонент (потужність).



а)



б)

Рис. 4.18. Оцінки кореляційних компонент від реалізацій кореляційних компонент (рис. 4.11)

У результаті порівняльного аналізу ознак сигналу на основі рисунка 4.18 відзначимо, що ознаки повторюються, тобто є інваріантними у часі.

Отже, інформативні ознаки, почислені з використанням синфазного методу для зімітованого та експериментально відібраного сигналу показали їх подібність та можливість застосування методу комп'ютерного імітаційного моделювання для тестування програмного забезпечення блока контролю процесу полімеризації стоматологічного матеріалу промислових фото полімеризаторів.

#### 4.8. Комп'ютерне імітаційне моделювання електричного зонд-сигналу із ознаками засвічування фотоелемента

Проведено комп'ютерне імітаційне моделювання електричного зонд-сигналу із ознаками зовнішнього фонового засвічування фотоелемента. Реалізація такого сигналу наведена на рис. 4.19.

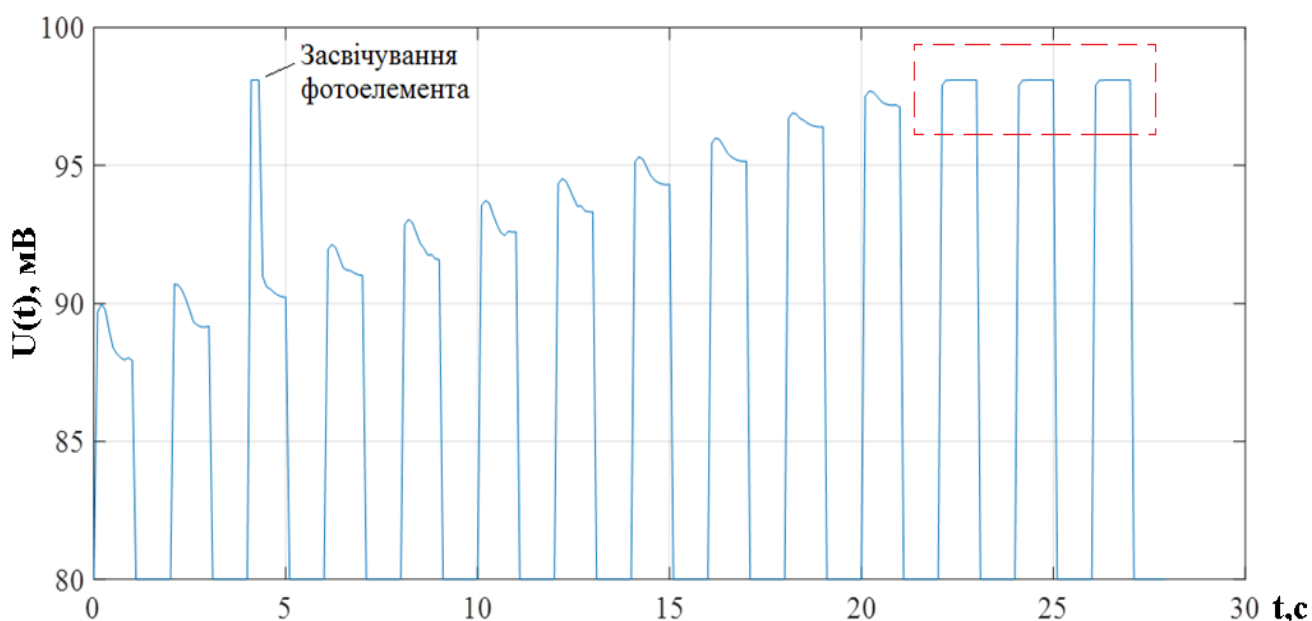


Рис. 4.19. Реалізація зімітованого електричного зонд-сигналу із ознаками зовнішнього фонового засвічування фотоелемента

Проведено опрацювання зімітованого електричного зонд-сигналу синфазним методом. Оцінки стаціонарних компонент наведено на рис. 4.20. На них чітко проявляються ознаки засвічування фотоелемента.

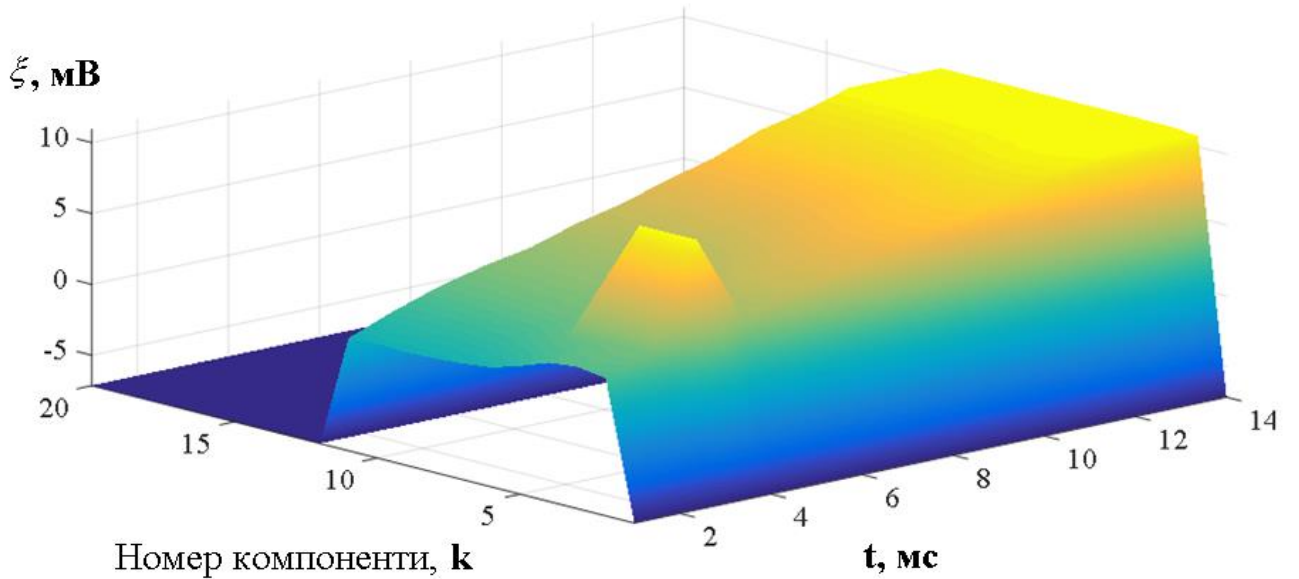


Рис. 4.20. Оцінки стаціонарних компонент із ознаками засвічування фотоелемента

Від оцінок стаціонарних компонент почислено оцінки кореляційних функцій (рис. 4.21), кореляційних компонент (рис. 4.22). На рис. 4.23 наведено усереднені оцінки кореляційних компонент.

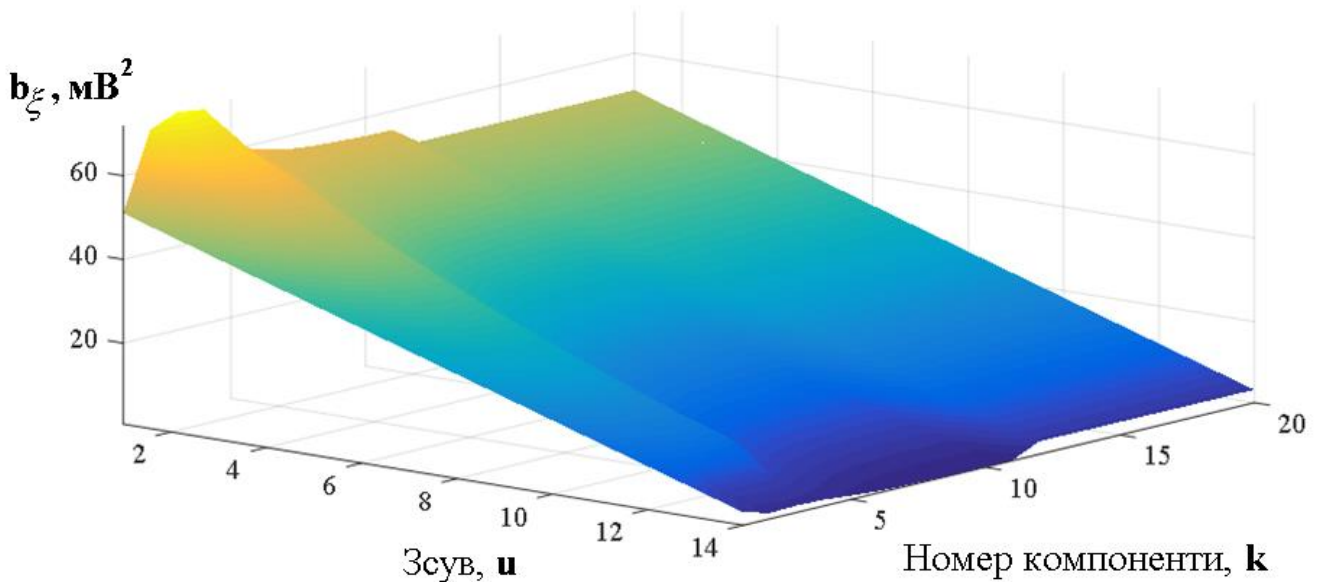


Рис. 4.21. Оцінки кореляційних функцій зімітованого електричного зонд-сигналу

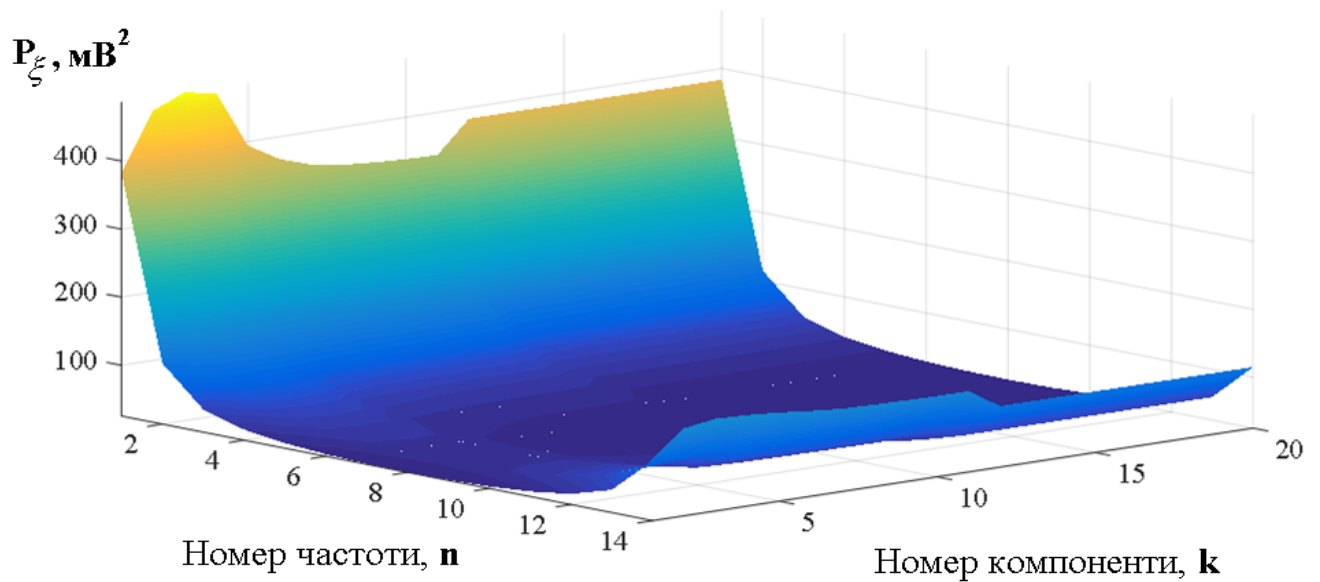


Рис. 4.22. Оцінки кореляційних компонент зімітованого електричного зонд-сигналу

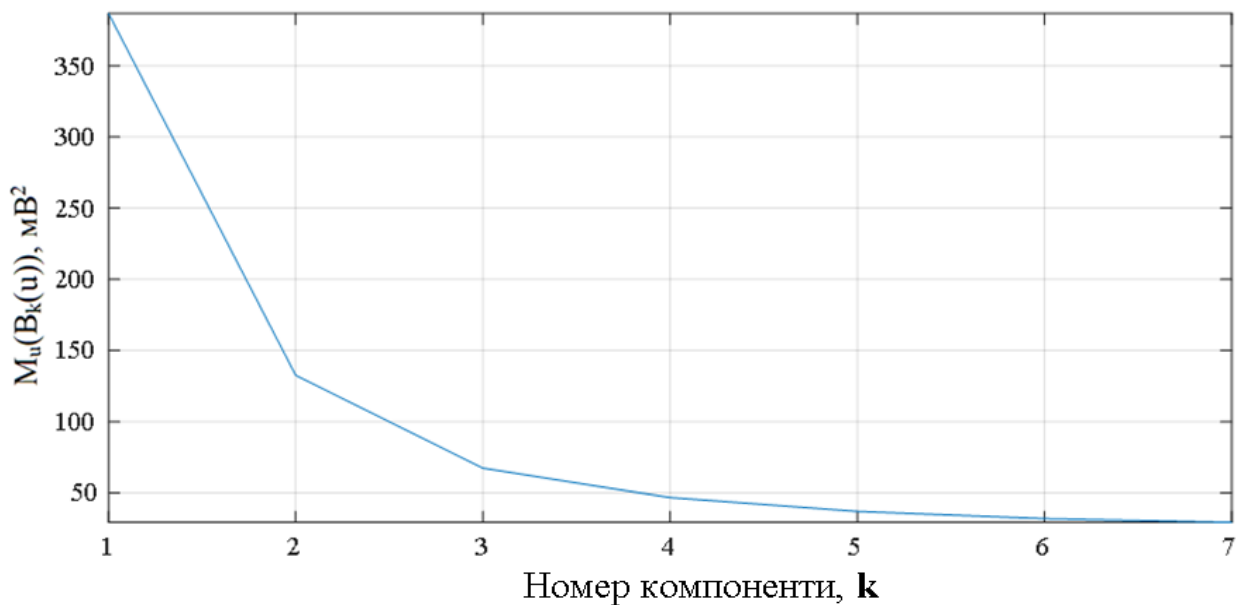


Рис. 4.23. Усереднені оцінки кореляційних компонент

Для оцінювання динаміки стоматологічного процесу проведено опрацювання зімітованого сигналу (рис. 4.19) із використанням ковзного вікна. На рис. 4.24 наведено вигляд реалізації зімітованого сигналу із ознаками засвічування фотоелемента та із позначенням вікон ( $T_1-T_{ост}$ ), в межах яких проводилось опрацювання сигналу змодифікованим синфазним методом.



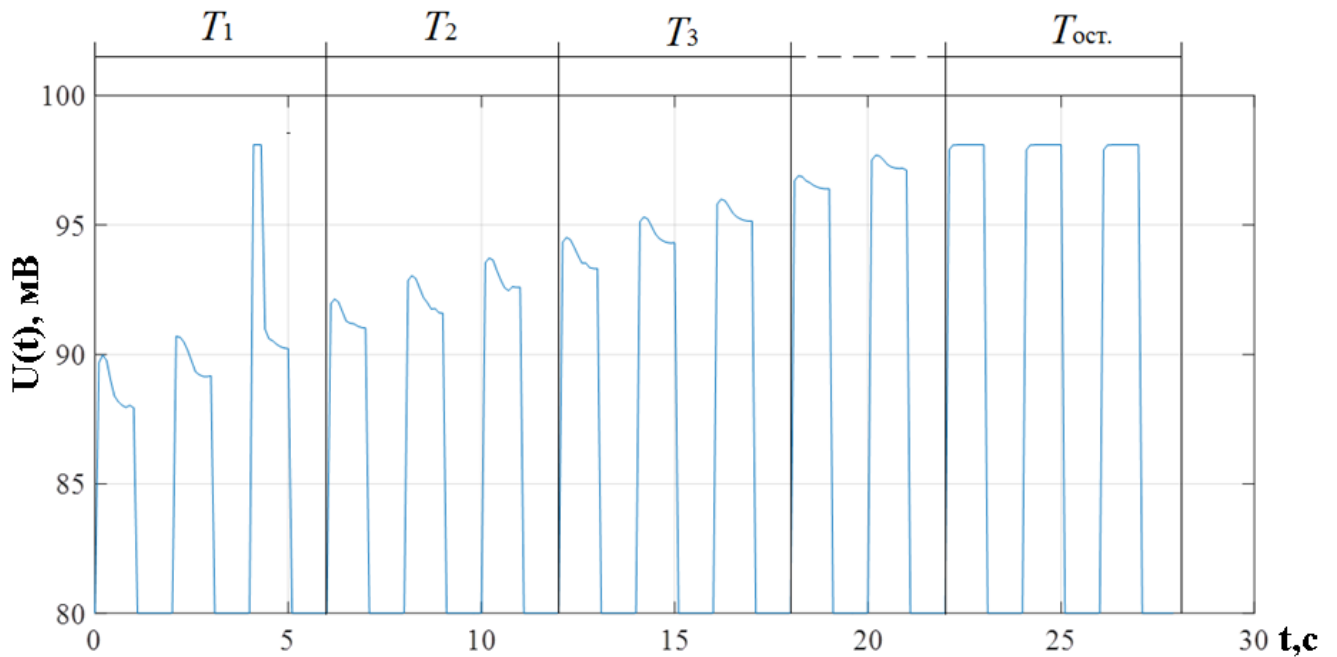
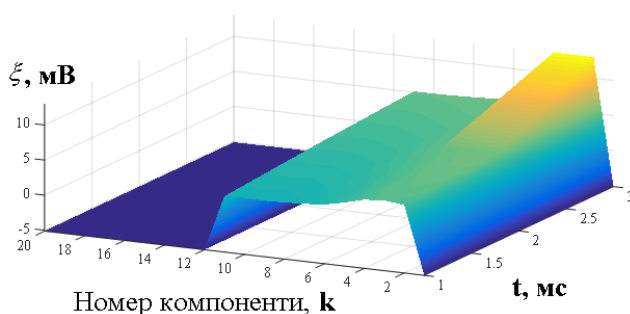
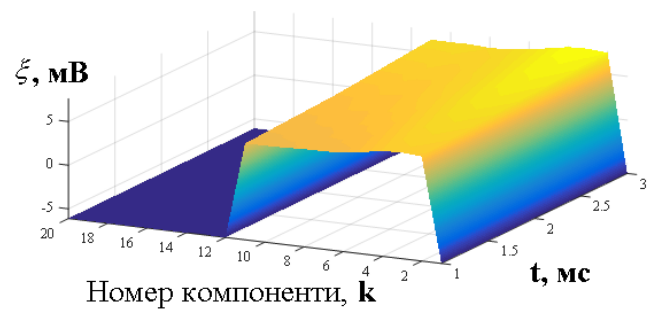


Рис. 4.24. Вигляд реалізації зімітованого сигналу із ознаками засвічування фотоелемента із позначенням ковзних вікон  $T_1$ - $T_{ост}$

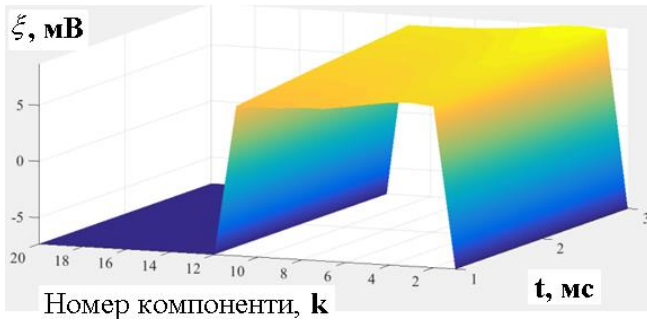
На рис. 4.25 наведено оцінки стаціонарних компонент, почислені від реалізацій зімітованого електричного зонд-сигналу в межах першого  $T_1$  (рис. 4.25 а), другого  $T_2$  (рис. 4.25 б), третього  $T_3$  (рис. 4.25 в) та останнього  $T_{ост}$  (рис. 4.25 г) ковзного вікна. З рисунка видно характерні зміни амплітуди окремих стаціонарних компонент, які були почислені в межах першого ковзного вікна, в якому присутні ознаки засвічування фотоелемента (рис. 4.24).



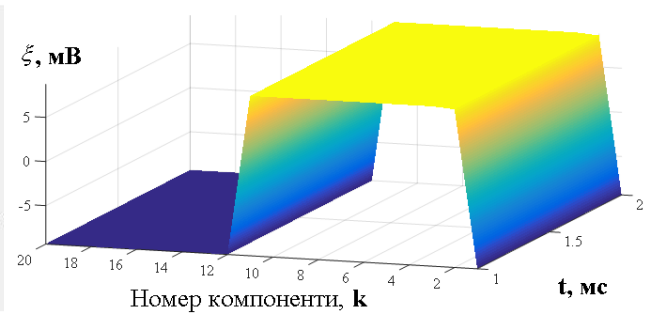
а)



б)



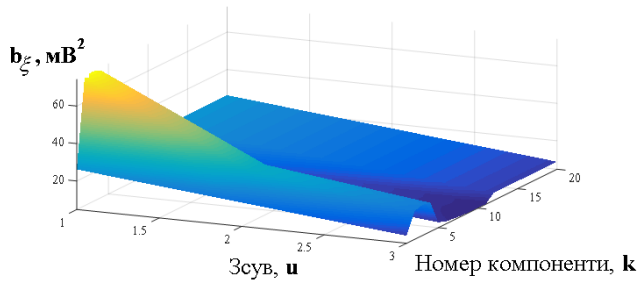
в)



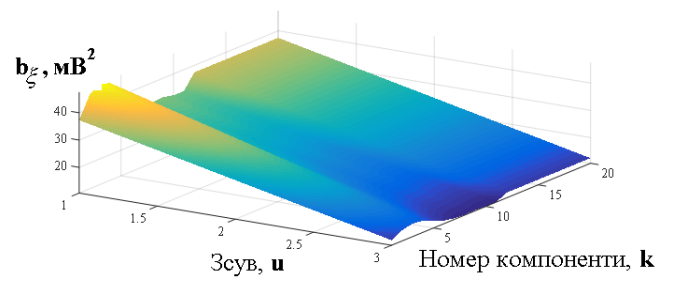
г)

На рис. 4.25 Оцінки стаціонарних компонент, почислені від реалізацій зімітованого електричного зонд-сигналу

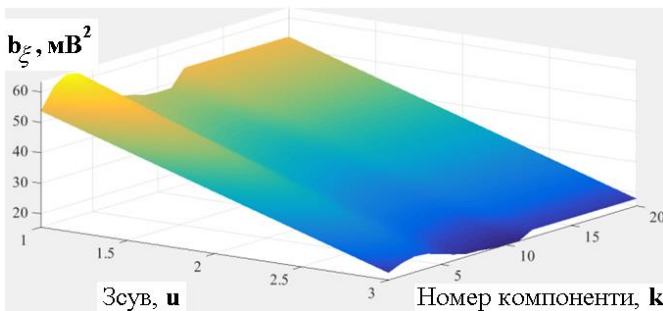
На рис. 4.26 наведено оцінки кореляційних функцій (а-г), повислені для окремих реалізацій стаціонарних компонент (рис. 4.25 а-г). На рис. 4.27 наведено оцінки кореляційних компонент (а-г), почислені від оцінок кореляційних функцій (рис. 4.26 а-г).



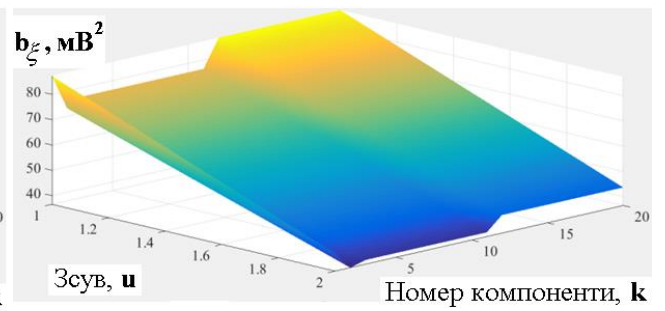
а)



б)



в)



г)

Рис. 4.26. Оцінки кореляційних функцій (а-г), повислені для окремих реалізацій стаціонарних компонент (рис. 4.25 а-г)

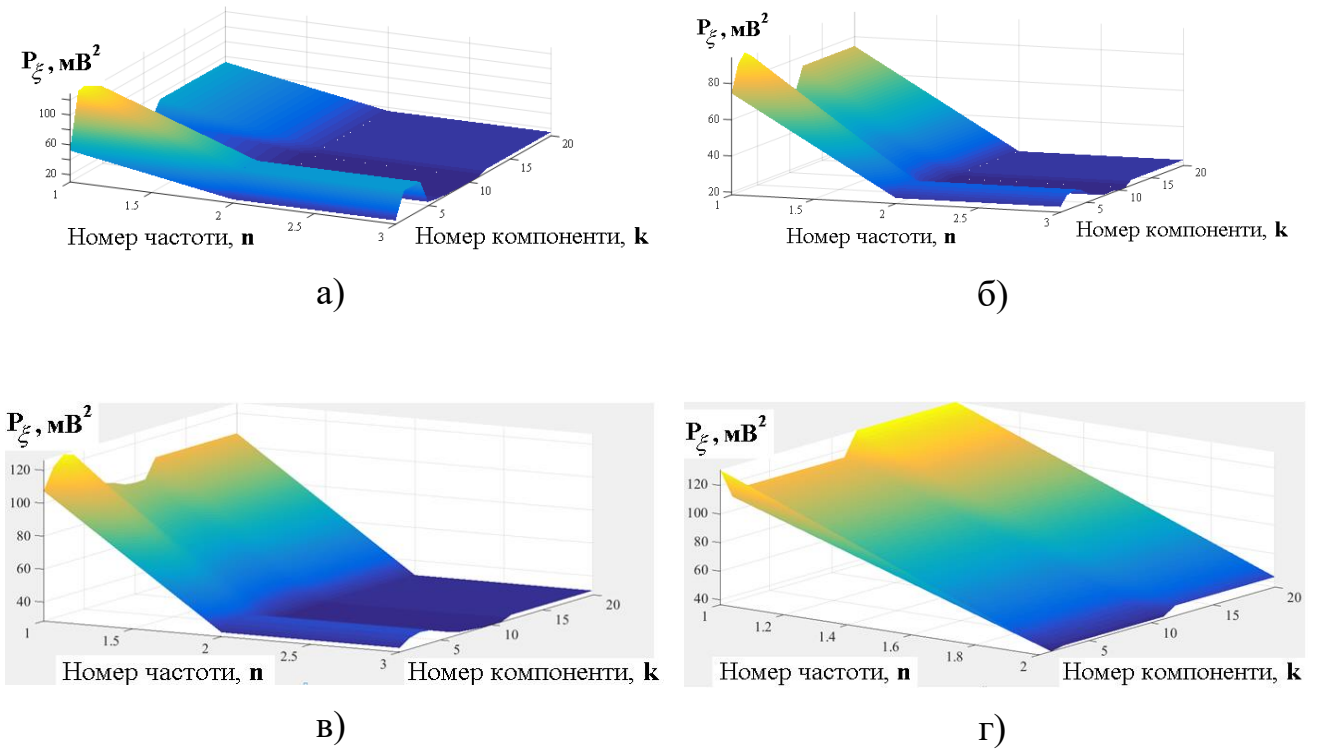
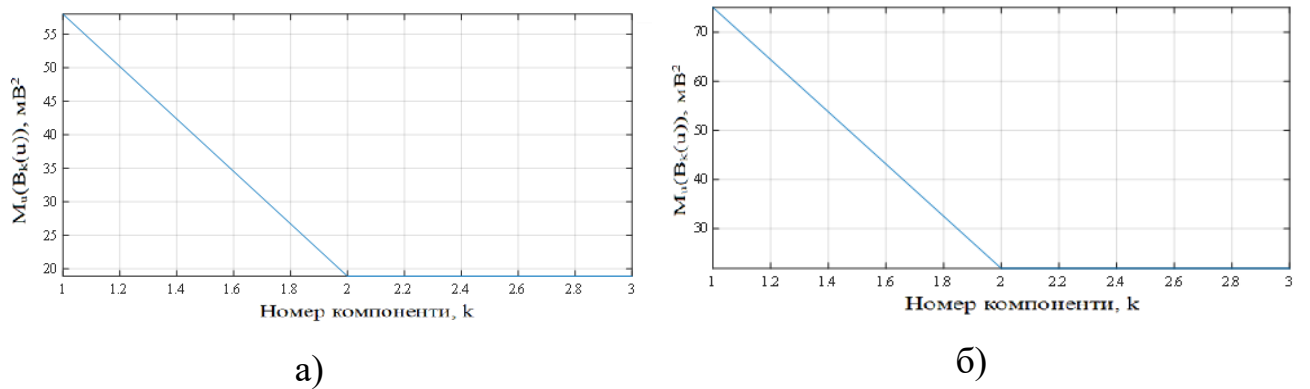
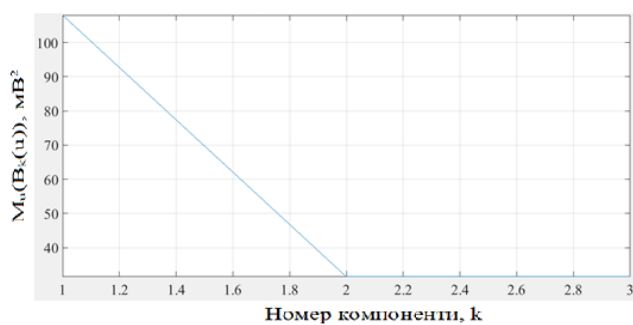


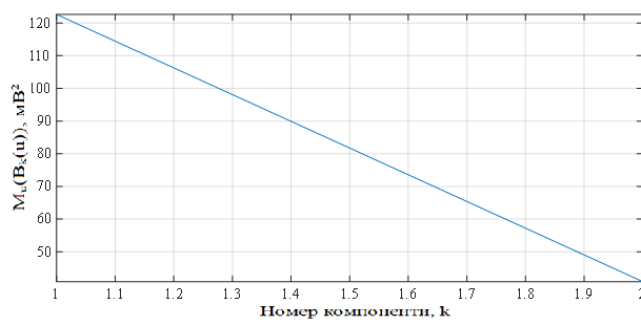
Рис. 4.27. Оцінки кореляційних компонент (а-г), почислені від оцінок кореляційних функцій (рис. 4.26 а-г)

На рис. 4.28 наведено оцінки усереднених кореляційних компонент (а-г), почислені від оцінок кореляційних компонент (рис. 4.27 а-г).





в)



г)

Рис. 4.28. Оцінки усереднених кореляційних компонент (а-г), почислені від оцінок кореляційних компонент (рис. 4.27 а-г)

В результаті аналізу отриманих оцінок стаціонарних компонент, кореляційних функцій, кореляційних компонент та усереднених оцінок кореляційних компонент можна зробити висновок, що ці оцінки придатні для оцінювання динаміки стоматологічного процесу, а запропонована імітаційна модель придатна для тестування модуля встановлення часу експозиції стоматологічних фотополімеризаторів.

#### 4.9. Висновки до розділу 4

Встановлено, що варіація оцінок дисперсії електричного зонд-сигналу в межах ковзного вікна, є чутливою до зміни стану стоматологічного процесу – полімеризації стоматологічного матеріалу та закінчення цього процесу, та може бути використана як критерій встановлення часового моменту закінчення процесу полімеризації.

Однак, значення варіація оцінок дисперсії можуть відрізнятись від дійсних внаслідок впливів на процес відбору електричних зонд-сигналів зовнішніх суб'єктивних факторів, таких, як зміна кута опромінення стоматологічного матеріалу в процесі його полімеризації через мимовільні рухи рук стоматолога, зміна величини фонового освітлення тощо. Для усунення цих недоліків необхідним

є паралельне оцінювання динаміки стоматологічного процесу за результатами опрацювання електричних зонд-сигналів синфазним методом.

Дослідивши електричний зонд-сигнал синфазним методом, отримано інформативні ознаки сигналу – кореляційні компоненти, які є інваріантними у часі, і поряд з тим виявляють локалізацію розподілу потужності сигналу на певних частотах. Отримані інваріанти показують однорідність властивостей сигналу, і поряд з тим зміни, за характером і значеннями яких можна оцінити динаміку процесу полімеризації стоматологічного реставраційного матеріалу.

Проведено імітаційне моделювання електричного зонд-сигналу та встановлено, що інформативні ознаки, почислені з використанням синфазного методу для з імітованого та експериментально відібраного сигналу показали їх подібність та можливість застосування методу ком'ютерного імітаційного моделювання для тестування програмного забезпечення блока контролю процесу полімеризації стоматологічного матеріалу промислових фото полімеризаторів.

## ВИСНОВКИ

У дисертації розв'язано актуальну наукову задачу обґрунтування математичної моделі електричного зонд-сигналу, яка має засоби врахування ознак протікання процесу полімеризації стоматологічного реставраційного матеріалу в часі, а також обґрунтування на її основі інформативних ознак сигналу та методу їх розрахунку для задачі визначення динаміки стану стоматологічного реставраційного матеріалу.

*При цьому отримано такі результати:*

1. Розроблено метод неруйнівного контролю полімеризації стоматологічного матеріалу за електричним зонд-сигналом, що є результатом відбиття від поверхні стоматологічного матеріалу УФ-випромінювання, оцінки зміни інтенсивності якого є індикаторами динаміки стану стоматологічного реставраційного матеріалу;

2. Сформульовано основні вимоги до математичної моделі електричного зонд-сигналу, зокрема врахування періодичності структури такого роду сигналів (є результатом періодичного опромінювання стоматологічного матеріалу УФ-випромінюванням), можливості візуалізації випадкової складової (визначається просторовою та кількісною неоднорідністю нанесеного стоматологічного матеріалу, впливами зовнішніх та внутрішніх чинників) і можливість оцінювання змін у часово-фазовій структурі таких сигналів (є необхідним для визначення часу закінчення процесу полімеризації та оцінювання його динаміки).

3. Обґрунтовано математичну модель електричного зонд-сигналу у вигляді імпульсного періодично корельованого випадкового процесу, яка задовольняє зазначені вимоги.

4. Обґрунтовано моменти часу закінчення процесу полімеризації стоматологічного матеріалу та критерії, що ґрунтуються на оцінюванні дисперсії електричного зонд-сигналу в межах ковзного вікна. Для оцінювання динаміки стоматологічного процесу змодифіковано алгоритм синфазного методу статистичного опрацювання електричних зонд-сигналів шляхом введення блока

задання значення періоду корельованості.

5. Установлено, що варіація оцінок дисперсії електричного зонд-сигналу в межах ковзного вікна є чутливою до зміни стану стоматологічного процесу, а отримані значення кореляційних компонент є характеристиками інформативно-інваріантних ознак електричного зонд-сигналу та відображають зміни динаміки стану стоматологічного реставраційного матеріалу.

6. Розроблено пакет комп'ютерних програм статистичного опрацювання електричних зонд-сигналів, базуючись на застосуванні алгоритму змодифікованого синфазного методу, який придатний для використання як складової частини спеціалізованого програмного забезпечення окремого модуля (автоматизованого контролю) стоматологічних фото полімеризаторів.

## СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Никитюк В. В. Метод оцінки міцності стоматологічного матеріалу: маг. 8.050902. біотехнічні та медичні апарати та системи. Тернопіль. 2011. 87 с.
2. Сов'як О. О. Особливості клінічного перебігу множинного карієсу зубів та обґрунтування лікувально-профілактичних заходів у дітей шкільного віку: дис. ... канд. мед. наук: 14.01.22 / Стоматологія. Львів, 2016. 204 с.
3. Павленко О. С. Особливості клінічного перебігу і профілактики карієсу зубів у дітей, які часто хворіють на гострі респіраторновірусні інфекції: дис. ... канд. мед. наук: 14.01.22 / Стоматологія. Полтава, 2016. 136 с.
4. Васько А. А. Вдосконалення діагностики та лікування каріозних уражень зубів у дітей, які проживають в низинній частині ендемічної зони: дис. ... канд. мед. наук: 14.01.22 / Стоматологія. Ужгород, 2017. 174 с.
5. Bagramian R. A., Garcia-Godoy F, Volpe A. R. The global increase in dental caries. A pending public health crisis. *Am. J. Dent.* 2009. Vol. 22. P. 3–8.
6. Banoczy J., Rugg-Gunn A. Epidemiology and prevention of dental caries *Acta Med Acad.* 2013. Vol. 42 (2). P. 105–107.
7. Bönecker M. A., Andaló Tenuta L. M., Pucca Jr G. A., Bella Costa P., Pitts N. Social movement to reduce caries prevalence in the world. *Braz Oral Res São Paulo.* 2013. Vol. 27 (1). P. 5–6.
8. Brown L. J., Wall T. P., Lazar V. Trends in total caries experience. Permanent and primary teeth. *J. Am. Dent. Assoc.* 2000. № 2. P. 223–231.
9. Шінкарук-Диковицька М. М. Показники захворюваності зубів та їх залежність від фенотипічних особливостей соматично здорових чоловіків із різних регіонів України: дис. ... док. мед. наук: 14.01.22 / Стоматологія. Вінниця. 2016. 450 с.
10. Данилевський М. В., Борисенко А. В., Політун А. М., Сідельнікова Л. Ф. Терапевтична стоматологія. Національного медичного університету ім. О. О. Богомольця. Методи обстеження хворого, карієс, пульпіт, періодонтит, стоматологічні вогнищевозумовлені захворювання. Київ. «Здоров'я».



2004. Том 2. 399 с.

11. Adair S. M. Evidence-based use of fluoride in contemporary pediatric dental practice. *Pediatr. Dent.* 2006. Vol. 28 (2). P. 133–142.

12. ГОСТ Р 56924-2016. Стоматология. Материалы полимерные восстановительные.

13. ISO 4049:2000(E). Dentistry – Polymer-based filling, restorative and luting materials.

14. ISO 4049:2009. Dentistry – Polymer-based restorative materials.

15. Борисенко А. В. Кариес зубов. Книга-плюс, 2005. 344 с.

16. Боровский Е. В. Кариес зубов: препарирование и пломбирование. АО «Стоматология», 2001. 144 с.

17. Макеева И. М., Николаев А. И. Восстановление зубов светоотверждаемыми композитными материалами. Практич. рук-во для врачей стоматологов-терапевтов. 2-е изд., испр. и доп. МЕДпресс-информ. 2013. 416 с.

18. Арсланов В. В. Успехи химии. Т. 63. 1994. С. 3–42.

19. Никитюк В. В., Дедів Л. Є., Хвостівський М. О. Метод комп'ютерного оцінювання міцності стоматологічного матеріалу за фотоелектричним сигналом. *Вісник Сумського державного університету. Технічні науки.* 2012. № 2. С. 182–188.

20. Nykytyuk V. V. Mathematical model of electric zond-signal for determination of the state of the resistant dental process. *Danish scientific journal. Technical sciences.* 2018. № 10-1. P. 48–54.

21. Никитюк В. В., Шадріна Г. М. Моделювання процесу затвердіння фотополімерного пломбувального матеріалу. Збірник тез доповідей Міжнародної науково-практичної конференції молодих учених та студентів «Актуальні задачі сучасних технологій» (21–22 грудня 2010. м. Тернопіль). Тернопіль, 2010. С. 8.

22. Вольнский А. Л., Трофимчук Е. С., Никонорова Н. И., Бакеев Н. Ф. Общая химия. Ж. Т. 72. 2002. С. 575–590.

23. Биденко Н. В. Стеклоиономерные материалы и их применение в стоматологии. Книга плюс, 2003. 144 с.

24. Дубова М. А., Салова А. В., Хиора Ж. П. Расширение возможностей эстетической реставрации зубов. Нанокompозиты. СПб. Петербургский государственный университет, 2005. 144 с.
25. Борисенко А. В., Неспрядко В. П. Композиционные материалы в терапевтической и ортопедической стоматологии. Книга плюс, 2001. 195 с.
26. Прокопенко В. А., Лавриненко Е. Н., Мамуня С. В. Локализация процессов образования наноразмерных железо-кислородных структур в системе  $FeO - H_2O - O_2$ . Сб. научн. тр. «Наносистемы, наноматериалы, нанотехнологии». 2005. Т. 3. № 2. С. 511–519.
27. Помогайло А. Д., Розенберг А. С., Уфлянд И. Е. Наночастицы металлов в полимерах. Химия, 2000. 672 с.
28. Борисенко А. В. Терапевтическая стоматология. Фантомный курс. Под редакцией проф. А. В. Борисенко. «Медицина», 2009. 400 с.
29. Гемонов В. В., Лаврова Э. Н., Фалин Л. И. Развитие и строение органов ротовой полости и зубов. ГОУ ВУНМЦМЗ, 2002. 256 с.
30. Леманн К. М. Основы терапевтической и ортопедической стоматологии. Под ред. Абакарова С. И., Макеева В. Ф. 1999. 262 с.
31. Магид Е. А. Мухин Н. А. Фантомный курс в терапевтической стоматологии. 1987. 304 с.
32. Николаев А. М. Препарирование кариозных полостей: современные инструменты, методики, критерий качества. МЕДпрес-синформ. 2010. 224 с.
33. Неверов В. М., Чвалун С. Н., Blackwell J., Cheng S.Z.D., Harris F. A. Особенности строения молекулярных композитов на основе полиимида и найлона-6. Высокомолекулярные соединения. 2000. Т. 42. С. 450–461.
34. Деньга О. В. Спектроколориметрическая оценка процессов минерализации в твёрдых тканях зубов. *Вісник стоматології*. 1999. № 1. С. 2–4.
35. Ландсберг Г. С. Оптика. 6-е изд., стереот. ФИЗМАТЛИТ. 2003. 848 с.
36. Никитюк В. В., Дозорський В. Г., Шадріна Г. М. Обґрунтування структури системи відбору фотоелектричних сигналів для визначення ступеня

полімеризації стоматологічного матеріалу. *Вісник Хмельницького національного університету. Технічні науки*. 2014. № 2. С. 189 – 192.

37. Драган Я. П., Никитюк В. В., Паляниця Ю. Б. Енергетично-сигнальна концепція визначення стану технологічного стоматологічного процесу як енергоактивного об'єкта. *Вісник Національного університету «Львівська політехніка». Комп'ютерні науки та інформаційні технології*. 2015. № 826. С. 368–372.

38. Никитюк В. В., Дозорський В. Г. Система відбору фотоелектричних сигналів для визначення степені полімеризації стоматологічного матеріалу. *International periodic scientific journal «МИР Науки и инноваций»* (21–30 апреля 2015. м. Иваново). Иваново, 2015. Том 2-1. С. 43–45.

39. Драган Я. П., Никитюк В. В. Процедура визначення стану технологічного, стоматологічного процесу як енергоактивного об'єкту. Матеріали II Всеукраїнської науково-технічної конференції «Теоритичні та практичні аспекти радіотехніки і приладобудування» (9–10 червня 2015. м. Тернопіль). Тернопіль, 2015. С. 76–78.

40. Dragan Y. P., Nykytyuk V. V., Palaniza Y. B. The research object mathematical model substantiation for physical and technical sciences as result, in particular, in the case of a power-activated object with a regulated activator system analysis. *Znanstvena misel journal. Technical sciences*. 2018. Vol. 1. No 19. P. 42–47.

41. Дедів Л. Є., Никитюк В. В., Хвостівський М. О. Метод оцінювання стоматологічного матеріалу за зміною оптичних характеристик під час його полімеризації. XI Міжнародна наукова конференція «Фізичні процеси та поля технічних і біологічних об'єктів» (2–4 листопада 2012. м. Кременчук). Кременчук, 2012. С. 105.

42. Бугер П. Оптический трактат о градации света. Пер. с франц. АН СССР. 1950. 484 с.

43. Браун Д., Флорд А., Сейнзбери М. Спектроскопия органических веществ. Пер. с англ. Мир. 1992. 300 с.

44. Вилков Л., Пентин Ю. Физические методы исследования в химии.

Структурные методы и оптическая спектроскопия. Мир. 2006. 683 с.

45. Пиппард А. Физика колебаний и волн: Пер. с англ. Высш. шк., 1985. 456 с.

46. Драган Я. П., Никитюк В. В. Математична модель електричного зонд-сигналу для визначення стану реставраційного стоматологічного процесу як енергоактивного об'єкту. Збірник тез доповідей VI Міжнародної науково-технічної конференції молодих учених та студентів «Актуальні задачі сучасних технологій» (16–17 листопада 2017. м. Тернопіль). Тернопіль, 2017. Том 1. С. 94–95.

47. Никитюк В. В., Хвостівський М. О. Математична модель фотоелектричного сигналу полімеризації стоматологічного матеріалу. Матеріали всеукраїнської науково-технічної конференції «Теоретичні та прикладні аспекти радіотехніки і приладобудування» (5–6 червня 2013. м. Тернопіль). Тернопіль, 2013. С. 26–29.

48. Драган Я. П., Никитюк В. В., Хвостівська Л. В. Математична модель фотоелектричного сигналу полімеризації стоматологічного матеріалу у вигляді імпульсного періодичного корельованого випадкового процесу. *Вісник Національного університету «Львівська політехніка». Комп'ютерні науки та інформаційні технології*. 2013. № 771. С. 146–149.

49. Бендат Дж., Пирсол А. Прикладной анализ случайных данных. Пер. с англ. Мир, 1989. 540 с.

50. Виноградов И. М. Математическая энциклопедия. Советская энциклопедия. В 5 томах, 1984.

51. Булинский А. В., Ширяев А. Н. Теория случайных процессов. ФИЗМАТЛИТ, 2005. 408 с.

52. Петунин Ю. И. Приложение теории случайных процессов в биологии и медицине. Наукова думка, 1981. 320 с.

53. Мышкис А. Д. Элементы теории математических моделей. Изд. 3-е, исправленное. КомКнига, 2007. 192 с.

54. Гихман И. И., Скороход А. В. Введение в теорию случайных процессов. Учеб. пособ. Изд. 2-е. Наука. 1977. 568 с.

55. Вентцель А. Д. Курс теории случайных процессов. Учеб. пособ. 2-е изд. доп. Наука. Физмат, 1996. 400 с.
56. Вентцель Е. С., Овчаров Л. А. Теория случайных процессов и ее инженерные приложения. Учеб. пособие для вузов. 2-е изд. Стер. Высш. Шк., 2000. 383 с.
57. Волков И. К., Зуев С. М., Цветкова Г. М. Случайные процессы. Учеб. для вузов. Под ред. В. С. Зарубина, А. П. Крищенко. Изд-во МГТУ им. Н. Э. Баумана. 1999. 448 с.
58. Драган Я. П. Енергетична теорія лінійних моделей стохастичних сигналів. Центр стратегічних досліджень еко-біотехнічних систем. Львів, 1997. XVI. 333 с.
59. Драган Я. П., Сікора Л. С., Яворський Б. І. Системний аналіз стану основ сучасної теорії стохастичних сигналів: енергетична концепція, математичний субстракт, фізичне тлумачення. Монографія. Львів. НВФ “Українські технології”, 2014. 220 с
60. Кудрявцев Л. Д. Курс математического анализа. В двух томах. Учебник для студентов университетов и вузов. Высшая школа. 1981. Т II. 584 с.
61. Войчишин К. С., Драган Я. П., Куксенко В. И., Михайловский В. Н. Информационные связи био-гелио-геофизических явлений и элементы их прогноза. Наукова думка, 1974. 208 с.
62. Драган Я. П. Системний аналіз принципів побудови математичних моделей і онтологія типізації їх як підстави розвитку освітнього потенціалу. Проблеми інтеграції науково-освітнього потенціалу в державотворчому процесі. Івано-Франківськ. <<ЛІК>> 2011. С. 70–75.
63. Драган Я. П., Сікора Л. С., Яворський Б. І. Системно-сигнальна концепція і моделі квантової теорії. *Вісник Держ. Ун-ту «Львівська політехніка» Фізика*. Львів, 1999. С. 187–189.
64. Драган Я., Медиковський М., Шаховська Н. Системний аналіз і проблема простору даних в інформаційних технологіях. Комп’ютерні науки та інформаційні технології. Вісник нац. ун-ту «Львівська політехніка». 2011. № 719.

С. 146–152.

65. Драган Я. П., Сікора Л. С., Яворський Б. І. Системний аналіз стану та обґрунтування основ теорії стохастичних сигналів: енергетична концепція, математичний субстрат, фізичне тлумачення. Монографія. Львів. НВФ «Українські технології», 2014. 240 с.

66. Dragan Ya. P. Energy concept of non-stationary stochastic signals: representations, transformations, statistical estimations. Proc. Latvian signal processing conf. (Apr. 24–26. 1990. Riga). Zinatne, 1990. P. 32–36.

67. Драган Я. П., Медиковський М. О., Овсяк В. К., Сікора Л. С., Яворський Б. І. Системний аналіз концепцій та принципів побудови математичної моделі досліджувального об'єкту в фізико-технічних науках та оцінювання її якості. *Вісник нац. ун-ту «Львівська політехніка». Комп'ютерні науки та інформаційні технології*. Львів. 2010. № 686. С. 170–178.

68. Драган Я. П. Случайные процессы с конечной средней мощностью, их спектры и гармонизируемость. Тез. докл. 2-й Вильнюсской конф. по теории вероятностей и математической статистики. АНЛитССР, 1977. С. 133–134.

69. Драган Я. П. Структура и представление моделей стохастических сигналов. Наукова думка, 1980. 384 с.

70. Драган Я. П. Модели сигналов в линейных системах. Наукова Думка. Київ. 1972. 302 с.

71. Драган Я. П. Ковариационный анализ эквидистантных отсчетов функции и гармонизируемых случайных процессов с финитным спектром. Отбор и обработка информации. 1992. № 8 (84). С. 1–9.

72. Драган Я. П. Свойства реализаций случайных процессов и их статистическая репрезентативность. Отбор и передача информации, 1987. № 76. С. 12–21.

73. Драган Я. П., Приймак М. В. Линейные периодически коррелированные случайные процессы. Львов. 1986. 30 с.

74. Драган Я. П., Рожков В. А., Яворский И. Н. Методы вероятностного анализа ритмики океанологических явлений. Гидрометеиздат, 1987. 319 с.

75. Драган Я. П., Яворский И. Н. Ритмика морского волнения и подводные акустические сигналы. Наукова думка, 1982. 246 с.

76. Драган Я. П. О представление периодически коррелированного случайного процесса через стационарные компоненты. 1975. Вып. 45. С. 7–20.

77. Драган Я. П., Васильев К. К., Казаков В. О., Купченко Ю. П., Омельченко В. О., Трифонов А. П. Прикладна теорія випадкових процесів і полів. Харків-Львів-Тернопіль. ТПІ. 1993. 248 с.

78. Dragan Ya., Yavors'kiy B., Chorna.Energy L. Theory of stochastic signals, separation of classes and specification of statistical processing algorithm. Proc. Of Europ. Conf. of Signal Analysis and Prediction (ECSAP-97). Prague (Czech Republic). 1997. P. 129–132.

79. Никитюк В. В. Математична модель фотоелектричного сигналу полімеризації стоматологічного матеріалу. Сборник научных трудов SWorld Материалы международной научно-практической конференции «Современные направления теоретических и прикладных исследований 2013» (19–30 марта 2013. м. Одесса). Одесса, 2013. Том 10-1. С. 55–56.

80. Лупенко С. А. Теоретичні основи моделювання та опрацювання циклічних сигналів в інформаційних системах. Монографія. Львів. “Магнолія – 2006”. 2016. 344 с

81. Лупенко С. А. Циклічні та періодичні випадкові процеси із зонною часовою структурою та їх ймовірнісні характеристики. *Вісник Тернопільського державного технічного університету. Технічні науки*. 2006. Т. 11. № 2. С. 150–155.

82. Лупенко С. А., Дем'янчук Н. Р. Структура та статистичне оцінювання ймовірнісних характеристик циклічного випадкового процесу із стохастично незалежними циклами. *Вісник Тернопільського державного технічного університету. Технічні науки*. 2009. Т. 14. № 1. С. 145–155.

83. Монтгомери Д. К. Планирование эксперимента и анализ данных. Пер. с англ. Судностроение. 1980. 384 с.

84. Налимов В. В. Теория эксперимента. Наука. 1971. 207 с.

85. Драган Я. П. Свойства реализаций случайных процессов и их статистическая репрезентативность. Отбор и передача информации. 1987. № 76. С. 12–21.
86. Грэхем Р., Кнут Д., Паташник О. Конкретная математика. Основание информатики. Мир. 1998. 703 с.
87. Клир Дж. Системология. Автоматизация решений системных задач. Мир Радио и связь. 1994. 544 с.
88. Сікора Л. С., Медиковський М. О., Грицик В. В. (мол.). Перспективні інформаційні технології в системах автоматичного управління енергоактивними об'єктами виробничих структур. Монографія. Вид. НВМ Поліграфічного технікуму УАД «Системи, технологій, інформаційні послуги». Львів. 2002. 247 с.
89. Бендат Дж., Пирсол А. Измерение и анализ случайных процессов. Мир, 1974. 464 с.
90. Бендат Дж., Пирсол А. Прикладной анализ случайных данных. Мир, 1989. 540 с.
91. Гитис Э. И. Преобразование информации для электронных вычислительных устройств. Энергия, 1975. 448 с.
92. Абакумов В. Г., Геранін В. О., Рибін О. І., Синкоп Ю. С. Біомедичні сигнали та їх обробка. Тоо «ВЕК+», 1997. 349 с.
93. Бабак В. П. Обробка сигналів. Підруч. для студ. вищ. навч. закл. Либідь, 1996. 392 с.
94. Голд Г., Рэйдер Ч. Цифровая обработка сигналов. Сов. Радио. 1973. 360 с.
95. Гольденберг Л. М., Матюшкин Б. Д., Поляк М. Н. Цифровая обработка сигналов. Справочник. Радио и связь, 1985. 312 с.
96. Горлач А. А., Минц М. Я., Чинков В. Н. Цифровая обработка сигналов в измерительной технике. Техника. 1985. 151 с.
97. Рабинер Л., Гоулд Б. Теория и применение цифровой обработки сигналов. Мир, 1978. 848 с.
98. Шрюфер Е. Обробка сигналів. Цифрова обробка дискретизованих



сигналов. Либідь. Київ, 1992. 294 с.

99. Фалькович С. Е. Оценка параметров сигнала. Сов. Радио, 1970. 336 с.

100. Зайченко К. В., Жаринов О. О., Кулин А. Н., Кулігіна Л. А., Орлов А. П. Съём и обработка биоэлектрических сигналов. Под ред. профессора К. В. Зайченко. СПб. ГУАП, 2001. 140 с.

101. Тихонов В. И. Оптимальный прием сигналов. Радио и связь, 1983. 320 с.

102. Никитюк В. В. Алгоритм реалізації синфазного методу опрацювання фотоелектричного сигналу. Збірник тез доповідей XVII наукової конференції «Природничі науки та інформаційні технології» (20–21 листопада 2013. м. Тернопіль). Тернопіль, 2013. С. 39.

103. Мандзій Б. А., Желяк Р. І. Основи теорії сигналів. Підручник. За ред. Б. А. Мандзія. Видавничий дім «Ініціатива». Львів, 2008. 240 с.

104. Макаров А. А., Тюрин Ю. Н., Макаров А. А. Статистический анализ данных на компьютере. Под ред. Фигурова В.Э. ИНФРА – М. 1998. 528 с.

105. Купер Дж., Макгиллем А. Вероятностные методы анализа сигналов и систем. Мир, 1989. 376 с.

106. Куприянов М. С., Матюшкин Б. Д. Цифровая обработка сигналов: процессоры, алгоритмы, средства проектирования. СПб: Политехника, 1999. 592 с.

107. Лившиц Н. А., Пугачев В. Н. Вероятностный анализ систем автоматического управления. Нелинейные системы. Системы дискретного действия. Сов. Радио. Часть II. 1963. 484 с.

108. Оппенгейм А. В., Шафер Р. В. Цифровая обработка сигналов. Пер. с англ. В. А. Лексаченко, В. Г. Челпанова. Под ред. Шаца С. Я. Связь, 1979. 416 с.

109. Марченко Н. Б., Нечипорук В. В., Нечипорук О. П., Пепа Ю. В. Методи оцінювання точності інформаційно-вимірювальних систем діагностики. Монографія. НАУ, 2014. 377 с.

110. Марченко Б. Г., Омельченко В. А. Вероятностные модели случайных сигналов и полей в прикладной статистической радиофизике. УМК ВО, 1988. 176 с.

111. Gardner W. Induction to random processes with application to signals and systems. Macmillan publ. comp. New York. 1986. 430 p.
112. Hurd H. L. Stationarizing properties of random shift. *SIAM J. Appl. Math.*, 1974. 26. № 1. P. 203–312.
113. Хэррис Д. Д. Использование окон при гармоническом анализе методом дискретного преобразования Фурье. ТИИЭР, 1978. Т. 66. № 1. С. 60–96.
114. Козинов И. А., Мальцев Г. Н. Модифицированный алгоритм обнаружения разладки случайного процесса и его применение при обработке многоспектральных данных. Информационно-управляющие системы. С. Пб. Санкт-Петербургский государственный университет аэрокосмического приборостроения. 2012. № 3. С. 9–17.
115. Смит Д. М. Математическое и цифровое моделирование для инженеров и исследователей. Пер. с англ. Под. ред. Чембровского О. А. Машиностроение. 1980. 271 с.
116. Лившиц М. Е., Иванов-Муровский К. А., Заславский С. Я. Численные методы анализа случайных процессов. Отв. ред. М. Майзинов. Наука, 1976. 128 с.
117. Nykytyuk V., Dozorskyi V., Dozorska O. Detection of biomedical signals disruption using a sliding window. *Scientific journal of the Ternopil National Technical University*. 2018. № 3 (91). P. 125–133.
118. Ивановский Р. Теория вероятностей и математическая статистика. Основы, прикладные аспекты с примерами и задачами в среде Mathcad. 528 с.
119. Лазарев Ю. Начала программирования в среде Matlab. Учеб. пособ. НТУУ “КПИ”. Киев, 2003. 425 с.
120. Гультияев А. К. Matlab 5.2. Имитационное моделирование в среде Windows. СПб. КОРОНА принт. 1999. 286 с.
121. Шеннон Р. Имитационное моделирование систем – искусство и наука. Пер. с англ. Мир. 1978. 421 с.
122. S.E. Mattsson, M. Andersson and K.J. Aström. Object-oriented modeling and simulation. In: Linkens, ed., CAD for Control Systems. Marcel Dekker. 1993. P. 31–69.

123. Таха Хемди А. Имитационное моделирование. Введение в исследование операций. Operations Research. An Introduction. 7-е изд. «Вильямс», 2007. С. 697–737.

124. Строгалев В. П., Толкачева И. О. Имитационное моделирование. МГТУ им. Баумана, 2008. С. 697–737.

125. Campell F. W. Robson J. R. Application of Fourier analysis to the visibility of gratings. 1968. Vol. 197. No 3. P. 551–566.

126. Згуровський М. З., Панкратова Н. Д. Основи системного аналізу. Видавнича група ВНУ, 2007. 544 с.

127. Мышкис А. Д. Элементы теории математических моделей. Изд. 3-е, исправленное. КомКнига, 2007. 192 с.

## ДОДАТКИ

## ДОДАТОК А1

## Список публікацій здобувача

*Праці, в яких опубліковано основні наукові результати:*

1. Никитюк В. В., Дедів Л. Є., Хвостівський М. О. Метод комп'ютерного оцінювання міцності стоматологічного матеріалу за фотоелектричним сигналом. *Вісник Сумського державного університету. Технічні науки*. 2012. № 2. С. 182–188. **(індексується у Google Scholar)**. – обґрунтування методу оцінювання стоматологічного матеріалу за зміною характеристик в процесі його полімеризації.
2. Драган Я. П., Никитюк В. В., Хвостівська Л. В. Математична модель фотоелектричного сигналу полімеризації стоматологічного матеріалу у вигляді імпульсного періодичного корельованого випадкового процесу. *Вісник Національного університету «Львівська політехніка». Комп'ютерні науки та інформаційні технології*. 2013. № 771. С. 146–149. **(індексується у Index Copernicus, Google Scholar)**. – обґрунтування математичної моделі електричного зонд-сигналу (фотоелектричного) у вигляді імпульсного періодично корельованого випадкового процесу та способу подання його через трансляційні компоненти.
3. Никитюк В. В., Дозорський В. Г., Шадріна Г. М. Обґрунтування структури системи відбору фотоелектричних сигналів для визначення ступеня полімеризації стоматологічного матеріалу. *Вісник Хмельницького національного університету. Технічні науки*. 2014. № 2. С. 189–192. **(індексується у Index Copernicus, Google Scholar, Polish Scholarly Bibliography)**. – обґрунтування структури та технічних параметрів складових елементів системи відбору електричних зонд-сигналів (фотоелектричних) для задачі визначення стану стоматологічного процесу.
4. Драган Я. П., Никитюк В. В., Паляниця Ю. Б. Енергетично-сигнальна концепція визначення стану технологічного стоматологічного процесу як енергоактивного об'єкта. *Вісник Національного університету «Львівська політехніка». Комп'ютерні науки та інформаційні технології*. 2015. № 826. С. 368–372. **(індексується у Index Copernicus, Google Scholar)**. – обґрунтування

застосування енергетично-сигнальної концепції процедури визначення стану технологічного стоматологічного процесу, як енергоактивного об'єкту.

5. Nykytyuk V., Dozorskyi V., Dozorska O. Detection of biomedical signals disruption using a sliding window. *Scientific journal of the Ternopil National Technical University*. 2018. № 3 (91). P. 125–133. **(індексується у Index Copernicus, Google Scholar)**. – виявлення часових моментів закінчення процесу полімеризації стоматологічного матеріалу.

6. Nykytyuk V. V. Mathematical model of electric zond-signal for determination of the state of the resistant dental process. *Danish scientific journal. Technical sciences*. 2018. № 10-1. P. 48–54. **(індексується у International Innovative Journal Impact Factor (IIJIF), Directory of Indexing and Impact Factor (DIIF), Scientific Indexing Services (SIS))**.

7. Dragan Y. P., Nykytyuk V. V., Palaniza Y. B. The research object mathematical model substantiation for physical and technical sciences as result, in particular, in the case of a power-activated object with a regulated activator system analysis. *Znanstvena misel journal. Technical sciences*. 2018. Vol. 1. No. 19 P. 42–47. **(індексується у eLibrary, International Innovative Journal Impact Factor (IIJIF), Directory of Indexing and Impact Factor (DIIF), Scientific Indexing Services (SIS), International Scientific Indexing (ISI), Cite Factor (Academic Scientific Journal))**. – обґрунтування процесу автоматизованого відбору електричного зонд-сигналу з регульованим активатором.

***Праці, які засвідчують апробацію матеріалів дисертації:***

8. Никитюк В. В., Шадріна Г. М. Моделювання процесу затвердіння фотополімерного пломбувального матеріалу. Збірник тез доповідей Міжнародної науково-практичної конференції молодих учених та студентів «Актуальні задачі сучасних технологій» (21–22 грудня 2010. м. Тернопіль). Тернопіль, 2010. С. 8. – обґрунтування актуальності задачі моделювання процесу затвердіння фотополімерного пломбувального матеріалу для оцінювання його фізико-механічних параметрів.

9. Дедів Л. Є., Никитюк В. В., Хвостівський М. О. Метод оцінювання стоматологічного матеріалу за зміною оптичних характеристик під час його полімеризації. XI Міжнародна наукова конференція «Фізичні процеси та поля технічних і біологічних об'єктів» (2–4 листопада 2012. м. Кременчук). Кременчук, 2012. С. 105. – обґрунтування методу оцінювання стоматологічного матеріалу за зміною характеристик в процесі його полімеризації.

10. Никитюк В. В. Математична модель фотоелектричного сигналу полімеризації стоматологічного матеріалу. Сборник научных трудов SWorld Материалы международной научно-практической конференции «Современные направления теоретических и прикладных исследований 2013» (19–30 марта 2013. м. Одесса). Одесса, 2013. Том 10-1. С. 55–56.

11. Никитюк В. В., Хвостівський М. О. Математична модель фотоелектричного сигналу полімеризації стоматологічного матеріалу. Матеріали всеукраїнської науково-технічної конференції «Теоретичні та прикладні аспекти радіотехніки і приладобудування» (5–6 червня 2013. м. Тернопіль). Тернопіль, 2013. С. 26–29. – обґрунтування математичної моделі електричного зонд-сигналу (фотоелектричного) у вигляді імпульсного періодично корельованого випадкового процесу та способу подання його через трансляційні компоненти.

12. Никитюк В. В. Алгоритм реалізації синфазного методу опрацювання фотоелектричного сигналу. Збірник тез доповідей XVII наукової конференції «Природничі науки та інформаційні технології» (20–21 листопада 2013. м. Тернопіль). Тернопіль, 2013. С. 39.

13. Никитюк В. В., Дозорський В. Г. Система відбору фотоелектричних сигналів для визначення степені полімеризації стоматологічного матеріалу. *International periodic scientific journal «МИР Науки и инноваций»* (21–30 апреля 2015. м. Иваново). Иваново, 2015. Том 2-1. С. 43–45. – обґрунтування структури та технічних параметрів складових елементів системи відбору електричних зонд-сигналів (фотоелектричних) для задачі визначення стану стоматологічного процесу.

14. Драган Я. П., Никитюк В. В. Процедура визначення стану технологічного, стоматологічного процесу як енергоактивного об'єкту. Матеріали II Всеукраїнської науково-технічної конференції *«Теоритичні та практичні аспекти радіотехніки і приладобудування»* (9–10 червня 2015. м. Тернопіль). Тернопіль, 2015. С. 76–78. – обґрунтування застосування енергетично-сигнальної концепції процедури визначення стану технологічного стоматологічного процесу як енергоактивного об'єкту.

15. Драган Я. П., Никитюк В. В. Математична модель електричного зонд-сигналу для визначення стану реставраційного стоматологічного процесу як енергоактивного об'єкту. Збірник тез доповідей VI Міжнародної науково-технічної конференції молодих учених та студентів *«Актуальні задачі сучасних технологій»* (16–17 листопада 2017. м. Тернопіль). Тернопіль, 2017. Том 1. С. 94–95. – обґрунтування актуальності вибору математичної моделі для забезпечення автоматизованого контролю реєстрації електричного зонд-сигналу.



**ДОДАТОК Б 1**

Текст програми оцінювання максимального значення, математичного сподівання та дисперсії електричного зонд-сигналу в межах ковзного вікна

```
x=importdata('signal1.mat');  
T=5120;  
for k=0:13  
    x1=x((k*T+1):(k*T+T));  
    d=max(x1);  
    %d=mean(x1);  
    %d=var(x1);  
    dd=d  
end
```

## ДОДАТОК Б 2

Текст програми опрацювання електричного зонд-сигналу з модифікованим  
синфазним методом

```

clear all;
x=importdata('signal1.mat');
t1=(0:(length(xe)-1))./2560;
figure(1)
plot(t1,x);
grid on
N=length(x);
TD=5150;
kilkTD=fix(N/TD);
TD1=TD-1;
n=TD*(1:kilkTD)-TD1;
for k=1:kilkTD
b(k,:)=x(n(k):n(k)+TD1);
end;
mx=mean(b);
figure(2);
plot(mx);
title('математичне сподівання');
grid on;
for k=0:kilkTD-1
xcentr((1:TD)+k*TD)=x((1:TD)+k*TD)-mean(x);
end;
l=1:TD:length(xceTdr);
for n=0:TD-1
kompstac(n+1,1:length(l))=xcentr(l+n);
end;

```

```
figure(3);
surf(kompstac);
shading iTderp;
axis tight;
title('стаціонарні КОМПОНЕНТИ');
xlabel('t,мсек');
ylabel('Номер КОМПОНЕНТИ');
grid on;
n=size(kompstac,2);
for k=1:TD
corkomp(k,:)=corPKVP(kompstac(k,:));
end;
figure(4);
surf(corkomp);
shading interp;
axis tight;
title('кореляційні КОМПОНЕНТИ');
xlabel('Зсув, u');
ylabel('номер КОМПОНЕНТИ, k');
grid on;
for k=1:TD
Bk(k,:)=abs(fft(corkomp(k,:)));
end;
figure(5);
surf(Bk);
shading interp;
grid on;
```

**ДОДАТОК Б 3**

Текст програми ком'ютерного імітаційного моделювання  
електричного зонд-сигналу

```
clear all;
k=[0.1,87.266,89.955,87.975,81.326,75.698,73.677,72.376,71.648,72.39,71.528,0,0,0,0,
0,0,0,0,0,0.1,96.412,96.101,94.402,91.42,87.765,84.067,82.993,82.447,82.357,82.667,0
,0,0,0,0,0,0,0,0.1,101.558,102.244,101.201,98.889,95.557,94.813,93.605,92.778,92.2
99,92.141,0,0,0,0,0,0,0,0,0.1,107.704,109.391,108.348,105.035,101.703,100.958,100.
751,99.924,99.445,99.287,0,0,0,0,0,0,0,0,0.1,115.850,117.536,116.493,113.182,109.8
49,108.105,105.897,106.070,104.591,104.433,0,0,0,0,0,0,0,0.1,121.996,123.682,12
2.918,119.269,115.964,113.331,112.286,113.659,113.412,113.508,0,0,0,0,0,0,0,0.1,
129.142,130.827,130.051,127.391,124.496,121.877,121.908,120.291,120.004,120.023,
0,0,0,0,0,0,0,0,0.1,136.28,137.973,137.269,134.779,132.023,130.454,129.579,129.05
8,128.867,128.987,0,0,0,0,0,0,0,0,0.1,142.435,144.118,143.606,141.609,139.367,138.
039,137.259,136.755,136.513,136.523,0,0,0,0,0,0,0,0.1,150.568,152.260,151.986,1
50.534,149.864,148.864,148.280,147.899,147.716,147.727,0,0,0,0,0,0,0,0.1,157.71
4,159.406,159.179,157.829,156.275,155.389,154.989,154.827,154.893,154.201,0,0,0,0,
0,0,0,0,0,0.1,161.278,162.987,162.998,162.998,162.998,162.998,162.998,162.998,162.
998,162.998,0,0,0,0,0,0,0,0,0];
t=(0:(length(k)-1))./10;
x1=k.*0.111;
x=x1+80;
figure(1);
plot(t,x);
title('сигнал до центрування');
grid on;
```

## ДОДАТОК В 1

“ЗАТВЕРДЖУЮ”  
 ФОП Назаренко Т.М.  
 м. Тернопіль, вул. Шашкевича 3/42,  
 46002.

“27” серпня 2018р.

М.П.



## ДОВІДКА

**про впровадження результатів науково-дослідної роботи  
 Никитюка Вячеслава Вячеславовича  
 на тему: “Математична модель електричного зонд-сигналу для  
 визначення динаміки стану реставраційного стоматологічного процесу”**

Результати отримані при виконанні науково-дослідної роботи, зокрема запропонована технологія автоматизованого контролю та візуалізації динаміки стану процесу полімеризації, експозиції і контролю протікання процесу в часі світло-затверджуючих (фотополімерних) композитів, які використовуються в стоматології.

Новизна розробки полягає в тому, що технологія автоматизованого контролю візуалізації динаміки стану процесу експозиції з регульованим активатором дозволяє оцінювати зміну інтенсивності опромінювання стоматологічного матеріалу із зменшенням негативного впливу на поверхню внутрішніх порожнин рота.

Прийнято рішення про можливість впровадження в стоматологічній практиці технологію автоматизованого контролю візуалізації динаміки стану процесу експозиції.

Примітка:

Дана довідка не є підставою для фінансових розрахунків.

Лікар-стоматолог 1-ої категорії,  
 хірург 2-ої категорії.

Лікар-стоматолог



Назаренко Т.М.

Лучка В.І.

## ДОДАТОК В 2

### ДОВІДКА

**про впровадження результатів науково-дослідної роботи  
на тему: “Математична модель електричного зонд-сигналу для  
визначення динаміки стану реставраційного стоматологічного процесу”**

Результати отриманні при виконанні науково-дослідної роботи, зокрема технологію автоматизованого контролю та візуалізації динаміки стану процесу полімеризації, експозиції і контролю протікання процесу в часі світло-затверджуючих (фотополімерних) композитів, яка може використовуватися в стоматологічній практиці.

Впровадження результатів науково-дослідної роботи Никитюка Вячеслава Вячеславовича дозволяє вирішити проблему покращення фізико-механічних властивостей стоматологічних матеріалів (світло-затверджуючих композитів) і тим самим підвищувати їх надійність на довговічність.

Прийнято рішення про можливість впровадження в стоматологічній практиці технологію автоматизованого контролю візуалізації динаміки стану процесу експозиції і контролю протікання процесу в часі.

Примітка:

Дана довідка не є підставою для фінансових розрахунків.

Лікар-стоматолог вищої категорії,  
хірург, ортопед.



Круглицький М.М.



## ДОДАТОК В 3

«ЗАТВЕРДЖУЮ»

ФОП Станчев І.І.

/ Станчев І.І. /

"23" липня 2018

М.П. Іван

М. Тернопіль, 46012

вул. Золотопрська 7/37.



## Акт впровадження

## наукових результатів дисертаційної роботи

## Никитюка Вячеслава Вячеславовича

Даний акт складено про те, що в рамках двосторонньої співпраці при виконанні робіт за темою дисертаційного дослідження **“Математична модель електричного зонд-сигналу для визначення динаміки стану реставраційного стоматологічного процесу”**, запропонована технологія автоматизованого контролю та візуалізації динаміки реставраційного стоматологічного процесу світло-затверджуючих (фотополімерних) композитів, які використовуються в стоматології.

Новизна розробки полягає в тому, що технологія автоматизованого контролю та візуалізації динаміки реставраційного стоматологічного процесу дозволяє визначити оптимальний час експозиції і здійснює контроль протікання процесу полімеризації в часі.

Прийнято рішення про можливість впровадження в стоматологічній практиці технологію автоматизованого контролю візуалізації динаміки реставраційного стоматологічного процесу.

Примітка:

Цей акт не є підставою для виплати авторської винагороди за результатами впровадження.

Лікар-стоматолог вищої категорії,  
хірург, ортопед, ортодонт.

Станчев І.І.

Лікар-стоматолог, ортодонт.

Станчев Я.І.

Лікар-стоматолог, ортодонт.

Станчева Н.І.



## ДОДАТОК В 4

„ЗАТВЕРДЖУЮ”

Проректор з наукової роботи,  
заслужений діяч науки і техніки України,  
доктор біологічних наук, професор  
Кліщ І.М.



*Кліщ І.М.* 2018 р.

## Акт впровадження

1. *Назва пропозиції для впровадження:* Комп'ютерна програма для статистичного відбору, обробки та імітаційного моделювання зміни динаміки стану стоматологічного процесу.
2. *Ким запропоновано, виконавець, адреса:* Никитюк В.В. асистент кафедри комп'ютерних наук Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя, кафедра комп'ютерних наук, м. Тернопіль, вул. Руська, 56.
3. *Джерело інформації:* Дисертаційна робота Никитюка В.В. на тему: “Математична модель електричного зонд-сигналу для визначення динаміки стану реставраційного стоматологічного процесу”.
4. *Де впроваджено:* Тернопільський державний медичний університет імені І.Я. Горбачевського, м. Тернопіль, вул. Чехова, 7, кафедра дитячої стоматології.
5. *Термін впровадження:* 2018 р.
6. *Загальна кількість спостережень:* 103.
7. *Висновок по впровадженню:* Використання запропонованої комп'ютерної програми дає змогу проводити відбір та обробку електричних зонд-сигналів для можливості оцінювання динаміки стану стоматологічного процесу та оцінювання часових моментів закінчення процесу полімеризації фотополімерного композитного матеріалу. Комп'ютерна програма використовується в навчальному процесі при викладанні тем: «Лікування карієсу тимчасових і постійних зубів у дітей».

Завідувач кафедри  
дитячої стоматології,  
доктор медичних наук, професор

Авдєєв О.В.