

БЮМ ЕДИЧНА ІНЖЕНЕРІЯ №4, квітень 2017

науково - практичний журнал



Засновники:

ГО «Всеукраїнська асоціація біомедичних інженерів і технологів»

ГО «Всеукраїнська асоціація клінічної хімії і лабораторної медицини»

Головний редактор:

В.Б. Максименко

Заступник головного редактора:

А.Б. Хейломський

Керівник проекту:

Н.Г. Гноева

Технічний редактор:

О.К. Білошицька

Секретаріат:

М.Ю. Гльоза

Партнери журналу:

- Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут»
- Інститут електрозварювання ім. Є.О. Патона НАН України
- Національний інститут серцево-судинної хірургії ім. М.М. Амосова НАМН України
- Національне агентство з акредитації України
- Підкомітет 09 «Медицина» Технічного комітету з акредитації НААУ
- Технічний комітет №166 «Клінічні лабораторні дослідження і системи для діагностики in vitro»
- Міжвідомчий науко-навчальний центр серцево-судинної інженерії

Редакційна колегія:

- А.І. Бих, д. фіз-мат. н., проф.
- В.М. Горицький, д. тех. н., проф.
- В.А. Деєв, к. мед. н.
- О.М. Дуган, д. біол. н., проф.
- В.Я. Жуйков, д. тех. н., проф.
- С.М. Злепко, д. тех. н., проф.
- С.В. Клименко, д. мед. н., проф.
- Л.М. Козак, д. біол. н. проф.
- В.І. Коржов, д. мед. н., проф.
- А.Г. Лунева, д. мед. н., проф.
- Л.Л. Лукаш, д. біол. н., проф.
- В.Б. Максименко, д. мед. н., проф.
- В.П. Манойлов, д. тех. н., проф.
- Є.А. Настенко, д. біол. н.
- О.О. Новіков, д. хім. н., проф.
- В.Н. Проценко, к. мед.н., доц.
- Г.С. Стеценко, д. мед. н., проф.
- В.П. Яценко, д. мед. н., проф.
- Г.С. Тимчик, д. тех. н. проф.
- Б.І. Яворський, д. тех. н. ст.н.с.

Адреса для листування:

biomedconf@gmail.com

Журнал «Біомедична інженерія»

Зареєстрований Міністерством юстиції України, свідоцтво про реєстрацію

КВ № 17522-6272Р від 04.03.2011

Дизайн, оформлення та опубліковані матеріали є об'єктом авторського права та охороняються відповідно до законодавства України. Використання яких-небудь опублікованих у виданні матеріалів або їх фрагментів допускається лише з письмового дозволу редакції.

Відповідальність за достовірність досліджень, фактів, власних імен та інших відомостей несуть автори публікацій. Редакція не завжди розділяє думку авторів.



ГРОМАДСЬКА ОРГАНІЗАЦІЯ «ВСЕУКРАЇНСЬКА АСОЦІАЦІЯ БІОМЕДИЧНИХ ІНЖЕНЕРІВ І ТЕХНОЛОГІВ»

АСОЦІАЦІЯ біомедичних інженерів та технологів – це неприбуткова організація, консолідація зусиль працівників і студентів у галузі біомедичної інженерії і технології, інженерно-технічних наук, біології і медицини у напрямку розвитку, розробки і застосування біологічної і медичної техніки, матеріалів і виробів медичного призначення, технологій їх застосування, а також захисту професійних і соціальних інтересів членів.

Мета Асоціації:

- сприяння реалізації творчого потенціалу та ініціативи за напрямками розвитку біо- та медико-інженерної науки і освіти, медичної промисловості, технологій охорони здоров'я, біотехнологій, задоволення та захисту професійних і соціальних інтересів членів Асоціації;
- об'єднання та удосконалення досвіду членів Асоціації для оптималь-

ного використання потенціалу їх можливостей у сфері захисту здоров'я населення шляхом сприяння профілактиці, діагностиці та лікуванню захворювань людини, відновлення її фізіологічного стану та усунення анатомічних і фізичних вад з використанням технічних засобів та інженерних знань; в тому числі захисту, стимулювання, відновлення, тимчасової та повної заміни органів і їх частин за допомогою медичної техніки, біоматеріалів, штучно створених матеріалів біологічного походження, технологій репродукції організмів і біологічних об'єктів;

- сприяння проведенню наукових досліджень і розвитку навчання за напрямками біомедичної інженерії в різних галузях науки, техніки, охорони здоров'я, створення сприятливих умов для розвитку наукових інтересів, забезпечення безперервної освіти, послідовного професійного зростання членів асоціації, із відповідною сертифікацією їх наукового, освітнього і професійного рівня.

ЗМІСТ

Громадська організація «Всеукраїнська асоціація біомедичних інженерів і технологів»	3
<i>Chorni K. V., Khudetskyu I. Yu.</i> The Automated System Of Diagnostic Neuromuscular Pathologies And Building Rehabilitation Programs For Patients After Their Treatment	6
<i>Nesteruk I., Redaelli A., Kudybyn I., Piatti F., Sturla F., Votta E., Siryk S., Chertov O.</i> Post-Processing 4D MRI Images In Order To Visualize The Unsteady Blood Flow In Large Vessels And Ventricles	8
<i>Yevtifyeyev S.L., Prokopovich I.V.</i> Extended Root Dental Implants	11
<i>Богайчук І.В., Зубков С.В.</i> Пошук оптимального алгоритму нейростимуляції	15
<i>Бурлака Н.І.</i> Штучні органи: проблеми і перспективи	19
<i>Бурцева Л. М., Дубко А. Г.</i> Використання методу електроімпедансометрії в медицині	22
<i>Димань М.М.</i> Вплив способів остеосинтезу на деформування кісток кінцівок при дії фізіологічних навантажень	26
<i>Дорош О.І., Степанюк О.Ю., Дорош Н.В.</i> Мобільні інформаційні технології для комплексного оцінювання та стабілізації показників ментального здоров'я	30
<i>Дудзінський Ю.М., Манічева Н.В., Жукова А.В.</i> Струминні акустичні випромінювачі для біотехнологій	33
<i>Зубчук В.І., Соломін А.В., Каушлян А.І., Штанічева М.В., Борозенець Д.А.</i> Засоби адаптивної лазерної терапії	36
<i>Зубчук В.І., Соломін А.В., Штанічева М.В., Каушлян А.І.</i> Автоматизований комплекс для дослідження електричних параметрів біологічно активної зони	40
<i>Інтелегатор Д.О., Худецький І.Ю.</i> Формалізація вибору індивідуальних програм реабілітації ..	45
<i>Кизима О.В., Ладишкова О.Ю., Діуца І.В., Кизима О.О.</i> Формування рухової культури шляхом вдосконалення мотиваційної сфери і реалізаційної ефективності рухів	47
<i>Калашнікова Л.Є. Бобрулько А.В.</i> Ефективність методу ультразвукового зрошення для лікування захворювань зовнішнього вуха	50
<i>Калашнікова Л.Є. Козаченко Е.С.</i> Ефективність низькочастотного ультразвукового впливу для отримання стійких суспензій нанокарбонової присадки багатofункціонального дії	52
<i>Калінкевич О.В., Калінкевич О.М., Данильченко С.М., Погорелов М.В., Дейнека В.М., Васильєв Р.Г., Скляр А.М.</i> Біоматеріали на основі хітозану для реконструктивно-відновлювальної хірургії та тканинної інженерії	55
<i>Карпенко О.С., Сташенко К.В., Рожнова Р.А., Галатенко Н.А., Кісельова Т.О.</i> Нові полімерні матеріали медичного призначення з лізоцимом	58
<i>Ковальчук І.С., Дунаєвський В.І., Маслов В.П., Назарчук С.С., Котовський В.Й., Тимофеев В.І.</i> Дистанційна інфрачервона термографія в оцінці ефективності лікарських засобів	61
<i>Кулик Л.В., Кулеш Д.В., Рожнова Р.А., Галатенко Н.А.</i> Дослідження біосумісності полімерних імплантаційних матеріалів з фолат-похідним фероцену для медицини	63

<i>Лимаренко О.М., Дащенко О.Ф., Свінар'юв Ю.М.</i> Визначення напружень і деформацій в конструкціях для фіксації переломів передпліччя.....	66
<i>Михайлова П.О., Зубков С.В.</i> Фотоплетизмограф з виділенням патерну дихання.....	70
<i>Орел В.Е., Рихальський О.Ю., Мельник А.В., Шевчук А.В., Романов А.В., Шевченко А.Д., Лукін С.М., Бурлака А.П.</i> Пристрій для синтезу протипухлинного наноконструкції з фіксованими магнітними властивостями.....	72
<i>Прокопович І.В., Савельєва О.В., Павлишко А.В., Костіна М.М.</i> Проектування суцільнолитих зубопротезних конструкцій з використанням сучасних комп'ютерних технологій.....	75
<i>Репало А.Б., Білошицька О.К.</i> Методи нелінійного аналізу для дослідження ЕЕГ.....	77
<i>Реп'ях О.В., Білошицька О.К.</i> Машинне навчання в біомедичній інженерії.....	80
<i>Руденчик Т.В., Рожнова Р.А., Наражсайко Л.Ф., Руденко А.В.</i> Біоматеріали з тіамулін фумаратом на основі поліуретансечовин з фрагментами кополімеру N-вінілпіролідону з вініловим спиртом у їх структурі.....	84
<i>Смірнов Я.С.</i> Методи детектування епілептичних нападів на основі варіабельності серцевого ритму.....	86
<i>Смолякова І.Д.</i> Вдосконалення мотиваційної сфери і реалізаційної ефективності рухових дій студентів у процесі підготовки та проведення тестування їх фізичної підготовленості.....	88
<i>Хоменко В.О. Аверьянова О.А.</i> Роль мобільних додатків при наданні невідкладної допомоги.....	91
<i>Цуприк Г.Б.</i> Математичне моделювання та оцінювання відгуку біооб'єкту при його активних біомедичних дослідженнях з низькоінтенсивним подразненням.....	94
<i>Шидловський М.С., Заховайко О.П., Димань М.М.</i> Порівняльні показники надійності систем остеосинтезу.....	96
<i>Шидловський М.С., Лакша А.А., Мусієнко О.С.</i> Особливості остеопорозноподібної трансформації кісткової тканини у ділянці вогнепальних переломів.....	100
<i>Шликов В.В.</i> Біофізичні особливості застосування методів інфрачервоної термографії в кардіохірургії.....	104
<i>Щербина Д.А., Є. Яворська Є.Б.</i> Алгоритм розрахунку необхідної кількості інсуліну.....	110
<i>Якимчук В.С., Носовець О.К.</i> Задача створення класифікаційних моделей визначення патологічних станів організму людини.....	114

UDC 681.5:004

THE AUTOMATED SYSTEM OF DIAGNOSTIC NEUROMUSCULAR PATHOLOGIES AND BUILDING REHABILITATION PROGRAMS FOR PATIENTS AFTER THEIR TREATMENT

Chorny K. V., Khudetsky I. Yu.

National Technical University of Ukraine "Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute"
Department of biomedical engineering
Kyiv, Ukraine

Abstract. The aim of the research is to create a diagnostic system for detection of the neuromuscular diseases using modern methods of analysis of biomedical signals. The system will generate rehabilitation programs for patients with neuromuscular diseases. There are many different approaches: expert systems, to detect characteristics of disease using electromyographic signal measurement, SVM classification method and extracting signals of individual motor unit action potentials. Based on the characteristics the system make recommendations for treatment and rehabilitation of patients. This integrated system will provide not only the diagnosis of neuromuscular diseases, but also the generation of rehabilitation programs to recover patients after treatment.

Key words: neuromuscular diseases, diagnostics, rehabilitation.

Резюме. Мета дослідження полягає в створенні діагностичної системи для виявлення нервово-м'язових захворювань за допомогою сучасних методів аналізу біомедичних сигналів. Також система має генерувати реабілітаційні програми для пацієнтів, як страждають від нервово-м'язових захворювань. Для досягнення мети можна використати багато різних підходів: експертні системи, для виявлення ознак захворювання, вимірювання ознак електроміографічного сигналу, класифікацію ознак захворювання за методом опорних векторів, а також вилучення сигналів індивідуальних груп м'язових волокон з комплексного сигналу. На основі виявлених ознак можна скласти рекомендації для лікування та реабілітації пацієнтів. Така комплексна система забезпечить не тільки діагностику нервово-м'язових захворювань, а й генерацію реабілітаційних програм для відновлення пацієнтів після лікування.

Ключові слова: нервово-м'язові захворювання, діагностика, реабілітація.

Justification. There is a large number of neuromuscular diseases. However, an effective system for diagnostic neuromuscular pathologies and good rehabilitation program, can help maintain the patient's quality of life, as well as maximize the patient's physical and psychosocial functions. It can also minimize, prevent or limit physical defects, and allow the patient to integrate into society.

The human skeletal muscular system is mainly responsible for providing the required forces to perform various actions. This system consists of the nervous system and the muscular system, which together form the neuromuscular system. Neuromuscular disorders originating in the nervous system, in the neuromuscular junctions, and in the muscle fibers have different degrees of severity ranging from minor loss of strength to amputation due to neuron or muscle death. Neuromuscular disorders can be caused by several different muscle fibers or nerves, occasionally far removed from the symptoms. Hence precise localization of the disorder is of paramount importance so that more focused treatment can be administered. Electromyography (EMG) is used for diagnosing patients with neuromuscular disorders. Type of pathology, location and etiology may be investigated by using characteristic of the EMG waveform. However, these techniques assist doctors in their

diagnosis but in complicated cases more invasive methods such as muscle biopsies or more sophisticated imaging techniques such as ultrasound or MRI are required.

Aim and Objectives. The analysis of EMG signals is generally carried out by trained and skilled neurologists who in addition to examining EMG waveforms also use techniques such as needle conduction studies and muscle acoustics. Problems occur when there are too few experts to meet the demand of patients and, hence, it is becoming more and more important to develop an automated diagnostic systems based on EMG readings. This need provides capacity for the application of machine learning techniques for the detection and classification of neuromuscular disorders based on EMG signal processing. These diagnostic systems will help medical specialists in detecting anomalies in the neuromuscular system.

The aim of diagnostic systems is to improve the quality of diagnosis, treatment and rehabilitation of patients with neuromuscular diseases by the use of modern computing devices and algorithms to automate these processes.

The main objective is to develop software for the diagnosis of neuromuscular pathologies and building programs for rehabilitation of patients after their treatment.

Systems for diagnosis neuromuscular pathologies. Rajdeep Borgohain and Sugata Sanyal (2012) have described the Expert System for Diagnosis of Neuromuscular Disorders [2]. They report that the system has a graphical user interface where the user of the system is asked to answer a few questions in yes or no which are prepared according to the symptoms shown by neuromuscular disorder patients. According to the feedback of the user, the expert system uses the RETE algorithm to search the knowledge base and matches the patterns of the symptoms to those in the knowledge base. If the pattern matches, the expert system shows the user the diagnosis of his disease. The system also advises the user to undergo the tests for confirmation of the disease and offers the patient with the treatment options.

Brian D. Bue, Erzsebet Merenyi and James M. Killian (2013) presented a methodology to predict the presence of myopathy (muscle disease) from intramuscular electromyography (EMG) signals [3]. By evaluating the shape and frequency of electrical action potentials produced by muscular fibers and captured in EMG measurements, a physician can often detect both the presence and the severity of such disorders. EMG measurements can vary significantly across different subjects, different muscles, and according to session-specific characteristics such as muscle fatigue and degree of contraction.

From a review of the literature, Anjana Goen (2014) proposed to analyze the electrical activity from skeletal muscles during rest and during weak and maximal contraction. EMG signal is composed of motor unit action potentials (MUAPs) which is a compound signal generated by the muscle fibers of the MU, and its amplitude, duration, and shape vary in individual muscles according to a number of factors including the number of muscle fibers of the motor unit (MU), the spatial distribution of end-plates and the age of the subject. Furthermore, the individual muscle MUAPs vary, and it is insufficient to evaluate a single or a few MUAPs. Thus, MUAPs can be identified and tracked using pattern recognition techniques. The resulting information can be used to determine the origin of the disease, i.e. neuropathic or myopathic [4].

Abdulhamit Subasi (2013) described the classification of EMG signals using PSO optimized SVM for diagnosis of neuromuscular disorders [7]. Support vector machine (SVM) is an extensively used machine learning method with many biomedical signal classification applications. In this study, a novel PSO-SVM model has been proposed that hybridized the particle swarm optimization (PSO) and SVM to improve the EMG signal classification accuracy. This optimization mechanism involves kernel parameter setting in the

SVM training procedure, which significantly influences the classification accuracy. The experiments were conducted on the basis of EMG signal to classify into normal, neurogenic or myopathic.

Constantinos S. Pattichis, Christos N. Schizas and Lefkos T. Middleton (1995) reported neural network EMG diagnostic models in conjunction with quantitative analysis provide an integrated solution to the problem of automated EMG evaluation. It should be emphasized that if the disease process is advanced and the electrophysiological abnormalities are many and obvious, although automated EMG analysis might be of less importance diagnostically, it may be useful for detecting and characterizing changes on a series of examinations. On the other hand, the application of computer-aided EMG analysis is very important in detecting pathology in those early or mild cases of a disease where the electrophysiological abnormalities are relatively slight and may escape accurate diagnosis [6].

C.D. Katsis, Y. Goletsis, A. Likas, D.I. Fotiadis and I. Sarmas (2006) proposed a novel method for the extraction and classification of individual motor unit action potentials (MUAPs) from intramuscular electromyographic signals. That method automatically detected the number of template MUAP clusters and classifies them into normal, neuropathic or myopathic. It consisted of three steps: preprocessing of electromyogram (EMG) recordings, MUAP detection and clustering and MUAP classification [5].

Rehabilitation programs for people with neuromuscular disorders. Neuromuscular diseases are inherited, chronic, degenerative and progressive. The main characteristics of neuromuscular diseases are: muscular weakness, contractures, scoliosis, respiratory insufficiency, cardiac affection, nutrition disturbances, dependence on the help of others, possible social isolation and physiological problems. Appropriate rehabilitation programs should influence all mentioned characteristics [8].

Individuals with neuromuscular diseases are characterized by a progressive weakening and loss of functional skeletal muscles. The disability associated with neuromuscular diseases depends on the specific type of disease, pathogenesis, extent of clinical involvement, and rate of progression. Although several therapeutic treatments have been proposed for neuromuscular diseases, with the exception of certain inflammatory and metabolic myopathies, there is currently no effective pharmacologic management.

An essential tool to maintain and improve strength, increase endurance, improve function, and enhance quality of life is through exercise. Strength training (progressive resistance exercise) increases lean

body mass, muscle protein mass, contractile force, power, and improves physical function [1].

Conclusion. In this work we have reviewed existing diagnostic methods such as a system that uses the sequences of questions to identify disease by symptoms, another one that uses intramuscular electromyography signals. Anjana Goen proposed to analyze the electrical activity from skeletal muscles during rest and during weak and maximal contraction. There are also few systems which proposed to analyze EMG signals by SVM classification, Wavelet analysis, machine learning, classification and clustering MUAP's signals etc. Also, we reviewed some rehabilitation methods, that allow people to recover after disease.

We offer a new system, which allows not only to diagnose neuromuscular diseases, but also generate a rehabilitation program based on individual patient's needs. It is a completely new approach in the treatment of neuromuscular diseases, which will allow people to detect and cure disease as quickly as possible.

References

1. Abresch, R. T., Han, J. J., and Carter, G. T. (2009). Rehabilitation Management of Neuromuscular Disease: The Role of Exercise Training. *Neuromuscular Disease*, Vol. 11, No. 1.
2. Borgohain, R., Sanyal, S. (2012). Rule Based Expert System for Diagnosis of Neuromuscular Disorders, pp. 1-5. arXiv preprint arXiv:1207.2104, <https://arxiv.org/abs/1207.2104>

3. Bue, B. D., Merenyi, E., and Killian, J. M. (2013). Classification and Diagnosis of Myopathy from EMG Signals. Workshop on Data Mining for Medicine and Healthcare, in conjunction with the 13th SIAM International Conference on Data Mining (SDM-DMMH), Austin, TX.

4. Goen, A. (2014). Classification of EMG Signals for Assessment of Neuromuscular Disorders. *International Journal of Electronics and Electrical Engineering*, Vol. 2, No. 3.

5. Katsis, C. D., Goletsis, Y., Likas, A., Fotiadis, D. I., and Sarmas, I. (2006). A novel method for automated EMG decomposition and MUAP classification. *Artificial Intelligence in Medicine* 37, 55—64.

6. Pattichis, C. S., Schizas, C. N., and Middleton L. T. (1995). Neural Network Models in EMG Diagnosis. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 42, No. 5.

7. Subasi, A. (2013). Classification of EMG signals using PSO optimized SVM for diagnosis of neuromuscular disorders. *Computers in Biology and Medicine* 43, 576–586.

8. Zupan, A. (2004), Rehabilitation Programs for people with Neuromuscular Disorders. *ZDRAV VESTN*, 73: 47–50.

UDC 532, 616.1

POST-PROCESSING 4D MRI IMAGES IN ORDER TO VISUALIZE THE UNSTEADY BLOOD FLOW IN LARGE VESSELS AND VENTRICLES

Nesteruk I.¹, Redaelli A.², Kudybyn I.¹, Piatti F.², Sturla F.², Votta E.², Siryk S.¹, Chertov O.¹

¹ National Technical University of Ukraine “Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute“, Kyiv, Ukraine

² Dipartimento di Elettronica, Informazione e Bioingegneria, Politecnico di Milano, Milan, Italy

Abstract. Magnetic resonance imaging (MRI) using the phase contrast methods for three-dimensional velocity gives the opportunity to quantify time-resolved 3D flow patterns *in vivo*. However, its applicability in clinics is limited due to the complex post-processing required to extract the information and the difficulty to synthesize the obtained data into clinical useful parameters.

In this work, a software tool is presented which analyzes the raw data and provides information along the whole vessel, between two selected cross-sections and in the vicinity of the selected points. The algorithm has been tested on datasets of patients with bicuspid aortic valve and healthy volunteers. Results are provided both as maximum and time-averaged values in aorta, pulmonary artery, left and right ventricles and can be used by medical doctors in order to investigate different valve and/or vessel pathologies.

Key-words. 4Dflow, MRI; bicuspid valve, aortic flow, vessel pathologies

Резюме. Магнітно-резонансна томографія (МРТ) з використанням методів фазового контрасту для тривимірної швидкості дає можливість кількісно оцінити моделі 3D потоку *in vivo*. Проте її застосування в клініках обмежене через складність подальшої обробки та синтезу інформації в клінічно корисні параметри. В даній роботі представлений програмний продукт, який аналізує первинні дані і надає інформацію по всій довжині судини, між двома обраними перетинами або в околі вибраної точки. Алгоритм

був протестований на базі даних пацієнтів з двостулковим аортальним клапаном та здорових волонтерів. Представлені максимальні та усереднені в часі значення в аорті, легеневій артерії, лівому і правому шлуночках, що можуть бути використані лікарями для дослідження різних патологій клапанів та судин.

Ключові слова: 4D-потік, МРТ, двостулковий аортальний клапан, аортальна течія, паталогія судин.

Introduction. The MRI data can be an effective tool for the unsteady blood flow investigations in aorta and large vessels (see, e.g., [1-4]). The problem is to extract the points located inside the vessel from the regular MRI grid, since the level of signal outside the aorta can be comparable and even greater than inside the vessel. For the time averaged data, the level of noise is smaller but can still exceed the values of velocity components inside the vessel.

Therefore, there is a need for a user-friendly tool, which could segment the vessel shape and estimate the blood flow characteristics with minimum of manual operations. For example, it is a need to avoid manual selecting the points located on or near to the vessel boundaries on each of MRI slices, since this procedure (used in many existing algorithms) is very time and labor expensive. In our paper, we will present such tool, which visualize the flow near a selected point and at different flow sections, automatically selects the points located inside the vessel, and calculates some useful instant and averaged characteristics of the blood flow.

Purpose of the study. Development and testing a user-friendly tool for the blood flow visualization, automatic segmentation of large vessels and calculation the flow characteristics with the use of 4D MRI data.

Materials and Methods. We shall use the phase contrast MRI data (see, e.g., [1]) with the space resolution of approximately 2 mm and time resolution of 10-20 time frames during one heart bit. These characteristics ensure large enough number of points in the vessel

cross section in order to analyze the flow patterns and their changes in time. To select the MRI grid points, located inside aorta, we shall use the properties of the steady Hagen–Poiseuille flow in a cylindrical pipe, e.g., [5], for which the local velocities are directed along the pipe axis. We use MATLAB software for post-processing DICOM files and creating a user-friendly interface.

Results and discussion. The developed code allows visualization of the blood flow in the vicinity of the point selected by the user, calculating instant and averaged in time and space velocities and shear stresses (in the vessel cross-section), and displaying results versus time frames as shown in Figs. 1 and 2. It is also possible to visualize the flow in a selected part of the vessel as shown in Fig.3. To segment the aorta or the pulmonary artery we need to select only one point located inside the vessel as shown in the center of Fig. 4. The developed MATLAB code needs 10-12 seconds of PC time to select the points of the MRI grid located near one vessel cross-section and calculate the parameters of the blood flow. Known algorithms need to select some points (5-6) on the vessel boundary at every MRI data slice and yield similar vessel shapes. We have tested the algorithm with the use of 25 data sets obtained for bicuspid aortic valve (BAV) affected and healthy people. In this paper we present the results concerning only one patient affected by BAV and dilation of the aorta.

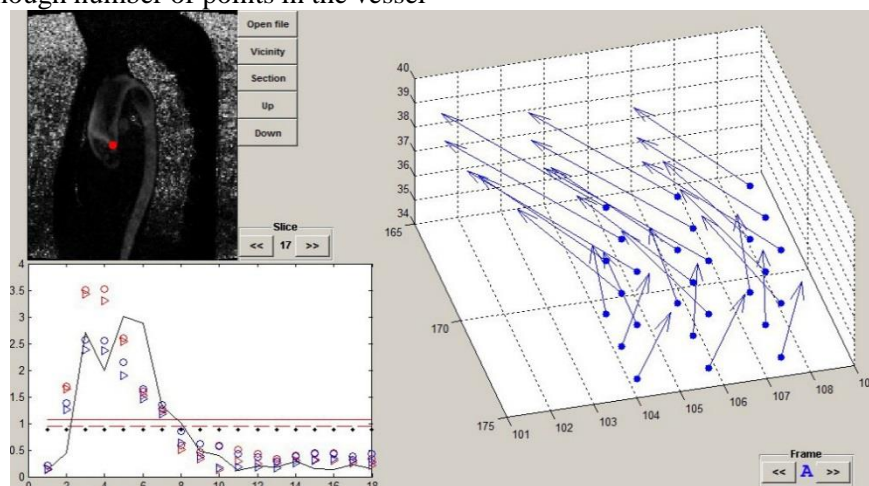


Figure 1 – Local visualization of the blood flow in aorta in the vicinity of the selected point (left above). The vectors of averaged velocity in 27 points are shown in the right graph. The flow velocities in m/s and shear stresses in Pa (black line) are shown left below versus time frames: instant velocity in the selected point (red

markers) and averaged in time (straight red lines) and space (blue markers); the normal velocities (in the direction of the time averaged velocity in the selected point) are presented by “triangles”, the magnitudes of velocities – by “circles”.

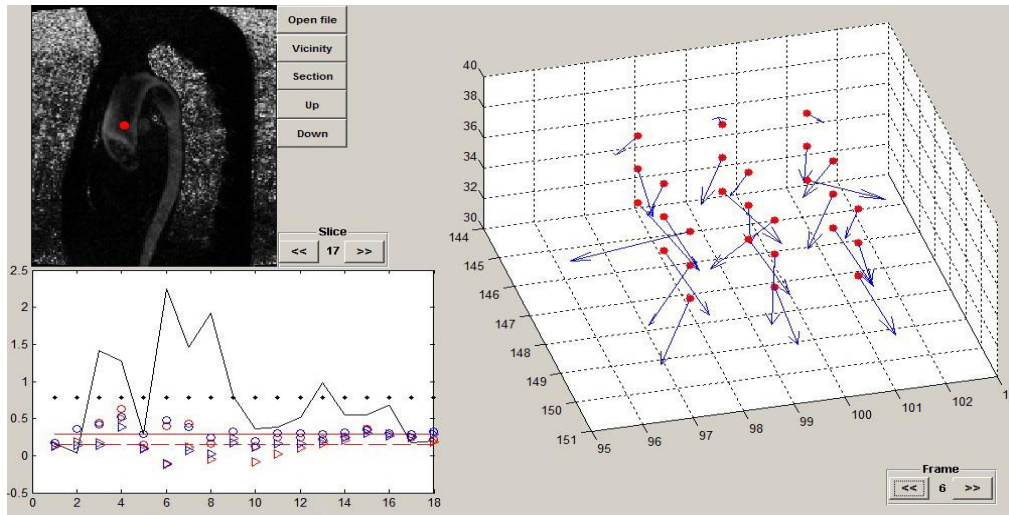


Figure 2 – Local visualisation of the unclear area at the moment of time, corresponding to the maximum shear stress (black line, time frame 6).

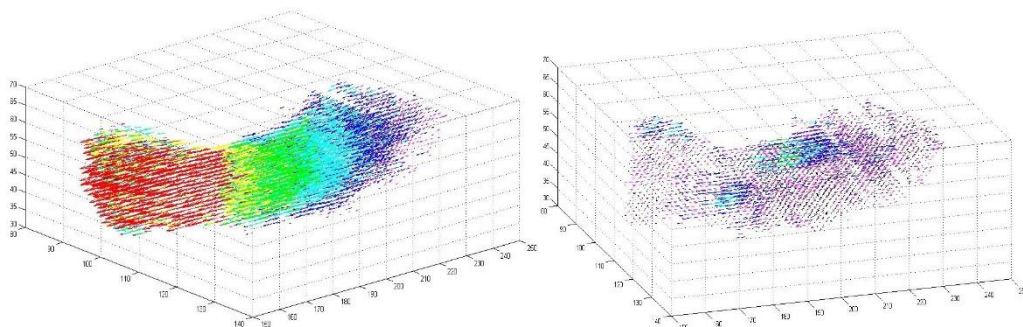


Fig. 3. The flow patterns in the left ventricle and aorta valve for different moments of time: left corresponds to the maximum systole, time frame 7, right – to the diastole, time frame 11.

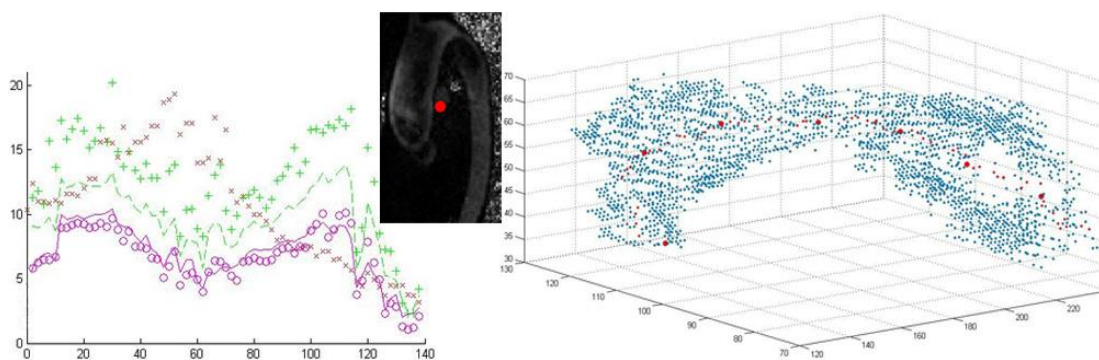


Fig. 4. Segmentation of the pulmonary artery and right ventricle with the use of one selected point (center). The flow characteristics at the maximum systole versus the distance in mm along the centre line (shown by red points in the right graph): the radii averaged with the use of different approaches are shown by lines and circles, the maximum radius by “crosses” (all in mm), the maximal velocity in decimeter/sec is presented by “x” markers.

Conclusions. A user-friendly interface is developed to visualize the blood flow near a selected point and to calculate its characteristics. The fully automatic algorithm, based on the properties of the steady Hagen–Poiseuille flow, was used to segment the vessel shape, to visualize the blood flow in a set of vessel section and to calculate its characteristics along the center line. The software was tested on 25 datasets and provides maximum and time-averaged values in aorta, pulmonary artery, left and right ventricles. The results demonstrate that the developed software can be used in clinics by medical doctors in order to investigate different valve and/or vessel pathologies.

Further investigations. All developed algorithms have to be improved and integrated in the user-friendly tool. The software must be tested with the use of multiple data sets in order to select the most important characteristics for diagnostics of different pathologies of the heart and large vessels.

Acknowledgment. The study was supported by EU-financed Horizon-2020 project AMMODIT (Grant Number MSCA-RISE 645672).

References

1. M.A. Bernstein et al. (2004) - Handbook of MRI Pulse Sequences, Elsevier.
2. Umberto Morbiducci et al., In Vivo Quantification of Helical Blood Flow in Human Aorta by Time-Resolved Three-Dimensional Cine Phase Contrast. *Annals of Biomedical Engineering*, Vol. 37, No. 3, March 2009, pp. 516–531, DOI: 10.1007/s10439-008-9609-6
3. Umberto Morbiducci et al. Mechanistic insight into the physiological relevance of helical blood flow in the human aorta: an in vivo study, *Biomech Model Mechanobiol*, DOI 10.1007/s10237-010-0238-2
4. F. Piatti, S. Pirola, M. Bissel, I. Nesteruk, F. Sturla, A. Della Corte, A. Redaelli, E. Votta. Towards the improved quantification of in vivo abnormal wall shear stresses in BAV-affected patients from 4D flow imaging: Benchmarking and application to real data, *Journal of Biomechanics*, 2017, v. 50 (2017), pp. 93-101.
5. L.G. Loitsyanskiy, *Mechanics of Liquids and Gases*, Begell House, New York and Wallingford, 6th ed, 1995, 961 p.

UDC 616.314-77:616-089.843:669.295

EXTENDED ROOT DENTAL IMPLANTS

Yevtifyeyev S.L., Prokopovich I.V.
Odessa National Polytechnic University

Abstract. The most commonly it is used industrial titanium alloys in dental implantology. Fatigue strength of titanium alloy implant is little and the destruction occurs on the fatigue mechanism. This causes a negative reaction, the patient and the distrust of the companies manufacturers of data types of implants. Studied: macrostructure fractures, after the surface treatment of various types of implant, namely - after destruction, once installed in the lower jaw and new. Microhardness was measured on the cross section of the implant, which allows to conclude on the uneven strength of the section. It is proposed to develop new titanium alloys, as well as consider new designs of implants.

Keywords: implant, root pin, titanium, titanium alloys.

Резюме. Найбільш часто в стоматологічній імплантології застосовуються промислові сплави титану. Втомна міцність сплавів титану невелика і руйнування імплантів відбувається по усталостному механізму. Це викликає негативні реакції пацієнта і недовіра до фірм виробникам даних типів імплантів. Вивчено: макроструктура зламів, поверхні після обробки різних типів імплантів, а саме – після руйнування, після установки в нижню щелепу і нові. Виміряна мікротвердість по перетину імплантів, що дозволяє ЗРОБИТИ висновок про по міцності нерівномірно перетину. Запропоновано розробити нові титанові сплави, а також розглянути нові конструкції імплантів.

Ключові слова: імпланти, корневий штифт, дентальна стоматологія, титан, стопи титану.

Introduction. In the widely used dental root implants are kotoroh in that the jawbones twist pins, which dress and other fixed elements of the implant. The pin is based, the root element of the implant and its destruction of the most sensitive for the doctor and the patient. The study of the destruction causes of the pins

of dental implants will determine not only the destruction of the mechanisms, but also to help technologists and doctors in improving the reliability and durability of these elements.

Analysis of recent publications and achievements. For the first time the titanium is used for osteosynthesis Levanthol in 1951, but the credit for the massive use of titanium in implantology belongs Branemark. However, the use of industrial alloys with all of their advantages and disadvantages are not completely Leray allows to identify all advantages of these alloys. The strongest root implants: Screw and cylindrical. They grow in the bone tissue and fully mimic the natural root system. However, titanium alloys have lower fatigue strength and destroyed by alternating loads directly in the oral cavity that delivers limited to users in the negative emotions and can cause serious damage. However, despite this, the titanium alloys are increasingly being used in dental implantology and beyond.

Objective. To study the nature of the destruction of root implants made of titanium alloys, the cause of the damage and recommend methods to prevent these defects.

Statement of the base material. In dentistry widely used dental root implants, which are installed in the upper and lower jaw. The dental implant structure depicted in Figure 1.

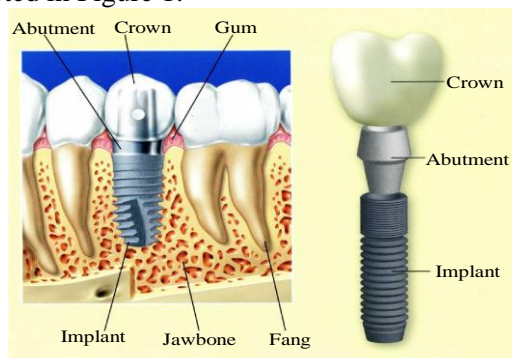


Figure 1 – The structure of the dental implant

Dental implants are made of titanium alloys. Due to the fact that titanium alloys are bioinert materials, as well as completely coalesce with bone tissue, which allows their use in the body 30 – 40.

Companies – manufacturers of these implants are mainly located in Europe and the United States. There are many designs of implants, one of which is shown in Figure 1. There are also implants with a conical pin (implant) and a cylindrical shape, with flats on the end and without them, with vnuirenney threaded for installation of the abutment and its cone for planting, self-tapping and self-drilling. The common factor is the requirement that the distance vertically to the bone should be no less than 6.5 mm.

The materials for dental implants meet the following requirements:

- 1 – lack of pathological changes in the tissues of the body's organs and disorders of vital functions and tissues during the entire period of their operation;
- 2 – materials should not have toxic, carcinogenic and allergic effects on human tissues and organs;
- 3 – mechanical strength and durability under alternating loads during chewing;
- 4 – biocompatibility, namely the formation of dense bone and fibrous bone connections;
- 5 – be resistant to corrosion, does not injure the surrounding tissues, to cause inflammation in the surrounding biological tissues, not cause allergic reactions;
- 6 – to be simple to manufacture and use of a wide range of specialists (low cost, manufacturability, sterelizuemost);
- 7 – easy to input and output, and it is removed from the bone without injury.

The materials for implants are: stainless steels, titanium alloys, mineralokeramicheskie materials of Al_2O_3 (sapphires of various types) to the abutment, cobalt – chrome alloys. Since 1951, the most widely used titanium alloys began. The main advantages of titanium as compared with other metal-based materials are high elasticity, sufficient mechanical strength, high corrosion resistance in body fluids. The negative properties of titanium may include fatigue and destruction of the oxide film in contact with iodine and oxalic acid.

Brand of titanium alloys used in the dental implant shown in Table 1.

Table 1 – Chemical composition of dental titanium alloys 5832 / II and ASTM F 67-89

Element	Grade 1, %	Grade 2, %	Grade 3, %	Grade 4, %	Ti-6Al-4V, %
Nitrogen	0.03	0.03	0.05	0.05	(0.05)
Carbon	0.1	0.1	0.1	0.1	(0.1)
Hydrogen	0.015	0.015	0.015	0.015	(0.015)
Iron	0.2	0.3	0.3	0.5	(0.4)
Oxygen	0.18	0.25	0.35	0.5 (0.4)*	(0.2)
Aluminum	no	no	no	no	(5.5 – 6.75)
Vanadium	no	no	no	no	(3.5 – 4.5)
Titan	balance	balance	balance	balance	balance

* – ISO and ASTM data coincide in many points with their divergence ASTM figures given in brackets

Table 2 – Mechanical properties of titanium by ISO 5832 / II and ASTM F 67-89

Indicator	Grade 1, MPa	Grade 2, MPa	Grade 3, MPa	Grade 4, MPa	Ti-6Al-4V, MPa
The tensile strength of	240	345	450	550	(895)
Yield	170	230 (275)	300 (380)	440 (483)	(830)

Domestic analogues of these alloys are alloys according to GOST 19807-91 VT1-0, VT1-00, VT6 and VT6-1 [1].

For the research, the following samples:

1 – destroyed titanium implant after extraction – sample 1, Figure 2, *a*;

2 – implant after removal from the jaw or rather, one-piece with plug and manufactured by the same company – sample 2, Figure 2, *b*;

The basic mechanical properties of titanium alloys western and domestic coincide and are given in Table 2.

3 – implant a new one in the state of delivery manufactured by another company – the sample 3, Figure 2, *c*.

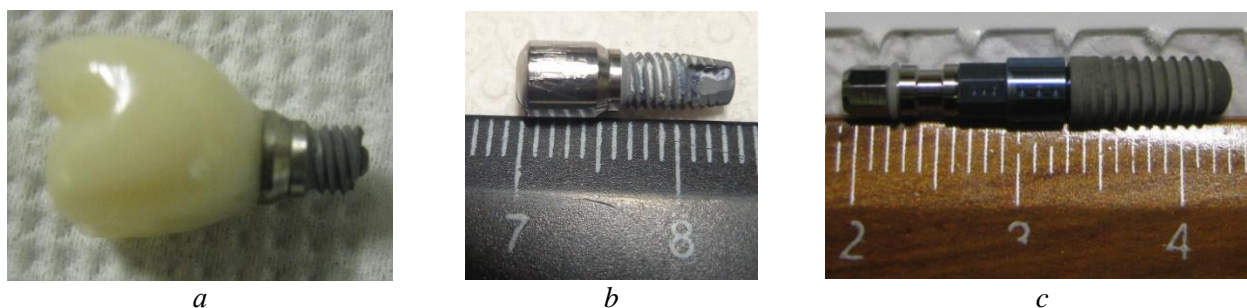


Figure 2 – Samples implant for research: *a* – destroyed tooth root implant to 4 thread turns; *b* – a dental implant with a cap after extraction; *c* – a dental implant as delivered

The article does not discuss options for destruction, when blame the subjective factor – namely, the excess dental implant efforts at tightening pin of the implant in the patient's jaw. However, there are such cases, subjective error component but not more than 11 %.Screw of the implant is completely immersed in the bone tissue and have an internal thread at the abutment. Differences between the samples 1 and 2 are absent, are minor differences with the sample 3, due to manufacturing technology manufacturers.

The destruction of the sample 1 in the patient's jaw in the fourth round of the thread was on the fatigue mechanism. Fractures are shown in Figure 3. It has a characteristic fracture focus, characteristic of a mixed load of bending with simultaneous compression – stretching. Loads of small, cyclic up to 120 N×cm (classification).

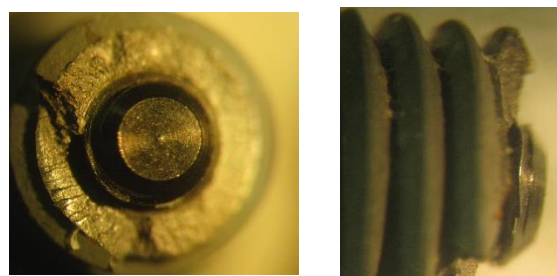


Figure 3 – Fracture of the implant specimen 1, the focus is on the beginning of the destruction zone (×4 zoom2)

Front of fatigue crack propagation is directed counterclockwise.

Fractometrical fracture analysis shows that there is a deformation of the thread turns, there was a break in the bone that is not typical for bending loads. Note that the bending strength refracted on average 2 – 2.5 times less than in tension. Fatigue strength (endurance) for titanium alloys is extremely low. The projecting portion of the abutment to be installed on the internal

thread is located close to the site of fracture focus. Thread the abutment on the last turn and deformed.

Detailed analysis showed the presence of threads on internal cracking coils in multiple threads, as shown in Figure 4, *a*.

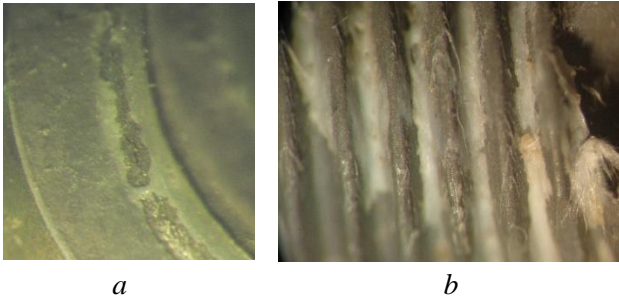


Figure 4 – View thread: *a* – multiple cracks internal thread ($\times 4$ zoom 2); *b* – the sample surface the thread 2 ($\times 4$ zoom 2)

To determine the cause of damage to the implant has been extracted from the patient's jaw plug – Analysis Sample 2. Sample 2 showed that the implant is manufactured by slicing machining of external and internal thread, which significantly weakens the cross-section. Residual stresses of the first kind arising during threading are clearly character rastyagivayuschih. The fourth and fifth turns of microcracks detected, as ledges and depressions in the thread, as shown in Figure 4, *b*. One can see the remnants of the connective tissue, smooth surface of the thread, without excessive roughness.

It is known that the machinability of titanium alloy machining, using the blade tool is low and burrs are often formed, which is stress concentrators. And this, in turn, is the focal point of origin of the fatigue crack.

The microstructure is shown in Figure 5. The etching was conducted reagent Kroll.

On the microstructure can be seen a large number of non-metallic inclusions, the structure is a typical α -Ti. This implant is not subjected to a hardening heat treatment: quenching and aging, and subject only to full annealing, then confirmed by the study of the microhardness on the PMT-3 instrument and is HV0.05 191 – 262 Non-metallic inclusions on the following group structure: oxides rounded, irregular nitrides shape, slag inclusions and carbides, which is particularly dangerous in terms of the fatigue strength. Intermetallic particles are not detected.



Figure 5 – The microstructure of the implant ($\times 486$)

In comparison surveyed a sample 3. Sample the other by the manufacturer and treated other forming techniques and has a rough surface, as shown in Figure 6.

The thread of the implant in this case has a larger pitch and sandblasted surface and manufacturing the thread was performed by using pressure treatment, possibly knurled. This treatment creates a residual compression stress, which favorably affects the fatigue strength due to residual compressive stresses arise. Microhardness measurements were carried out in three areas of the internal thread, medium, and external thread. The results are shown in Table 3.

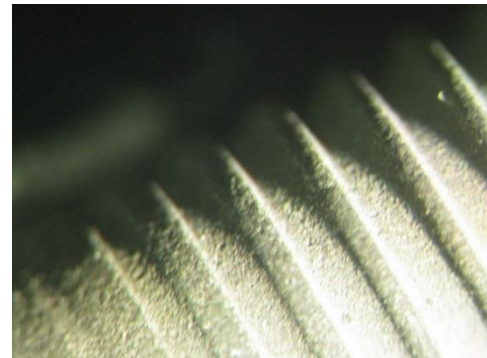


Figure 6 – the thread surface of the sample 3 ($\times 4$ zoom 2)

The results show that the greatest hardening and has internal threads gradually decreases the microhardness of the thread to the projections. In this case, the internal surfaces can occur tensile stress, which increases the tendency to fatigue failure.

It is advisable to say that the destruction of the most sensitive pins implant procedure for replacing or abutment crown is not too difficult. In contrast, in the destruction of the pin in the jaw pins requires special extraction technology. Therefore, this item has critical in dental implantology.

Table 3 – The results of measurements of microhardness

Zone de mesure	The measurement zone of the drum division	Microhardness, HV0.05
Interior	56 – 62	262 – 318
Average	58 – 66	237 – 303
External (root)	65 – 68	233 – 246

Conclusions:

Destruction of a tooth implant pin occurs fatigue mechanism under complex loading compression bending. The cause of fatigue failure is the presence of defects after machining, namely nonmetallic inclusions, and cracks.

Manufacture of implants pressure treatment should be carried out, not by machining, and in case of failure of such technology to apply surface hardening techniques to produce residual compressive stresses on the threads in order to increase fatigue strength.

It is necessary to develop a new titanium alloys specifically for dental implants that provide improvement in the mechanical properties and biocompatibility, such as alloys of Ti-Ta, Ti-Pt, Ti-Ag and others. Also, it is advisable to use a special organic coating to

increase the rate of implantation implanting the connecting bone tissue.

To ensure the quality of implants required to carry out 100 % inspection at all stages of production – from checking the raw materials to control after finishing.

Literature

1. Ильин, А.А. Титановые сплавы. Состав, структура, свойства: Справочник / А.А. Ильин, Б.А. Колачев, И.С. Полькин. – М.: ВИЛС-МАТИ, 2009. – 520 с.

2. Параскевич, В.Л. Дентальная имплантология / В.Л. Параскевич. – М.: Abuse. 2004. – 325 с.

3. Misch, Carl E. Dental Implant Prosthetics / Carl E. Misch. – Mosby, 2004. – 626 p.

4. Миш, Карл Е. Ортопедическое лечение с опорой на дентальные импланты / Карл Е. Миш. – М.: МЕДпресс-Информ, Рид Элсивер, 2010 – 616 с.

УДК 611.8

ПОШУК ОПТИМАЛЬНОГО АЛГОРИТМУ НЕЙРОСТИМУЛЯЦІЇ

Богайчук І.В., Зубков С.В.

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»

Резюме. У статті проаналізована нейростимуляція постійним струмом, обґрунтовано актуальність дослідження сигналів стимуляції змінним, імпульсним та випадковим струмом різної форми. Розроблена модель зворотного зв'язку в комплексі з електроенцефалографічним дослідженням.

Ключові слова: мікрополяризація, нейростимулятор, сигнал, спектральний аналіз, електроенцефалографія.

Abstract. The article analyzes the neurostimulation DC, actuality research of the stimulate signals of variable, pulse and random shocks of different shapes. The feedback model combined with electroencephalographic research.

Keywords: micropolarization, neurostimulator, signal, spectral analysis, electroencephalography.

Вступ. Розглядається проблема відновлення центральної регуляції функцій організму людини (надалі пацієнта) при широкому спектрі неврологічних захворювань з використанням транскраніальної (далі – ТКМП) і трансвертебральної (далі – ТВМП) мікрополяризації (далі – МП). Механізми впливу на нервову тканину малих постійних струмів можуть бути співставленні (або тотожними) з

фізіологічними процесами, які забезпечують діяльність нервової тканини. Підтвердженням є результати робіт Д.С. Воронцова, Н.П. Бехтеревої, В.А. Ілюхіна та інших [1, 2, 3]. У роботах В.С. Русінова було показано, що найбільш адекватним і фізіологічним способом впливу на нервову систему для поступового вимірювання стану нервової тканини є слабкий постійний електричний струм [1, 2].

ТКМП і ТВМП поєднують неінвазивність традиційних фізіотерапевтичних процедур (електросон, різні варіанти гальванізації) з досить високим ступенем вибіркової впливу, характерною для стимуляції через інтрацеребральні електроди [1–5]. ТКМП і ТВМП дозволяють поліпшити або відновити рухові, психічні, мовні функції, перешкоджати судомним нападам, зменшити вогнища деструктивного ураження головного мозку у хворих з інсультом і черепно-мозковою травмою [1, 5].

При широкій сфері застосування в Україні сертифікована методика нейростимуляції лише постійним струмом, проте найбільший інтерес становить вплив змінним імпульсним або випадковим струмом, за допомогою якого буде збільшена глибина і локалізація. Актуальність дослідження стимуляції змінним, імпульсним та випадковим струмом підтверджена сучасними дослідженнями провідних університетів світу, які показують високу ефективність методу мікрополяризації при лікуванні неврологічних хворих з патологією рухів, затримкою психічного розвитку, порушенням мови, зору, епілепсії та інших захворювань з використанням сигналів різної форми.

Мета. Визначити параметри алгоритму стимуляції для проведення процедур МП низкоамплітудним постійним і змінним електричним струмом. Під оптимальним алгоритмом мається на увазі поєднання ефективного і безпечного впливу на нервову систему пацієнта.

Матеріали і методи. Базуючись на обраній тематичі необхідно було опрацювати матеріали за напрямками:

- Методика нейростимуляції
- Параметри сигналу впливу
- Основні характеристики нейростимулятора
- Нормативні документи та патентний пошук
- Програмне та апаратне забезпечення

Для відтворення і дослідження сигналів був виконаний нейростимулятор. Пристрій терапевтичний «Стім», побудований на основі сертифікованого пристрою фірми «Ріамед-Полярис» і використовується як стенд для проведення дослідження ефективності алгоритмів нейростимуляції. Також підібрано програмне забезпечення, що дозволило віртуально створити модель, оцінити правильність вибору сигналу. Для побудови сигналів різної фо-

рми було обрано пакет MicroCap – 9, у якому є можливість задати параметри системи, оцінити реакцію і дослідити спектральний аналіз. Для візуалізації процесу аналізу даних при електроенцефалографічному картуванні і таким чином відображення зворотного зв'язку використано середовище LabVIEW. Всі вибрані програми мають демонстраційну або обмежену в функціоналі версію, що підходить для вирішення поставлених цілей.

Результати дослідження та їх обговорення. Аналіз шляхів поширення струму при неінвазивному впливі вимагає врахування можливих біофізичних механізмів дії слабого струму на мозок через нашкірні електроди. Опір живих тканин залежить від виду струму: найбільший опір тканин до постійного струму. При впливі постійного струму (I) на живі тканини сила струму не залишається постійною, а відразу ж після накладення потенціалу починає поступово знижуватися і, в підсумку, встановлюється на рівні, який у багато разів нижче, ніж вихідний. Це пояснюється виникненням електрорушійної сили [1 – 3]. Ця сила $E(t)$ є функцією часу і зменшує прикладену напругу (U). Закон Ома для біологічних систем матиме вигляд:

$$I = \frac{U * E(t)}{R}, \quad (1)$$

де I – сила струму, U – напруга, E – ЕРС, R – опір тканин.

Опір тканин (R) також змінюється, значення на початку стимуляції ділянки тіла в різних людей відрізняється. Електроди виконані з силіконового матеріалу, тому враховували площу контакту і відстань між ними за методиками ТКМП і ТВМП. Враховуючи площу контактів електродів і максимальний струм, розраховали допустиме значення густини струму, яке є основним параметром при підрахунку кількості енергії стимуляції.

Кількість енергії, що подаємо на пацієнта та глибина проникнення сигналу – є критеріями ефективності стимуляції, оскільки, за рахунок коректного вибору цих параметрів, зменшується період лікування та збільшується ефективність процедури. Нейростимуляція за тривалістю не більше 40 хвилин, що відповідає медико-технічним вимогам.

Отже, було визначено основні характеристики за якими проводиться моделювання процедури нейростимуляції. Всі розраховані параметри наведені у Таблиці 1 вказані при максимальному значенні струму.

Таблиця 1 – Параметри нейростимуляції

Найменування параметрів	Міжнародний стандарт	Стимм
Імпеданс шкіри пацієнта, кОм	до 50	18
Сила струму, мА	2	1
Напруга, В	до 50	27
Площа контакту електрода, см ²	35	17.5
Густина струму, мА*см ⁻²	0.057	0.057
Тривалість впливу, хв	до 40	20
Крок задання струму, мкА	10..25	10

Дослідження алгоритму струмів з різною формою імпульсів (прямокутною, експоненціальною, синусоїдальною за стандартом), було проведено у МС – 9 за допомогою математичних формул та перетворень при різній тривалості (від 1 до 300мс) і модуляції їх у серії різної тривалості та частоти при інтенсивності до 50мА. Моделювання сигналу різної форми проводилось з використанням генератора з частотою 20, 60 та 100Гц, при цьому сигнали накладалися для кращої візуалізації при порівнянні

основних гармонік (рис. 1). В результаті спектрального аналізу отримали основну гармоніку сигналу, що в свою чергу дозволяє реалізувати механізм біологічного зворотного зв'язку, оскільки гармоніки будуть прослідковуватись при проведенні електроенцефалографічних досліджень. Це дасть змогу інтерпретувати та візуалізувати систему «стимул – реакція».

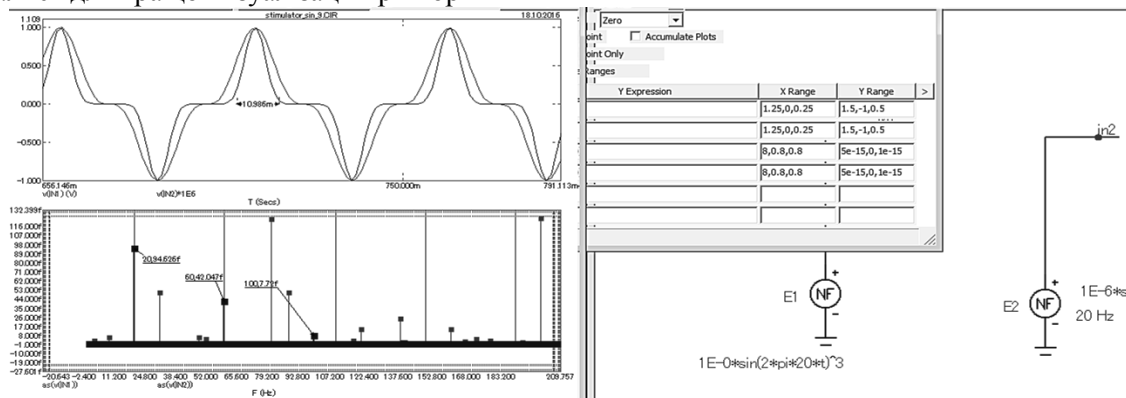


Рисунок 1 – Вікно результату процесу моделювання МС-9

Об'єктом дослідження при визначенні методів візуалізації є електроенцефалографічне дослідження та картування вибраних ділянок кори головного мозку з якісною(або кількісною в межах детекції – гістограмно) інтерпретацією результатів впливу на дані ділянки.

Проводиться гістограмна обробка та бінаризація зображення і лише після цього користувацький

вибір активної зони в межах вибраної ділянки. Програмне забезпечення (дали – ПЗ) приладу допоможе при моделюванні алгоритмів побудови інформаційної системи зон впливу. Розроблений віртуальний прилад (дали – ВП) (рис. 2) піддавався дослідженню на заданих даних пацієнта і параметрах стимуляції.

Все ПЗ (рис. 3) реалізується в LabVIEW і є можливим для імплементації у будь-яке середовище.

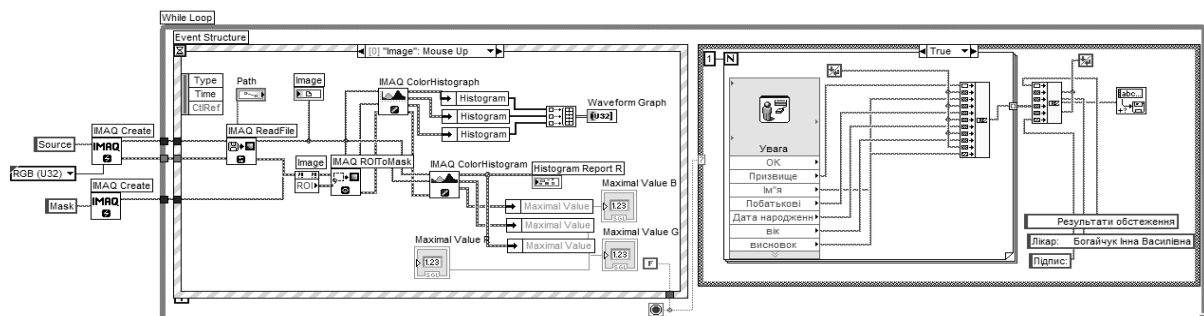


Рисунок 2 – Блок-діаграма ВП

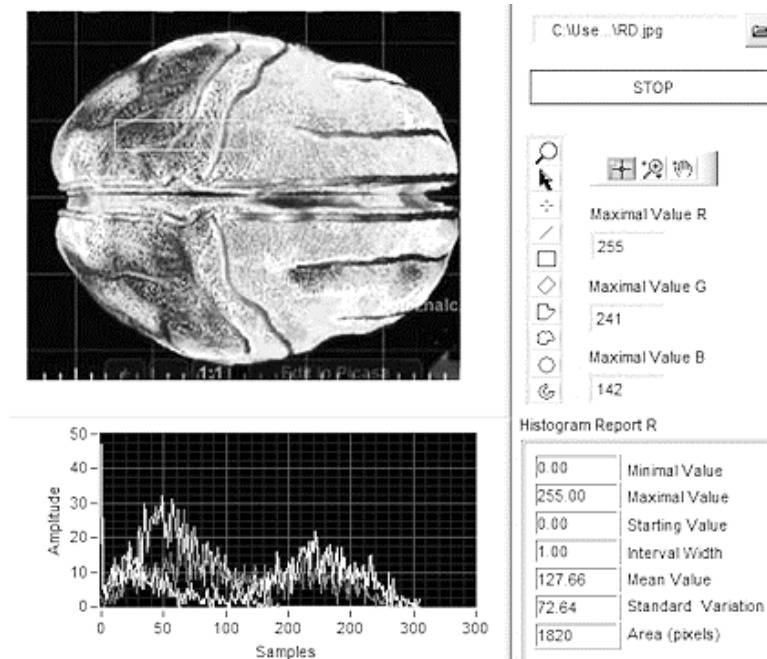


Рисунок 3 – Результат аналізу активності ділянки кори головного мозку

Висновки. Вирішення проблеми регуляції функцій організму з введенням оптимального алгоритму нейростимуляції дозволить знизити обсяг і терміни лікування. Визначено параметри мікрополяризації, технічні вимоги для нейростимулятора. Ці дані використані для створення стенду, у побудові алгоритму і є опорним документом для тестування результатів. Аналіз спектру сигналу, через основні гармоніки у енцефалографічних дослідженнях, дає можливість відслідковувати відклик на стимул. Для моделювання процесу стимуляції використано віртуальний прилад.

Література.

1. Шелякин А. М. Микрополяризационная терапия в детской неврологии // И. Г. Преображенская, О. В. Богданов. – М: Медкнига, 2008. – 118с.

2. Шелякин А. М. Микрополяризация мозга. Теоретические и практические аспекты // Г. Н. Пономаренко – Санкт-Петербург, 2006. – 224с.

3. Илюхина В. А. Транскраниальная микрополяризация в физиологии и клинике // Ю.К. Матвеев, Е.М. Чернышева. – Москва, 2006. – 192с.

4. Transcranial electrical stimulation (tES - tDCS; tRNS, tACS) methods. [Електронний ресурс]. – 2014. – Режим доступу до ресурсу: https://www.researchgate.net/publication/279322740_Transcranial_brain_stimulation_Potential_and_limitations

5. Transcranial brain stimulation: Potential and limitations. [Електронний ресурс]. – 2011. – Режим доступу до ресурсу: https://www.researchgate.net/publication/51549707_Transcranial_electrical_stimulation_tES_-_tDCS_tRNS_tACS_methods

УДК 616-77

ШТУЧНІ ОРГАНИ: ПРОБЛЕМИ І ПЕРСПЕКТИВИ

Бурлака Н.І.

Одеський національний політехнічний університет, Інститут медичної інженерії
м. Одеса

Резюме: Основними напрямками досліджень в даній області служать розробка і використання штучних органів, технічних пристроїв і технологій; отримання, обробка і збереження природних біологічних матеріалів, донорських органів, тканин і клітинних елементів, які замінюють при їх пересадці реципієнтам структурні і / або функціональні властивості органів і тканин при різних патологіях, що ведуть до зниження або припинення цих властивостей в експерименті на тваринах; вивчення реакцій-відповідей і патологічних зрушень організму у відповідь на застосування штучних органів або біологічних матеріалів, трансплантованих в організм реципієнта.

Ключові слова: штучні органи, імпланти, трансплантація, біологічні матеріали.

Summary: The main research directions in this domain are the development and use of artificial organs, technical devices and technologies; receiving, processing and preservation of natural biological materials, donor organs, tissue and cellular elements, replacing after transplantation structural and / or functional properties of organs and tissues in various pathologies, leading to a reduction or cessation of these properties in an animal experiment; study of responses and the pathological changes in the body's response to the use of artificial organs or biological material transplanted in a recipient organism.

Keywords: artificial organs, implants, transplantation, biological materials.

Проблема і її актуальність. Ідеї про заміну хворих органів на здорові виникли у людини ще кілька століть тому. Але недосконалі методи хірургії та анестезіології не дозволяли здійснити задумане. У сучасному світі трансплантація органів зайняла гідне місце в лікуванні термінальних стадій багатьох захворювань. Були врятовані тисячі людських життів. Але проблеми виникли з іншого боку. Катастрофічний дефіцит донорських органів, імунологічна несумісність і тисячі людей в листах очікування того чи іншого органу, які так і не дочекалися своєї операції.

Вчені всього світу все частіше замислювалися над створенням штучних органів, які могли б замінити справжні за своїми функціями, і в цьому напрямку були досягнуті певні успіхи. Сучасна медична техніка дозволяє замінювати повністю або частково хворі органи людини. Електронний водій ритму серця, підсилювач звуку для людей, які страждають на глухоту, кришталік зі спеціальної пластмаси - ось тільки деякі приклади використання техніки в медицині.

Головним напрямком інженерної фізіології, як наукової дисципліни, є аналіз процесів взаємодії фізіологічних систем організму з технічними пристроями і системами, тобто аналіз процесів забезпечення життя в техносфері. Основними методами аналізу є математичне моделювання поведінки систем організму при взаємодії з технічним оточенням і обчислювальні експерименти. Важливим завданням розробки є проблема узгодження біологіч-

них об'єктів з технічними компонентами - вибір алгоритмів управління технічними засобами відповідно до потреб живих систем.

Прогрес в конструюванні і застосуванні БТС біомедичного напрямку обумовлений як досягненнями біології, фізіології та кібернетики в розумінні суті життєвих процесів, так і успіхами мікроелектроніки та комп'ютерної техніки як засобів використання накопичених знань для медичних цілей.

Штучна нирка. Біологи з США вперше виростили повноцінну штучну нирку і успішно пересадили її в тіло щура.

За словами вчених, вони розробили оригінальну методику, яка використовує хвору нирку як "шаблон" для збірки її справної копії. "Якщо нам вдасться адаптувати її для вирощування людських нирок, пацієнти, які зараз чекають відповідних донорів, зможуть отримати нові органи, вирощені з їх власних клітин", - зазначив Гаральд Отт з Гарвардського університету.

Пошкоджений орган обробили хімікатами, які знищили старі клітини і залишили сполучні білки. Потім "шаблон" щурачої нирки був заповнений "заготовками" клітин нирки і судин, витягнутих з зародка щура. Вони проникли всередину "шаблону" і закріпилися в ньому, а через кілька тижнів він перетворився в повноцінний орган. Як показали підсумки з трансплантації, організм щура не відторгнув нирку, проте вона працювала не так ефективно, як природний аналог. Вчені пов'язують це з тим, що клітини зародка щура не були достатньо зрілими для роботи в дорослій нирці [2].

Нирковий імплантант майбутнього. Компанія Implantable Artificial Kidney Corporation працює над штучною ниркою, що імплантується, повідомляє Medical News Today. Даний пристрій покликаний виконувати ті ж функції, що і звичайна нирка. Тобто він виводить непотрібні продукти обміну і зберігає в тілі необхідні речовини. Це справжній порятунок для людей з хронічною нирковою недостатністю.

У пристрої використовуються спеціальні фільтри, технології дифузії і зворотного осмосу для розділення відходів і води. Здорові нирки в день обробляють приблизно 170 літрів, щоб відфільтрувати майже 2 літри відходів, зайвої води і мінералів, включаючи креатинін і сечовину.

Принцип роботи такої нирки відрізняється від звичайних діалітичних апаратів: крім мікрофільтрів в ній є біореактор з клітинами ниркових каналців. Новий пристрій для діалізу складається з волокон, які вистелені нирковими клітинами, які відповідають за зворотне всмоктування води, глюкози і інших необхідних організму речовин, а також вироблення молекул, що забезпечують імунітет [2].

Тобто за своєю суттю апарат виконує метаболічні функції нирок. Суттєва перевага приладу в тому, що він не вимагає додаткового живлення - фільтрація в ньому відбувається за рахунок енергії кровотоку.

Штучна печінка. Довгий час вченим і медикам не вдавалося створити штучну печінку через її надзвичайну складність. Але зовсім недавно справа зрушила з мертвої точки. Першими прорив здійснили британські медики. Саме вони сконструювали апарат, принцип дії якого нагадує штучну нирку, проте в ньому кров хворого фільтрується через пластини, покриті клітинами печінки свині. Тринадцять пластин розташовані одна над іншою. Через мережу трубочок подається кисень. Плазма крові пацієнта проходить через цей "сендвіч" і очищається від шкідливих продуктів обміну речовин. При цьому пластини з клітинами печінки можна довго зберігати в замороженому вигляді. Вчені розраховують на те, що печінка дуже швидко відновлюється самостійно, якщо їй надано нетривалий відпочинок. Тому новий апарат здатний вилікувати багатьох хворих з гострою печінковою недостатністю. У разі незворотних ушкоджень підключення штучної печінки дає можливість підтримувати життя до пересадки донорського органу.

Американці теж близькі до створення штучної печінки. Вчені з Каліфорнійського університету недавно сконструювали її прототип. Їм вдалося впровадити живі клітини печінки - гепатоцити в шматочки кремнію, такий же, які використовуються для

створення мікропроцесорів. Дослідники сподіваються, що на цьому принципі в майбутньому вдасться створити справжній штучний орган, який зможе очищати кров від шкідливих речовин. У кремнієвих пластинах, які використовувалися в експерименті, були пророблені крихітні отвори, в яких знаходилися окремі клітини. Крім того, пластина була пронизана порами різної величини, які дозволяли проходити життєво необхідним хімічним речовинам, але затримували більші бактерії і віруси. На ділянці пластини площею в один квадратний сантиметр вміщується до 300 тисяч таких клітин.

Новітня технологія зі створення штучної печінки людини полягає в точному відтворенні кровоносних судин людської печінки за допомогою комп'ютера. Зразком служить орган здорової людини, замість крові в судини заливається пластичний матеріал, який з часом стає твердим і являє собою точну копію судин печінки. Після видалення тканин печінки за допомогою електронної техніки обробляються дані про штучний орган, в результаті чого комп'ютер видає точні параметри різних частин органу. Порожня форма, яка відтворює орган, заповнюється клітинами різних видів, які з часом приживаються і починають рости, заповнюючи собою дану форму [3].

На даний момент клінічні випробування зі створення штучної печінки успішно провели на гризунах. Надалі вчені продовжать експеримент з вирощування людської печінки, що дозволить задовольнити попит на донорські органи і допоможе підтримувати життя людей, що знаходяться в кризовому стані. Однак, існують сумніви щодо високої вартості подібних органів і в тому, що штучні клітини зможуть прижитися і розмножуватися, як годиться.

Штучне серце являє собою технологічний пристрій, призначений для підтримки достатніх для життєдіяльності параметрів гемодинаміки. Гемодинаміка - рух крові по судинах, що виникає внаслідок різниці гідростатичного тиску в різних ділянках кровоносної системи (кров рухається з області високого тиску в область низького).

В даний час під штучним серцем розуміється дві групи технічних пристроїв:

1) До першої відносяться гемооксигенатори, також їх називають апарати штучного кровообігу. Вони складаються з артеріального насоса, що перекачує кров, і блоку оксигенатора, який насичує кров киснем.

2) До другої відносяться кардіопротези, тобто технічні пристрої, що імплантуються в організм людини, покликані замінити серцевий м'яз і підвищити якість життя хворого. Слід зазначити, що в

даний час дані пристрої є лише експериментальними і проходять клінічні випробування. Розробником цього пристрою був радянський вчений Деміхов [1].

Американські вчені з Університету штату Техас в лабораторних умовах виростили людські легені.

В експериментах, які проводилися в місті Галвестон, використовувалися пошкоджені і непридатні для трансплантації легені двох дітей, загинувших в результаті нещасного випадку. Одна легеня була оброблена так, що від неї залишився тільки "кістяк" зі сполучної тканини, на який було нанесено клітинний матеріал з другої легені. Після таких маніпуляцій дослідний зразок був поміщений в живильний розчин. Через місяць вчені помітили, що клітини почали розмножуватися, і вже зовсім скоро орган виріс до своїх нормальних розмірів. Експеримент був успішно проведений повторно.

"Нам потрібен був рік, щоб упевнитися, що ми все зробили правильно, - підкреслила один з дослідників Джоан Ніколс. - Це просто неймовірно. Все це було лише фантастикою, а тепер стало науковим фактом". На думку вченого, вирощені подібним чином легені можна буде використовувати для трансплантації вже приблизно через 12 років. "Мої студенти будуть робити це", - впевнена Ніколс.

Штучно вирощені легені виглядають майже як справжні, тільки більш м'які і мають більш насичений рожевий колір. Вчені планують в найближчі два роки пересадити вирощений орган свиням. Як відзначають дослідники, даний метод вирощування органів був розроблений в 2010 році і відпрацьовувався спочатку на легенях щурів [4].

Вчені-дослідники з Weill Cornell Medical College, Сполучені Штати, змогли розшифрувати код нейронної мережі сітківки миші. Завдяки цьому увінчалася успіхом спроба створення **штучного ока**, яке дозволило відновити зір сліпим мишам. Крім того, так само вже був "зламаний" код сітківки мавп, а вона практично ідентична людській сітківці [5]. Автори відкриття сподіваються, що найближчим часом їм вдасться розробити і протестувати пристрій, за допомогою якого сліпим людям можна буде відновити зір. Це відкриття дозволить сліпим людям бачити не тільки контури предметів, але поверне абсолютно нормальний зір з можливістю бачення рис обличчя співрозмовника. На даному етапі дослідження піддослідні тварини вже можуть розрізняти рухомі предмети.

Зараз вчені працюють над створенням невеликого пристрою за типом обруча або окулярів, за до-

помогою якого світло, що збирається, буде перетворюватися в електронний код, який людський мозок трансформує в зображення.

Так звана **штучна підшлункова залоза**, являє собою невеликий прилад, який самостійно визначає рівень глюкози в крові і вводить потрібну кількість інсуліну. Прилад вперше був випробуваний в домашніх умовах п'ятьма хворими на цукровий діабет першого типу. Всі пацієнти відгукнулися про новий пристрій позитивно.

Штучна підшлункова залоза, над якою кілька років працює Кембриджський університет, - це прорив для хворих на цукровий діабет першого типу. При цукровому діабеті першого типу власна підшлункова залоза не виробляє достатню кількість інсуліну для переробки цукру, тому потрібні постійні ін'єкції цього гормону. Зрозуміло, необхідність даних процедур ускладнює життя діабетиків: вони повинні самі контролювати рівень цукру і самостійно вводити потрібну кількість інсуліну шприцом або іншими інструментами до декількох разів на день. Наявність інсулінової помпи трохи полегшує завдання, але і в цьому випадку сам хворий вимірює рівень цукру в крові і налаштовує частоту введення інсуліну [6].

Штучна підшлункова залоза максимально спрощує процес контролю за станом організму, і автоматично, без участі хворого, робить всі процедури - вимір глюкози, розрахунок потрібної дози інсуліну, введення інсуліну. Таким чином, новий пристрій не тільки покращує якість життя хворого на діабет, а й допомагає уникнути величезної кількості побічних ефектів хвороби - ниркової недостатності, проблем з очима, інсульту, ампутації кінцівок і т.д.

Висновок. Вирощування органів - перспективна біоінженерна технологія, метою якої є створення різних повноцінних життєздатних біологічних органів для людини. Поки що багато з цих технологій не застосовується на людях, так як більшість спроб трансплантації подібних органів поки були безуспішними, проте йдуть активні розробки і експерименти в цій області. За словами директора Федерального наукового центру трансплантології і штучних органів імені Шумакова професора Сергія Готьє вирощування і повноцінна пересадка органів стане доступною через 10-15 років.

Література

1. Здоровье сердца и сосудов [Електронний ресурс].-2013-2017.- Режим доступу: <http://ser->

dec.ru/prochee/operaciya-peresadke-serdca (дата звернення: 01.03.2017). - Операція по пересадке серця.

2. «МедДэйли» новости медицины // Проект объединенной редакции NEWSru.com [Електронний ресурс].-2010-2017.- Режим доступу: <http://meddaily.ru/article/25Sep2013/didiall> (дата звернення: 28.02.2017).- Искусственная почка избавляет от необходимости диализа.

3. Все о печени [Електронний ресурс]. - 2012-2017. - Режим доступу: <http://vseopечeni.ru/news/Iskusstvennaja-pechen-cheloveka-mif-ili-realnost/> (дата звернення: 02.03.2017). - Искусственная печень человека - миф или реальность?

4. Мировые новости / Наука и технологии/ RZN.info: [Електронний ресурс].-2004-2017.- Режим доступу:

<https://www.rzn.info/news/2014/2/18/uchenye-vperve-vyrastili-iskusstvennye-rozovye-legkie.html> (дата звернення: 01.03.2017). - Ученые впервые вырастили искусственные розовые легкие.

5. Техномания [Електронний ресурс]. - 2014-2017.- Режим доступу: <https://texnomaniya.ru/technology/v-ssha-sozdali-iskusstvennij-glaz.html> (дата звернення: 28.02.2017).- В США создали искусственный глаз.

6. Zoom CNews [Електронний ресурс]. - 1995-2017.- Режим доступу: <http://zoom.cnews.ru/rnd/news/line/iskusstvennaya-podzheludochnaya-zheleza-uprostit-zhizn-diabetikov> (дата звернення: 03.03.2017). - Искусственная поджелудочная железа упростит жизнь диабетиков

УДК 621.3

ВИКОРИСТАННЯ МЕТОДУ ЕЛЕКТРОІМПЕДАНСОМЕТРІЇ В МЕДИЦИНІ

Бурцева Л. М.¹, Дубко А. Г.²

¹ Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут ім. Ігоря Сікорського»

² Інститут електрозварювання ім. Є.О. Патона НАН України
м. Київ, Україна

Резюме. У представленій статті виконаний огляд сучасних технічних рішень вимірювання імпедансу біологічних об'єктів та його складових. Розглянуто попередники приладів, що використовуються на даний момент, недоліки та шляхи їх усунення. Також розглянуті сучасні моделі та принципи вимірювання ними імпедансу. Зроблено висновок щодо положення цієї проблеми в справжній момент.

Ключові слова: імпедансометр, електроімпедансометрія, імпеданс біологічного об'єкта.

Abstract. In the presented article executed review about modern technical solutions of biological objects impedance measurement and its components. There was examined devices that precede the newest, its weaknesses and ways to address them. Also, discussed current models and the principle of their impedance measuring. It was concluded the situation of the problem in real time.

Key words: impedancometr, electroimpedansometric method, impedance of the biological object.

Вступ. Сучасна антропологія з її унікальними можливостями давати не тільки індивідуальну, а й типологічну характеристику, є фундаментом для робіт усіх наукових напрямків, які займаються проблемою здоров'я людини. Розвиток сучасної медицини вимагає впровадження в практичну охорону здоров'я нових легкодоступних технологій оцінки компонентного складу тіла людини. Одним з таких методів є метод імпедансометрії [1]. Дана методика активно використовується в оториноларингології: визначення тиску в барабанній порожнині, лан-

цюгу слухових кісточок; цілісність і ступінь рухливості барабанної перетинки; функціональний стан слухової труби; стан структур внутрішнього вуха, а також слухового нерва, центральних слухових шляхів, ядер слухового нерва в головному мозку. Також в останні роки методика імпедансометрії знаходить все більше застосування в нейрохірургії: визначення та уточнення структур мозку, локалізації внутрішньомозкових пухлин і гематом, встановлення розміру вогнища контузії, а також контроль за просуванням голки при пункції мозку і попаданні «точка-мета».

Метою дослідження було знайти оптимальні технічні рішення для методу імпедансометрії.

Матеріали і методи. Суть методу імпедансометрії полягає у вимірюванні імпедансу біологічних об'єктів. Імпеданс біологічних об'єктів - комплексний електричний опір, вимірюваний за допомогою електродів, занурених у тканину або поміщених на поверхню досліджуваного органу [2]. Активна компонента обумовлена наявністю рідин і вказує, якщо говорити спрощено, на активний опір, який чинить клітина проходженню електричного струму. Ємнісна (реактивна) компонента, обумовлена клітинними мембранами, і показує, якою мірою клітина може накопичувати електричний заряд.

Відомо безліч приладів, як для роздільного вимірювання складових комплексного опору так і для вимірювання імпедансу біологічних тканин. Одним з таких є пристрій, представлений в [3]. Однак він не дозволяє проводити вимірювання складових імпедансу біологічного об'єкта активного опору R і ємнісного опору X_C з достатньою точністю за наступних причин. Так як у досліджуваного біологічного об'єкта величини X_C і R невідомі, то при вимірюванні, наприклад, активної складової імпедансу

R необхідно повністю компенсувати ємнісну складову імпедансу X_C . Наступним технічним вирішенням цього завдання є пристрій для вимірювання активної і реактивної складових імпедансу біологічних тканин [4], але цей шлях все одно не дозволяє вимірювати складові імпедансу біологічних об'єктів досить точно, так як в якості вимірювального струму використовуються симетричні імпульси струму трикутної форми, що при детектуванні веде до збільшення похибок вимірювання. Також електричні характеристики біологічної тканини сильно залежать від частоти вимірювального струму, що в свою чергу вносить непередбачувані похибки в результати вимірювань активної та реактивної складових імпедансу біологічних тканин.

Результати дослідження та їх обговорення.

На даний момент існує кілька найбільш близьких до досконалості пристроїв. Першим є пристрій [5] для височастотної імпедансометрії, сутність якого полягає в тому, що постачання пристрою котушкою індуктивності з обмоткою зв'язку дозволяє більш оптимально побудувати вхідну частину схеми пристрою (рис. 1).

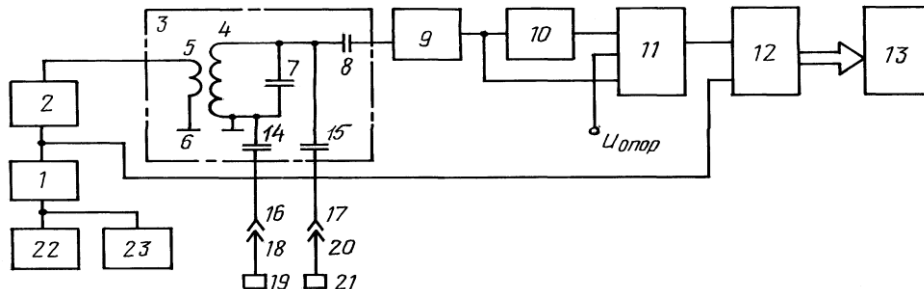


Рисунок 1 – Функціональна схема пристрою для імпедансометрії живих тканин біологічного об'єкта [5]

Це досягається тим, що в пристрої для імпедансометрії живих тканин біологічного об'єкта, що містить генератор імпульсів 1, до виходу якого підключені з'єднані послідовно формувач імпульсів 2 і датчиковий пристрій 3. Датчиковий пристрій 3 містить котушку індуктивності, що має основну обмотку 4 і обмотку зв'язку 5, у якій один з виходів з'єднаний з виходом формувача імпульсів 2, а інший - із загальною шиною пристрою 6. Основна обмотка 4 з паралельно включеним конденсатором 7 утворює вимірювальний коливальний контур з резонансною частотою F_1 . Контур має один з виходів з'єднаний із загальною шиною 6, а інший за допомогою конденсатора 8 - з входом буферного підсилювача 9, вихід якого з'єднаний з входом підсилювача 10 і з першим входом зведеного компаратора

11. У компаратора 11 другий вхід з'єднаний з виходом підсилювача 10, третій вхід - з джерелом порогової напруги порівняння $U_{опор}$, а вихід - з входом обчислювальної схеми 12, яка здійснює операцію підрахунку імпульсів, що надходять, їх запам'ятовування, дешифрації, формування обслуговуючих імпульсів для своєї внутрішньої роботи і режиму рідкокристалічного індикатора 13, у якого вхід з'єднаний з виходом схеми 12. Другий вхід схеми 12 з'єднаний з виходом генератора 1. Висновки вимірювального коливального контуру за допомогою конденсаторів 14 і 15 з'єднані з клемми пристрою 16 і 17, до яких за допомогою провідника 18 підключений металевий електрод 19, а за допомогою провідника 20 - електрод 21. Пристрій забезпечено

таймером 22, у якого вихід з'єднаний зі схемою генератора 1 і з входом елемента звукової індикації 23.

Пристрій працює наступним чином. Вимірювальна частина пристрою вимірює добротність основної обмотки котушки індуктивності вимірювального коливального контуру (датчика) з біологічним об'єктом і без біологічного об'єкта. У пристрої використовується метод ударного збудження коливального контуру, що дозволяє автоматизувати процес вимірювання добротності. Величина активної складової імпедансу коливального контуру пропорційна величині добротності обмотки котушки. Величина активної складової імпедансу коливального контуру визначається за формулами 1 та 2:

$$R_{oe1} = 2 * \pi * F_1 * L_k * Q_1 \quad (1)$$

$$R_{oe2} = 2 * \pi * F_1 * L_k * Q_2 \quad (2)$$

де R_{oe1} і R_{oe2} - резонансний опір коливального контуру без біологічного об'єкта і з біологічним об'єктом; F_1 - резонансна частота; L_k - індуктивність обмотки; Q_1 і Q_2 - добротність обмотки без біологічного об'єкта і з біологічним об'єктом.

Імпеданс живого тіла біологічного об'єкта визначається за формулою 3. При визначенні імпедансу живого тіла біологічного об'єкта, наприклад, кінцівки, застосовується циліндрична котушка, в полі якої міститься досліджуваній ділянці кінцівки. Проводять виміри добротностей без біологічного об'єкта і з біологічним об'єктом. Додаткову інформацію можна отримати шляхом вимірювання приповерхневого імпедансу досліджуваної ділянки живого тіла біологічного об'єкта. При цьому проводиться вимірювання добротності обмотки вимірювального контуру Q_3 , яка шунтована імпедансом біологічного об'єкта (імпеданс між електродами).

$$R_1 = \frac{R_{oe1} * R_{oe2}}{R_{oe1} - R_{oe2}} \quad (3)$$

Імпеданс біологічного об'єкта визначається за формулою 4.

$$R_2 = \frac{R_{oe1} * R_{oe3}}{R_{oe1} - R_{oe3}} \quad (4)$$

$$R_{oe3} = 2 * \pi * F_1 * L_k * Q_3 \quad (5)$$

Пропонований пристрій може бути застосовано як стимулятор при терапевтичних процедурах. У цьому випадку хвору ділянку, наприклад, кінцівки пацієнта розміщуються всередині котушки, на таймері встановлюється час проведення процедури, включається пристрій. При проведенні процедури фіксується величина добротності обмотки вимірювальної котушки з біологічним об'єктом до початку процедури і після закінчення процедури, а також під час процедури. Після закінчення часу

процедури таймер відключає імпульсний генератор і одночасно включає елемент звукової індикації.

Перевагою запропонованого пристрою при діагностиці захворювання біологічного об'єкта є можливість визначення об'ємного і приповерхневого імпедансу, що підвищує інформативність. При електростимуляції хворої ділянки пацієнта схема пристрою дозволяє контролювати стан пацієнта за величиною об'ємного імпедансу і при необхідності припинити цю процедуру.

Іншим рішенням є пристрій [6] зображений на рисунку 2. Пристрій працює за чотирихелектродною схемою і складається з генератора синусоїдальних напруг, широкосмугового підсилювача з автоматичним регулюванням підсилення для підтримання вимірювального струму заданої амплітуди, фазочутливого вимірювача різниці двох напруг, підсилювача постійної напруги, блоку індикації, а також блоків ланцюгів зворотного зв'язку і управління. Вихід дозволяє підвищити точність зміни складових імпедансу біологічної тканини шляхом введення генератора синусоїдальних напруг, фазочутливого вимірювача різниці двох напруг і блоків зворотного зв'язку і управління.

Пристрій містить генератор синусоїдальних напруг 1 з частотами 1,5 кГц, 6 кГц, 24 кГц, 96 кГц, послідовно з'єднані з ним двоканальний мультіплексор 2, широкосмуговий підсилювач із змінним коефіцієнтом посилення 3. До виходу широкосмугового підсилювача із змінним коефіцієнтом посилення 3 підключений один із струмових електродів Е1 чотирихконтактного зонда 4, а інший його струмовий електрод Е4 підключений через резистор 13 до широкосмугового підсилювача 5. Вихід широкосмугового підсилювача 5 підключений до компаратору напруги 6 і фазового детектора 7, з'єднаному з низькочастотним фільтром 8, вихід якого підключений до одного входу операційного підсилювача 10, до іншого входу якого підключений потенціометр 9. До виходу операційного підсилювача 10 підключений вхід управління широкосмугового підсилювача із змінним коефіцієнтом посилення 3. Потенційні електроди Е2 і Е3 чотирихконтактного зонда 4 підключені до відповідних входів повторювачів напруги 11 і 12, а їх виходи з'єднані з фазочутливим вимірювачем різниці двох напруг 14. До виходу фазочутливого вимірювача різниці двох напруг 14 підключений підсилювач постійної напруги з двома фіксованими коефіцієнтами посилення 15. Вихід підсилювача постійної напруги з двома фіксованими коефіцієнтами посилення 15 з'єднаний через аналого-цифровий перетворювач 16 з рідкокристалічним індикатором 17. Вхід управління фазочутливого вимірювача різниці двох

напруг 14 підключений до виходу двохпозиційного перемикача 20. Вихід компаратора напруг 6 з'єднаний з одним входом двохпозиційного перемикача 20 і через формувач затримок 18 з чотирьохканальним мультиплексором 19, - з іншим входом двохпозиційного перемикача 20.

Таким чином, дослідний екземпляр пристрою чітко виділяє на гармонійному сигналі активну і ємнісну складові імпедансу з похибкою $\pm 1\%$. Запропонований пристрій значно підвищує точність вимірювань активної та ємнісної складових імпедансу біологічної тканини і може бути рекомендовано для точних біофізичних і медичних досліджень при діагностиці різних захворювань.

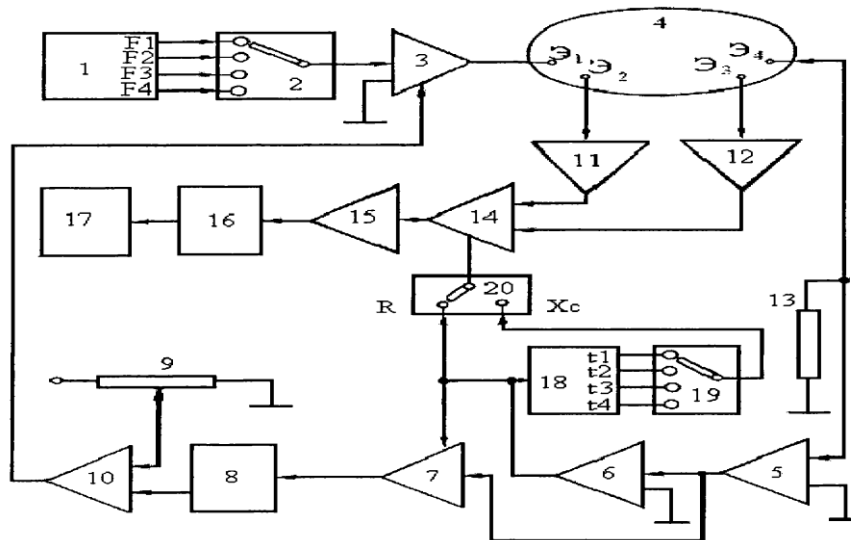


Рисунок 2 – Функціональна блок схема пристрою для вимірювання активної і ємнісної складових імпедансу біологічних тканин [6]

Висновки. Існує досить велика кількість можливих реалізацій даного приладу, які дозволяють точно визначити величину імпедансу біологічного об'єкта в загальному і його складові, зокрема. На підставі запропонованих вище робіт можна зробити висновок, що в даний момент йде накопичення матеріалу і вибір найбільш оптимального технічного рішення даного завдання для універсального використання, де воно може мати ефективність.

Література

1. Чаплыгина Е.В. Применение импедансометрии в клинической практике / Е.В. Чаплыгина, М.Б. Кучиева, Е.С. Елизарова, Ю.А. Порутчикова // *Фундаментальные исследования*. – 2014. – № 4-1. – С. 190 – 193.
2. Рожков Н.Ф. Методика и устройство для измерения импеданса коры белого вещества головного

ного мозга / Н.Ф. Рожков, А.В. Михайлов, М.Г. Родионов // *Омский научный вестник*. – 2008. – № 4. – С. 138 – 143.

3. Гуревич М. И., Соловьев А.И., Литовченко Л.П., Доломан Л.Б. Импедансная реоплетизмография, Киев: "Наукова думка", 1982, с.70-71.

4. Авторское свидетельство СССР 1759402, кл. А 61 В 5/05 1990 - прототип.

5. Устройство для импедансометрии живых тканей биологического объекта [Электронный ресурс] // FindPatent.ru – Режим доступа к ресурсу: <http://www.findpatent.ru/patent/217/2173083.html>.

6. Устройство для измерения активной и емкостной составляющих импеданса биологических тканей [Электронный ресурс] // FindPatent.ru – Режим доступа к ресурсу: <http://www.findpatent.ru/patent/219/2196504.html>.

УДК 620.171.3:616.717.8

ВПЛИВ СПОСОБІВ ОСТЕОСИНТЕЗУ НА ДЕФОРМУВАННЯ КІСТОК КІНЦІВОК ПРИ ДІЇ ФІЗІОЛОГІЧНИХ НАВАНТАЖЕНЬ

Димань М.М.

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»
м. Київ, Україна

Резюме. Досліджено процеси виникнення та розвитку деформацій в області переломів кісток. Розглянуто системи остеосинтезу таранної та п'ясткової кісток. Вибрано оптимальні з точки зору функціональної надійності способи фіксації переломів.

Досліджено функціональну надійність засобів «фіксатор-кістка» при дії осевого стискування, поперечного згину і кручення, у тому числі в циклічних режимах.

Розглянуті різні типи переломів таранних та п'ясткових кісток. Отримано характеристики жорсткості та надійності фіксації переломів стандартними та зустрічно-компресуючими гвинтами, що фіксують переломи тіла та шийки таранної кістки у реальних, включаючи циклічні, режимах дії зовнішніх навантажень. Вивчені характеристики жорсткості систем фіксації переломів п'ясткових кісток з титановими мініпластинами, був проведений аналіз оперативного лікування хворих, при якому застосовувалася металоостеосинтез спицями та стрижневий апарат зовнішньої фіксації, при статичних та циклічних режимах дії зовнішніх навантажень.

Встановлено, що при передачі стискаючого зусилля на відламок тип фіксуючих гвинтів суттєво впливає на деформації системи остеосинтезу при всіх рівнях навантаження.

Залишкові деформації (взаємний зсув відлаmkів) систем з зустрічно-компресуючими гвинтами суттєво менше залишкових деформацій систем з стандартними гвинтами.

За більшістю виміряних характеристик перевагу мають стрижневі апарати зовнішньої фіксації та титанові мініпластини різних конструкцій.

Ключові слова: остеосинтез, зміщення уламків, фіксація переломів, жорсткість фіксації переломів, міцність фіксації переломів, стабільність фіксації переломів, таранна кістка, гвинти, спиці, мініпластина, п'ястова кістка, стрижневий апарат зовнішньої фіксації.

Abstract. The processes of emergence and development of strain in the fracture-current braids. Osteosynthesis system is considered the collision and metacarpal bones. Selected the best in terms of functional reliability ways to fix the fracture. Functional reliability means "bone-clamp" by the action of the axial compression, cross bending and torsion, including cyclic modes.

Different types of fractures metacarpal and talus bone. Characteristics of rigidity and reliability standard fixation of fractures and counter-compressive screws that secure the fractured body and neck of the talus in real, including cyclic, modes of external loads.

Studied the characteristics of rigidity of fixation of fractures of metacarpal bone with titanium mini plates, an analysis of surgical treatment in which the spokes and used metal osteosynthesis rod apparatus of external fixation, with static and cyclic modes of external loads. It was established that the transfer of compressive force on the fragment of type fixing screws influences the deformation osteosynthesis system at all levels of activity.

The residual strain (mutual displacement chips) systems counter-compressive screws significantly less residual deformation systems with standard screws.

For the majority of the measured characteristics prevail pivotal external fixators and its miniplastyny different designs.

Keywords: fixation, shifting debris, fixing fractures, fracture fixation stiffness, strength of fixation of fractures, fracture fixation stability, astragalus, screws, needles, mini plate metacarpal bone, rod apparatus of external fixation

Вступ. Фіксація уламків кісток кінцівок людини стандартними та новими засобами остеосинтезу, окрім клінічних показників, повинна мати достатньо високі механічні характеристики. Зокрема, система «кістка – фіксатор» має бути достатньо міцною, жорсткою (мало деформуватися) та стабільною при довготривалому лікуванні, яке може супроводжуватися певними фізіологічними навантаженнями.

Переломи надп'ясткової (таранної) кістки із зміщенням уламків належать до складних переломів, які призводять до довгострокової непрацездатності або навіть інвалідності [1]. Визначенню клінічних та фізичних характеристик засобів фіксації переломів кісток стопи присвячені роботи [2,3].

Аналіз літературних джерел показав відсутність порівняння показників стабільності різних способів з'єднання уламків.

Переломи п'ясткових кісток є одним з найпоширеніших травматичних ушкоджень кисті. Особливої уваги потребують переломи шийки та голівки п'ястної кістки. Ретельна репозиція кісткових уламків та їх стабільна фіксація, мають принципове значення, в подібних випадках. Адже, ротаційне зміщення уламків шийки та голівки п'ясткової кістки – може викривити вісь відповідного пальця кисті – та спричинити значне порушення функції кисті. [4-8].

Метою досліджень була розробка методики проведення натурного експерименту і вивчення надійності засобів фіксатор-кістка при різних типах переломів таранних та п'ясткових кісток в залежності від типу фіксатора та його розташування.

Об'єкти та методи випробувань. Як об'єкти випробувань були взяті непошкоджені таранні та п'ясткові кістки трупів людей, які померли від пошкоджень та захворювань, не пов'язаних з патоло-

гією опорно-рухового апарата. Проводилося моделювання різних типів переломів та остеосинтез анатомічних препаратів за допомогою різних елементів та апаратів фіксації за загальноприйнятими методиками. На рис. 1 приведені рентгенограми таранних кісток та відомості щодо способу фіксації перелому, а в табл. 1 приведені дані щодо п'ясткових кісток.

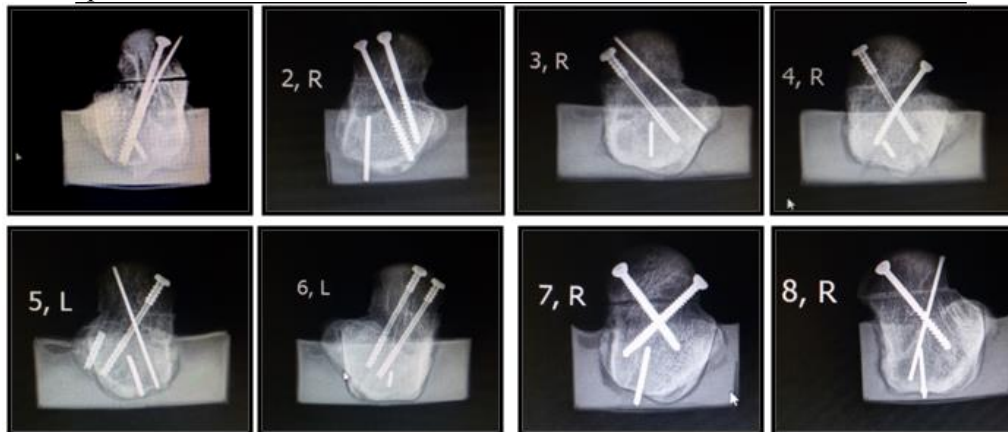


Рисунок 1 - поперечний перелом шийки таранної кістки. Фіксація уламків – малеоларні копресуючі гвинти \varnothing 3.5 мм; – удосконалені зустрічно-копресуючі гвинти; – шпиці Кіршнера

Перед вимірювання біомеханічних характеристик на зразках моделювали переломи, які фіксували вищезазначеними способами. Переломи моделювали шляхом поперечної остеотомії шийки таранної та тіла п'ясткової кісток осциляторною пилкою. Моделювані переломи співставляли та фіксували вищезазначеними способами.

Для закріплення зразків на робочому столі випробувальної машини був застосований спосіб за-

ливки частини кістки у пластмасі [9]. Цей спосіб мінімізує деформації (переміщення) в зоні закріплення зразка на робочому столі випробувальної установки. Виготовлені зразки у непошкоджену стані жорстко закріплювали на робочому столі випробувальної машини. Навантаження прикладали, шляхом вертикального переміщення рухомого стола.

Таблиця 1. Відомості про випробувані засоби фіксації п'ясткових кісток

Назва системи ОС та короткий опис	Скорочена назва	Допоміжні елементи	Зображення
1. Шпиці	ШП	шпиці діаметром 1.2 мм	
2. Титанова мініпластина	МП	гвинти діаметром 1.7 мм	
3. Титанова мініпластина з додатковими елементами фіксації	МПд	гвинти діаметром 1.7 мм	
4. Стрижньовий апарат зовнішньої фіксації	АЗФ	стрижні діаметром 2.5 мм	

Для зручності порівняльного аналізу та вибору раціональних способів фіксації переломів таранних кісток результати випробувань представлено у вигляді гістограм (рис. 1), та результати випробувань п'яних кісток представлені на рис.2.

На рис. 2а відображені зусилля, що відповідають початку руйнування системи «таранна кістка – перелом – фіксатор» при зсуві зі згином. Діапазон руйнівних навантажень складає 230 ... 530 Н. Найбільші навантаження відповідають системам 4ф, 6ф та 2ф.

На рис. 2б відображено навантаження, що відповідають початку границі лінійної ділянки діаграми

деформування таранна кістка з модельованими переломами та системами фіксації. Діапазон навантажень складає 220 ... 420 Н. Найбільші навантаження відповідають системам 4ф, 6ф та 8ф.

На рис. 2в відображені жорсткості таранна кістка з модельованими переломами та системами фіксації у вихідному стані (Сф) та після прикладення циклічних навантажень (Сфц). Жорсткості препаратів знаходяться в межах: для таранних кісток з модельованими переломами та системами фіксації у вихідному стані 85 ... 290 Н/мм та для таранних кісток після прикладення циклічних навантажень 105 ... 320 Н/мм. Найбільшу стабільність має система фіксації зразка 7ф.

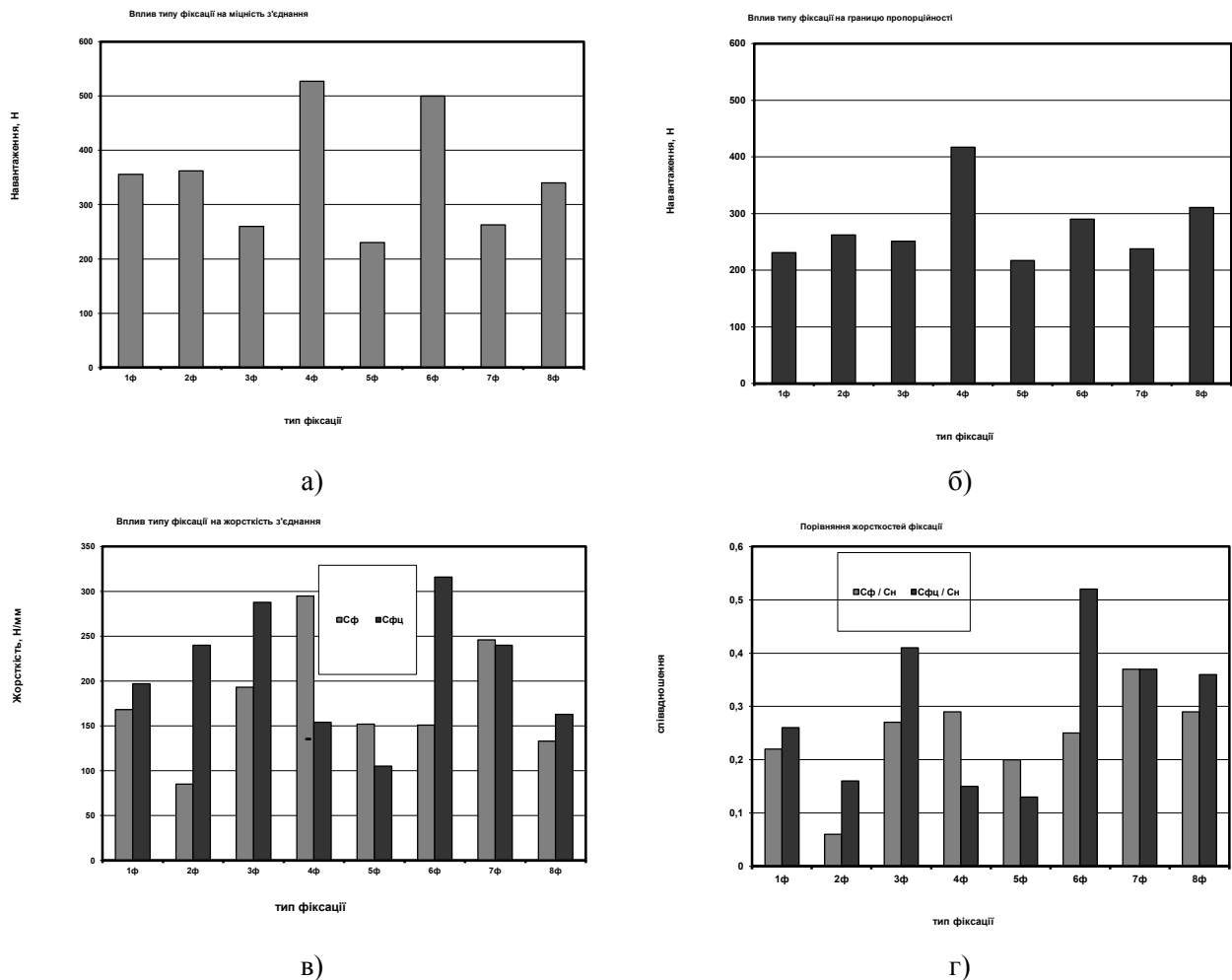


Рисунок 2 – Максимальні навантаження, що відповідають початку руйнування (а); навантаження, що відповідають границі лінійної ділянки діаграми деформування (б); жорсткості таранних кісток з модельованими переломами та системами фіксації у вихідному стані (Сф) та після прикладення циклічних навантажень (Сфц) (в); співвідношення жорсткостей непошкоджених таранних кісток та кісток з модельованими переломами з фіксацією (г).

Приведені деформації (мм/Н) характеризують деформацію системи під дією навантаження величиною 1 Н. Жорсткості систем - це навантаження, яке необхідно прикласти до зразка для виникнення

в ньому деформації в 1 мм. Ці характеристики достатньо адекватно відображають біомеханічні властивості лінійних, в яких деформації прямо пропорційні навантаженням (рис. 3), систем.

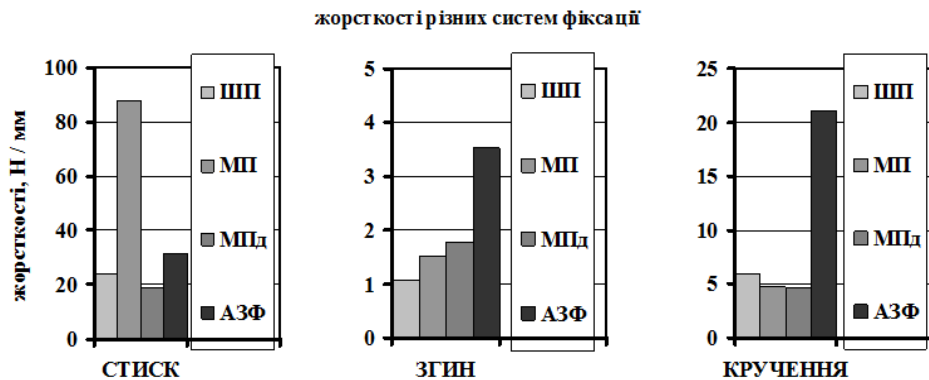


Рисунок 3 – Співставлення жорсткостей різних систем фіксації переломів п'ясткових кісток при стиску, згині та крученні.

Як видно з представлених даних, при дії стискаючих навантажень найбільшу жорсткість мають системи фіксації з титановою мініпластиною «МП» та стрижневий апарат «АЗФ». При згині та крученні фіксація за допомогою «АЗФ» має суттєву перевагу з точки зору жорсткості. Найменші жорсткості всіх випробуваних систем спостерігаються при дії згинальних навантажень

Для порівняння характеристик жорсткості різних систем «кістка - система остеосинтезу», були розраховані відношення жорсткостей непошкоджених кісток C_H до жорсткості кісток з переломами та системами фіксації C_Φ . Результати розрахунків у вигляді коефіцієнтів зміни жорсткості $\psi = C_H / C_\Phi$ на рис. 4 представлені графічно.

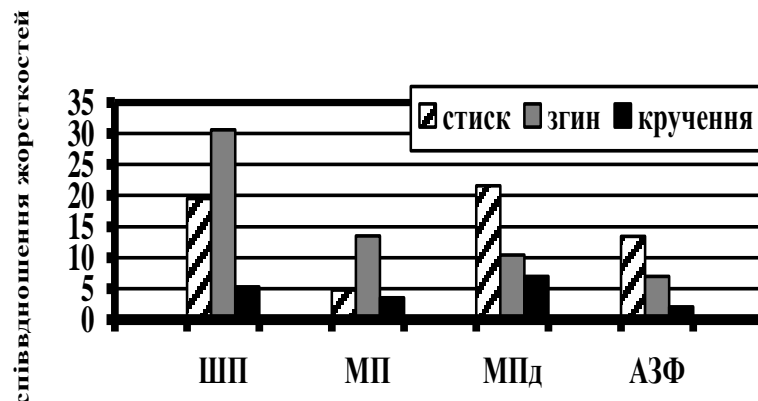


Рисунок 4 – Співвідношення жорсткостей неушкоджених та ушкоджених кісток $\psi = C_H / C_\Phi$

Найменша зміна жорсткостей під дією навантаження стиском зареєстрована при застосуванні фіксації «МП» та «АЗФ», під дією згинальних навантажень - при використанні «АЗФ» та «МПд» та під дією кручення - при фіксації системи «АЗФ» і «МП».

Це дозволяє рекомендувати для застосування при фіксації переломів п'ясткових кісток системи «АЗФ», «МП» та «МПд»

Висновки

1. Розроблені методика та програма випробувань таранних та п'ясткових кісток з модельованими переломами та системами фіксації. Проведена серія експериментів систем фіксації переломів таранних та п'ясткових кісток.

2. Одержані характеристики міцності систем фіксації таранних та п'ясткових кісток при одноразовому навантаженні. Виміряні характеристики жорсткості цих систем.

3. Встановлено, що за більшістю вимірних характеристик для таранних кісток перевагу мають способи фіксації перехресним введенням зустрічно-компресуючого гвинта сумісно з малеолярним компресуючим гвинтом (система «4ф») та паралельним введенням двох зустрічно-компресуючих гвинтів (система «6ф»). А для п'ясткових кісток перевагу мають стрижневі апарати зовнішньої фіксації та титанові мініпластини різних конструкцій;

Література

1. Нікітін П.В. Визначення та порівняння жорсткості фіксації перелому таранної кістки при використанні різних методик остеосинтезу (експериментальне дослідження) / Лакша А.М., Шидловський М.С. // Вісник ортопедії, травматології та протезування. – 2004, №4. – С. 44–49.
2. Білінський П. І. Обґрунтування фіксуючих можливостей фіксаторів і пристроїв на фізичній моделі. / Білінський П. І. // Вісник ортопедії, травматології та протезування. 2002, №2, С. 47-49.
3. Паламарчук В. В. Лікування переломів, переломовивихів таранної кістки, підтаранних вивихів стопи та суміжних пошкоджень. Автореферат. Канд. мед. наук. 14.01.21; Інститут патології хребта та суглобів імені проф. М. І. Ситенка АМН України. Харків – 2002. – 21с.
4. Лыба Р.М. Повреждения пястных костей кисти — ошибки и осложнения на этапах лечения / Р.М. Лыба, И. Абашина // Актуальные вопросы травматологии и ортопедии. — Екатеринбург, 1997. — С. 114-115.
5. Balaram A.K., Bednar M.S. Complications after the fractures of metacarpal and phalanges. *Hand Clin.* May 2010;26(2):169-77
6. Liporace F.A., Kinchelov T., Gupta S., Kubiak E.N., McDonnell M. Minifragment screw fixation of oblique metacarpal fractures: a biomechanical analysis of screw types and techniques. // *Hand (N Y)*. - Dec 2008. - №3(4). – P.311.
7. Winter M., Balaguer T., Bessiere C., et al. Surgical treatment of the boxer's fracture: transverse pinning versus intramedullary pinning. *J Hand Surg.* 2007; 32-M:709–713.
8. Facca S., Ramdhian R., Pelissier A., et al. Fifth metacarpal neck fracture fixation: Locking plate versus K-wire Orthop Traumatol Surg Res. 2010; 96:506–512.
9. Шидловський М.С. Натурные испытания систем "большеберцовая кость с переломом – стержневой аппарат фиксации" /Лакша А.М., Шпак Д.Ю // Вісник Національного технічного університету України "Київський політехнічний інститут", Серія Машинобудування, – К: 2011, – № 61 том 2. – С. 134–140.

УДК 004.09

МОБІЛЬНІ ІНФОРМАЦІЙНІ ТЕХНОЛОГІЇ ДЛЯ КОМПЛЕКСНОГО ОЦІНЮВАННЯ ТА СТАБІЛІЗАЦІЇ ПОКАЗНИКІВ МЕНТАЛЬНОГО ЗДОРОВ'Я

Дорош О.І.¹, Степанюк О.Ю.², Дорош Н.В.³

¹Національний університет «Києво-Могилянська академія» (м. Київ)

²Центр у справах сім'ї та жінок Деснянського району міста Києва (м. Київ)

³Львівський національний медичний університет ім. Данила Галицького (м. Львів)

Резюме. На основі аналітичного аналізу сучасного ринку медичних гаджетів, мобільних додатків та сервісних платформ запропоновано концепцію мобільної інфокомунікаційної системи для комплексного оцінювання та стабілізації вербальних та фізіологічних показників ментального здоров'я. Представлено алгоритм роботи такої системи та результати її практичного застосування з використанням програмно-реалізованих методик оцінювання пам'яті та уваги, а також фітнес-браслета типу MioFuse для контролю пульсу та інших фізіологічних показників з подальшим комплексним аналізом варіабельності серцевого ритму.

Ключові слова: медичні гаджети, мобільні додатки, ментальне здоров'я, ОС Android.

Abstract. Based on analytical analysis of medical gadgets, mobile applications and service platforms the concept of mobile information and communication systems for the integrated assessment and stabilization of verbal and physiological indicators of mental health are proposed. The algorithm of this system work and the results of its practical application using software-implemented methods for evaluation of memory and attention, and a fitness bracelet MioFuse to control of heart rate and other physiological indicators with followed a comprehensive analysis of heart rate variability are shown.

Keywords: medical gadgets, mobile apps, mental health, ОС Android.

Вступ. У сучасному суспільстві все більше спостерегається перевантаження людей інформацією, що надається різними інформаційно-комп'ютерними та телекомунікаційними засобами

та системами. Це в цілому призводить до погіршення резервів пам'яті та інших когнітивних функцій; підвищення рівня тривожності і стресу; порушення циркадних ритмів сну та ін. Все це обмежує

можливості вербальної комунікації і соціалізації, що часто призводить до депресії і негативних думок.

За прогнозами ВООЗ, захворюваність на депресію в 2020 році буде випереджати хвороби серцево-судинної системи, рак і інфекційні захворювання. Сьогодні все більше людей, в тому числі молодих, страждають від депресії, яка викликає 45-60% світових самогубств. Погіршення когнітивних функцій, таких як пам'ять і увага, тісно пов'язані з можливістю успішного навчання, загальною працездатністю, здатністю ефективно справлятися з життєвими проблемами та стресостійкістю і потребують корегування.

Актуальною задачею сучасної персоналізованої мобільної медицини є розроблення методів та інформаційно-комунікаційних засобів, що дозволяють оперативно визначати та контролювати психоемоційний та фізичний стан здоров'я людей, своєчасно надавати їм необхідну допомогу та проводити профілактичні заходи для зміцнення їх здоров'я[1-3].

Мета дослідження. Аналітичний огляд функціональних можливостей сучасних медичних гаджетів та мобільних засобів для персоналізованого контролю стану ментального здоров'я людини; розробка концепції, алгоритмічної бази та спеціалізованого програмного забезпечення для практичного застосування мобільних інформаційних технологій в системі охорони здоров'я.

Матеріали і методи. Зараз розробники мобільних технологій пропонують велику кількість різних гаджетів (розумні фітнес-браслети, годинники, окуляри, одяг та ін.), мобільні додатки для контролю окремих фізіологічних показників і ментальних функцій, які характеризують стан здоров'я: наприклад пульс (Instant Heart Rate, Runtastic Heart Rate Monitor), артеріальний тиск (Blood Pressure Monitor), кількість спалених калорій і пройденої дистанції (Googlefit, moves), рівень стресу (Stress Check), фази сну (Sleep Time).

На сучасному ринку мобільних послуг також присутня велика кількість мобільних додатків для смартфонів, які дають можливість оцінювати окремі (дискретні) показники ментального здоров'я на основі анкетування. В основному їх задачею є послаблення психологічної напруги та симптомів стресу і депресії. Наприклад, додаток Big White Wall допомагає людям з психічним розладом ідентифікувати свій настрій і висловити те, що вони відчувають, за допомогою описових зображень. Крім того, програма пропонує підтримку, що включає в себе цілодобовий професійний консалтинг,

спілкування в анонімному співтоваристві і спеціалізованих групах, терапію за допомогою текстів, зображень і відео. Ще одна функція - онлайн-курси самопомоги для людей, які страждають від тривожності, депресії, надмірної ваги, а також намагаються припинити курити. Сервіс платний. Додаток Cognitive Diary CBT Self-Help - це безкоштовна програма, яка доступна користувачам пристроїв на базі Android. Програма передбачає підвищення якості життя користувача, шляхом зміни способу його мислення, визначення мети, яку він хоче досягти і рекомендації дій, які допоможуть йому це зробити. У додатку використовуються методи когнітивно-поведінкової терапії. Додаток iStop-Suicide розроблений фахівцями канадських університетів, які використовували різні дослідження в сфері психології. Програма призначена для лікарів і містить інструменти скринінгу для визначення ступеня та діагностичних критеріїв депресії і рекомендації по лікуванню депресивного стану з метою виведення людини з предсуїцидального стану. Додаток доступний для користувачів пристроїв на базі iOS і поки тільки французькою мовою.

Для збору, експрес-аналізу і візуалізації вербальних і фізіологічних даних, отриманих від користувачів за допомогою медичних гаджетів і смартфонів розроблені сервісні платформи, які також забезпечують організацію інтерфейсу і зворотного зв'язку (Apple Health-сервіс, закрите додаток для здоров'я S-Health (Samsung), мобільна платформа ResearchKit™ та ін. Недоліком таких платформ є те, що вони в основному виконують функцію збору даних від користувачів без професійного аналізу з використанням методів доказової медицини і не можуть давати рекомендації, які засновані на медичній практиці з урахуванням особливостей представників етнічних, гендерних та соціальних груп.

За даними Apple App Store, Google Play Market, mHealth Wearables, Platforms and Services Market Research на ринку мобільних додатків для здоров'я основне місце займають медичні довідники (24%) і посібники, програми для фітнесу (20%), додатки для моніторингу стану здоров'я (12%) і профілактики захворювань (10%). Незначна частина додатків призначена для дистанційного консультування та діагностики (<1%). Мобільні додатки в області ментального здоров'я займають 4%.

Концепція та алгоритм роботи системи. Для рішення поставленої задачі запропоновано концепцію мобільної інфокомунікаційної системи для комплексного оцінювання та стабілізації вербальних та фізіологічних показників ментального здоров'я студентської молоді. У систему входять мобі-

льний навігатор і сервісна платформа (MNSP). Система дозволить молодій людині коротко оцінити свої пізнавальні здібності, співставити їх з основними фізіологічними показниками організму, а також визначити кореляцію показників з такими факторами, як тривалість сну, фізична активність, харчові звички, адекватне насичення киснем тіла і т.д.

Після реєстрації і ідентифікації в системі, MNSP - користувач отримує на свій мобільний телефон завдання (тести + вимірювання). Завдання можуть надходити в режимі моніторингу з певним інтервалом часу. Вербально-фізіологічні результати автоматично передаються на сервісну платформу, де в результаті їх порівняльного аналізу визначаються інтегральні показники, які надходять в модуль експрес-аналізу даних. За результатами експрес-аналізу, при наявності відхилень від норми, проводиться поділ користувачів за групами ризику (1-3). Залежно від групи ризику, формуються програми корекції, які передаються користувачу в режимі зворотного зв'язку. Після цього здійснюється контроль параметрів користувача для визначення динаміки змін в результаті інтервенції. Якщо динаміка-негативна, то проводиться оптимізація базових коригувальних програм з контролем по системі зворотного зв'язку. На наступному етапі здійснюється пошук кваліфікаційних ознак для поділу користувачів за гендерними, етнічним та соціальним групам з метою виявлення відмінностей для оптимізації програм корекції з урахуванням особливос-

тей кожної групи. Процес продовжується до досягнення позитивної динаміки показників, що характеризують стан ментального здоров'я користувачів. Результати зберігаються у сервісній базі для подальшої статистичної обробки та формування доказової бази досліджень.

Результати досліджень. При проведенні досліджень для визначення стійкості уваги та динаміки працездатності було використано методику таблиць Шульте (5 таблиць /25 чисел). Для оцінювання стану пам'яті, активності уваги, рівня стомлюваності-методика А.Р. Лурія та методика виключення зайвого. По результатах випробування будувались графічні залежності, за типом яких (зростання, спадання, зигзаг, плато та ін.) можна визначати коротко- та довготривалу пам'ять та особливості запам'ятовування.

Під час виконання тестових завдань проводилось вимірювання фізіологічних показників, що характеризують стан здоров'я людини за допомогою фітнес-браслета типу MioFuse програми-додатка для смартфона MioGO. Ця програма дозволяє визначати частоту серцевих скорочень (Pulse), фіксувати рівень фізичної активності (Daily Activity) і т.д. Функція Extract Workout дозволяє синхронізувати роботу мобільного пристрою зі спеціально розробленою програмою аналізу варіабельності серцевого ритму (HRV). Програмна реалізація методик практично виконана для смартфонів на базі ОС Android [3]. На рис. 1. представлено результати тестових експериментальних досліджень.



Рисунок 1 – Результати тестових досліджень (Вибір режиму вимірювання пульсу, визначення частоти серцевих скорочень у динаміці та розрахунок кардіоінтервалів та їх розподілу).

Висновки. Впровадження мобільних інформаційних технологій для моніторингу і стабілізації ментальних функцій з використанням особистого мобільного навігатора здоров'я допоможе користувачам такої системи (і особливо молодим людям)

підвищити їх особисту мотивацію в здійсненні контролю за станом свого здоров'я, щоб ідентифікувати ранні ризики зміни в когнітивному резерві під час до клінічної стадії і отримати програму дій, яка допоможе швидко стабілізувати і поліпшити стан їх здоров'я.

Література.

1. Zayachkivska O, Dorosh N., Zvir M., Dorosh O., Kozakova A., Plyatsko A., Yermakova I. "Detection of early risk factors of stress in students using "Smart Lion" M-health technology", Proc. Shevchenko Sci. Soc. Medicine 2015. Vol. X LIII. pp. 139-149.
2. O.Zayackivska, O.Dorosh, I.Yermakova, N.Dorosh. Medical navigator SMART LION for m-health system. Proceeding of the of 9th International

Forum on Innovative Technologies for Medicine (ITMED) .Suprashl, 3-5 December, 2015, C.11

3. Дорош О.І. Медичний мобільний пристрій на базі ОС Android // Вісник НТУ "Харківський політехнічний інститут". Серія: Інформатика та моделювання. – Харків: НТУ "ХПІ", 2015. – № 32. – С. 60-68.

УДК 004.94:615.471

СТРУМИННІ АКУСТИЧНІ ВИПРОМІНЮВАЧІ ДЛЯ БІОТЕХНОЛОГІЙ

Дудзінський Ю.М., Манічева Н.В., Жукова А.В.
Одеський національний політехнічний університет

Резюме. Розглядається зменшення інтенсивності пружних імпульсів експонентної форми, які розповсюджуються в рідинних середовищах. Проводиться порівняння з експериментальними дослідженнями акустичних полів, які створюються струминними акустичними випромінювачами при наявності гідростатичного тиску в робочій ємності. Доведено високу ефективність таких пристроїв для диспергування парафіну в воді для їх використання в біотехнологіях вирощування штамів дріжджів.

Ключові слова: струминні акустичні випромінювачі, диспергування, нелінійне згасання.

Abstract. Reduction of intensity of elastic pulses exponential forms, extending in the liquid environments is considered. Comparison with experimental researches of the acoustic fields created by axially symmetric hydrodynamic radiators at presence of hydrostatic pressure in working capacity was carried out. The high efficiency of these devices for dispersing paraffin in water has been proved for their use in biotechnologies for growing yeast strains.

Key words: jet acoustic radiators, dispersing, nonlinear attenuation.

Вступ. У фармацевтичній і харчовій промисловості широко використовується вирощування штамів антибіотиків і дріжджів на парафіні. Для цього парафіноподібні речовини диспергують у воді. Чим менше розміри частинок, тим більше площа поверхні, отже, зменшується час технологічного процесу й збільшується вихід готового продукту. Можливості механічного перемішування й парового барботажа не задовольняють вимоги високої дисперсності. Перспективними в біотехнологіях можуть бути гідродинамічні випромінювачі (ГДВ) струминного типу. В цих пристроях звукоутворення відбувається з допомогою зануреного струменя рідини [1]. Джерелом енергії є насос з відповідними характеристиками, що живиться від електричного двигуна й використовується звичайна електрична мережа. Це забезпечує дешевину обладнання й, відповідно, кінцевого продукту виробництва, пожежну й електричну безпеку, виключає необхідність використовувати персонал високої кваліфікації.

Мета дослідження. Акустичний сигнал, генерований струминним ГДВ, має негармонійний характер у вигляді коротких імпульсів (рис. 1). Поглинання акустичних хвиль великої інтенсивності може бути пов'язане з різного роду процесами, що відбуваються в суцільному середовищі. У рідинах може виникнути кавітація, що істотно зменшує передану через середовище енергію, а це можна інтерпретувати як збільшення згасання звуку. Поглинена енергія також витрачається на процеси емульгування нерозчинних одна в другій рідин, диспергування в рідині твердих частинок, деполімеризація й ін. Ці явища широко використовуються для інтенсифікації різних технологічних процесів. Тому доцільно дослідити теоретично й експериментально нелінійне поглинання коротких імпульсів в рідині в умовах гідростатичного тиску і як це впливає на процес диспергування парафіну в воді

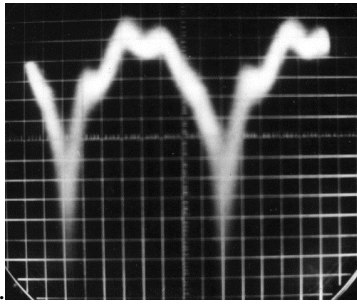


Рисунок 1 – Осцилограма акустичного сигналу, який випромінюється осесиметричними ГДВ

Дослідження нелінійного згасання акустичних імпульсів. В реальних струминних ГДВ роз-

$$p = \frac{p_0 \cdot \exp(-\alpha \omega^2 r)}{r} \cdot \left\{ \exp\left[-\beta_1 \left(t - \frac{r}{c}\right)\right] - \exp\left[-\beta_2 \left(t - \frac{r}{c}\right)\right] \right\}, \quad v = \frac{P}{\rho c} \quad (1)$$

де p_0 – амплітуда тиску поблизу активної зони звукоутворення; t – час; r – радіальна координата точки поля; c – швидкість звуку; ρ – щільність рідини; β_1, β_2 – безрозмірні коефіцієнти, що відповідають тривалості фронтів імпульсу, α – коефіцієнт згасання, ω – кругова частота слідування імпульсів.

$$I(r) = \int_0^\infty p v \cdot dt = \frac{p_0^2 (\beta_2 - \beta_1)}{2 \rho c (\beta_2 + \beta_1)} \cdot \left[\frac{1}{\beta_1} \Pi_0(\zeta_1) - \frac{1}{\beta_2} \Pi_0(\zeta_2) \right] \quad (2)$$

де $\Pi_0(\zeta) = [1 - \Phi(\zeta)]$; $\Phi(\zeta) = \frac{2}{\sqrt{\pi}} \cdot \int_0^\infty \exp(-\zeta^2) d\zeta$ – інтеграл ймовірності; $\zeta_{1,2} = \beta_{1,2} \cdot \sqrt{\alpha_0 r}$; $\alpha_0 = 2\alpha/\omega^2$.

Для дослідження нелінійного загасання сферично розбіжних пружних хвиль струминний ГДВ містився у герметичній ємності із регульованим статичним тиском. Настроювання випромінювача на оптимальний режим роботи [3] здійснювалося за рахунок підбора відповідної швидкості струменя на виході із сопла. Рівень акустичного сигналу p_0 вимірявся за допомогою каліброваного гідрофона й електронного вольтметра, частота основної гармоніки f_0 – за допомогою аналізатору спектра, надлишковий статичний тиск $\Delta P_{ст}$ – зразковим манометром.

На рис. 2 представлено залежність акустичного поля струминного ГДВ від відстані у відносних одиницях. Як одиниця прийнята інтенсивність пружних хвиль, які генеруються даним випромінювачем на межі зони звукоутворення ($r \approx 1 \text{ см}$) при

міри тороїдального вихору (активної зони звукоутворення), у багато разів менше довжин пружних хвиль [1, 2, 3]. Тому випромінювачі даного типу в необмеженому середовищі можна розглядати як точкові джерела акустичних хвиль, що сферично розширюються. Має сенс досліджувати залежність зміни інтенсивності (питомої потужності) акустичних імпульсів експонентної форми у сферичних хвилях.

Аналіз осцилограм (рис. 1) показав, що одиночний пружний імпульс, який випромінюється струминним ГДВ, можна описати сумою двох експонент для акустичного тиску й коливальної швидкості, відповідно:

Використовуючи теорему Релея про спектральну густину енергії [4], з огляду на те, що запізнювання за часом на $\Delta t = x/c$ не змінює спектральної густини. Отримаємо наступне вираження для питомої потужності, віднесеної до одиниці поверхні фронту площинної хвилі:

атмосферному тиску. Суцільні лінії відповідають теоретичним розрахункам, пунктирні – закону $\sim r^{-2}$ згасання сферично розбіжних гармонійних хвиль, точки – результат експериментальних досліджень. Поблизу активної зони звукоутворення має місце нелінійне згасання коротких акустичних імпульсів експонентної форми. При розширенні фронту хвилі інтенсивність сигналу спадає й, починаючи з деякої відстані, має місце звичайне згасання малих збурювань виду $\sim r^{-2} \cdot \exp(-2\alpha\omega^2 r)$.

Як видно із графіка, при зростанні інтенсивності акустичних хвиль розбіжності стають більше. Радіус й об'єм зони нелінійного згасання акустичних імпульсів із зростанням гідростатичного тиску $\Delta P_{ст}$ збільшується. Тобто, збільшується об'єм рідини, в якому має бути процес дроблення частинок. А це призведе до зменшення часу диспергування парафіну в воді.

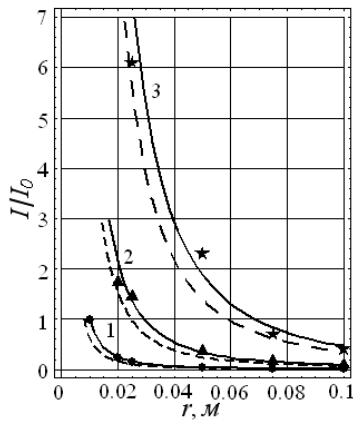
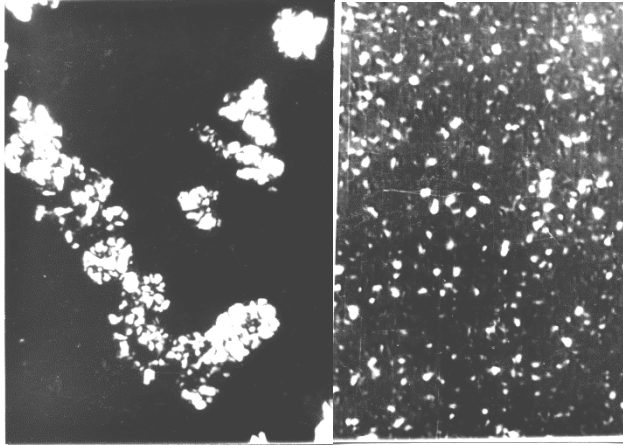


Рисунок 2 – Убування інтенсивності сферичної хвилі при надлишковому статичному тиску: 1 – $\Delta P_{cm} = 0$; 2 – $\Delta P_{cm} = 0.3 \text{ МПа}$; 3 – $\Delta P_{cm} = 0.6 \text{ МПа}$; суцільні лінії – розрахунок по формулі (7), пунктир – залежність $\sim r^{-2} \cdot \exp(-2\alpha\omega^2 r)$



а

б

Рисунок 3 – Фото частинок парафіну у воді під мікроскопом: а – після механічного перемішування; б – після емульгування за допомогою струминного ГДИ ($\Delta P_{cm} = 0.8 \text{ МПа}$)

На рис 3 представлено результати диспергування частинок парафіну у воді. У порівнянні з механічною мішалкою струминний гідродинамічний випромінювач дозволяє зменшити середньостатистичний розмір часток в (10...15) разів. Робочий цикл становить (40...45) перекачувань рідини через сопло ГДИ при атмосферному тиску. Підвищення надлишкового статичного тиску до значення $\Delta P_{cm} = (2.2...2.4) \text{ МПа}$ дозволяє скоротити число перекачувань до (10...12).

Висновки. За результатами досліджень можна зробити наступні висновки:

1. Струминні акустичні випромінювачі ефективні для технологій диспергування в рідині органічних аморфних речовин, наприклад, парафіну та твердих жирів.

2. Використання струминних акустичних випромінювачів в герметичних ємностях з надлишковим статичним тиском дозволяє на порядок зменшити розміри частинок і в рази зменшити час технології диспергування.

Література

1. Дудзинский Ю.М. Динамика затопленной осесимметричной кольцевой струи. Доповіді НАН України. 2006. №1. С. 46–51.

2. Дудзинский Ю.М., Витков В.В., Жукова А.В. Модель поперечных колебаний затопленных струйных оболочек. Проблемы обчислювальної механіки і міцності конструкцій. 2011. Вип. 15. С. 93–99.

3. Дудзинский Ю.М., Витков В.В., Макарова Т.В. Оптимизация энергетических характеристик струйных гидродинамических излучателей. Электроника и связь. 2010. № 6. Ч. 2. С. 147–151.

4. Харкевич А. А. Спектры и анализ. М.: Физматгиз. 1962. 236 с.

УДК 615.849.19

ЗАСОБИ АДАПТИВНОЇ ЛАЗЕРНОЇ ТЕРАПІЇ

Зубчук В.І., Соломін А.В., Каушмян А.І., Штанічева М.В., Борозенець Д.А.

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»

Резюме. Адаптивна лазерна терапія враховує індивідуальні особливості пацієнта, завдяки чому досягається стійкий терапевтичний ефект при меншій дозі впливу.

Для максимізації лікувального ефекту персонально для кожного пацієнта існує реальна необхідність розробки алгоритмів, методів лікування і діагностики, які б склали основу індивідуальної медицини. Реалізація відомих методик лазеротерапії [1, 2, 3], а також нових методик обумовлює необхідність створення гнучкої системи з можливістю простого переналаштування режиму лазеротерапії відповідно до кожного пацієнта. Така система повинна мати у своєму складі пристрій реєстрації вимірюваних параметрів/сигналів, пристрій їх обробки та вибору методики лазеротерапії і пристрій генерації лазерного випромінювання. Необхідна гнучкість системи може бути реалізована, якщо пристрій обробки вимірюваних параметрів/сигналів та вибору методики лазеротерапії реалізувати на основі персонального комп'ютера з відповідним програмним забезпеченням.

Постійний моніторинг цих відхилень і корекція терапевтичного або лікувального впливу при лікуванні дозволяє коректно оцінювати ефективність терапевтичного впливу. Значно розширити діапазон інтенсивностей, що не порушують гармонію внутрішніх біоритмів організму, можна при додатковій часовій синхронізації впливу на біосистему. Біокерована модуляція лазерним опромінюванням дозволяє практично виключити передозування [4].

Головні переваги адаптивних методів лазерної терапії в порівнянні з традиційним впливом: системний характер лікування завдяки імунокорекції та посилення антиоксидантного захисту; усунення десинхронозів, нормалізація нормального кровотоку; синхронізація регіонального та центрального кровотоку, що усуває і наслідки, і причини хвороби.

Ключові слова: лазерна терапія, адаптація, персоналізована медицина.

Abstract. Adaptive laser therapy takes into account the individual characteristics of the patient, resulting in a sustained therapeutic effect at a lower dose exposure.

To maximize the therapeutic effect individually for every patient, there is a real need to develop algorithms, methods of treatment and diagnosis that formed the basis of personalized medicine. Implementation of the known methods of laser therapy [1, 2, 3], as well as new techniques necessitates the establishment of a flexible system with the ability to easily reconfigure the mode of laser therapy according to each patient. Such a system should be composed of device registration of the measured parameters/signals, the processing device and choice of the method of laser therapy and the device generating the laser radiation. The necessary flexibility can be implemented if the device processing the measured parameters/signals, and the choice of the technique of laser implemented on the basis of personal computer with appropriate software.

Continuous monitoring of these variations and correction of the therapeutic or curative effects in the treatment of allows to correctly evaluate the effectiveness of therapeutic effects. Significantly expand the range of intensities that do not violate the harmony of the internal biorhythms of the body, with possible additional temporal synchronization effect on the biosystem. Biokrovna modulation of laser radiation allows to eliminate most of the overdose [4].

The main advantages of adaptive methods of laser therapy in comparison with traditional effects: systemic treatment with immune enhancing and antioxidant protection; the elimination of desynchronism, the normalization of the normal blood flow; synchronization of regional and Central blood flow, eliminating and consequences, and causes of disease.

Key word: adaptive laser therapy, biocontrolled modulation, personalized medicine.

Вступ. Широке використання лазерної терапії обумовлює необхідність вирішення задачі вибору оптимальних параметрів процедур, оскільки лікувальний ефект суттєво залежить від обраної методики та параметрів діючого лазерного випромінювання [5, 6]. Необхідність варіювання параметрів та переналаштування лазеротерапевтичних приладів частково обумовлена відсутністю точних даних про кількість лазерної енергії, що досягає області, котра піддається лазерній терапії. Це, у свою чергу, обумовлює необхідність моніторингу процесу лазеротерапії та переналаштування параметрів у процесі лікувального сеансу, тобто введення біологічного зворотного зв'язку. Актуальність такого підходу підтверджується необхідністю вирішення двох проблем, які виникли в лазеротерапії. Перша

– немає чіткого уявлення про механізм лікувальної дії при кожному конкретному захворюванні. Друга – не визначений діапазон параметрів лазеротерапії. У лікаря немає достатньо об'єктивного, чіткого критерію, на який він міг би орієнтуватися, оцінюючи ефективність лазеротерапії, немає чіткого уявлення про те, що відбувається з лазерним випромінюванням при проходженні через різні біологічні тканини, чи втрачає лазерне випромінювання свої основні властивості: монохроматичність, поляризацію і когерентність [7, 8]. Таким чином, проблема дозиметрії та оптимального вибору параметрів лазеротерапії є важливою в умовах інтенсивного впровадження низькоінтенсивного лазерного випромінювання в медицину. Тому найважливішим

завданням є урахування найбільшого числа факторів, що впливають на оптимізацію лазерної процедури, а також розробка необхідних методів і засобів контролю та автоматичного регулювання її параметрів з використанням зворотного зв'язку «пацієнт – апаратура». Одним з можливих методів реалізації біологічного зворотного зв'язку є використання кардіоритмів для керування лазеротерапевтичних приладом.

Метал дослідження. Розроблення методики адаптивної лазеротерапії з синхронізацією лазерного впливу зі збільшенням кровонаповнення тканини. Дана методика включає в себе три блоки. Блок реєстрації сигналу з датчиків пульсу, блок обробки та аналізу сигналу та блок створення керуючого сигналу для управління пристроєм лазеротерапії. Обґрунтування необхідності застосування режиму біокерування лазерним впливом по сигналах з датчиків пульсу, а також дослідження ефективності роботи даної методики.

Для створення такої системи необхідно:

- розробити пристрій автоматизованого вимірювання і реєстрації пульсової хвилі;
- створити систему аналізу сигналу з датчиків пульсу;

- в режимі реального часу проаналізувати даний сигнал, виділити зубці R;
- розробити блок керування пристроєм лазеротерапії на основі отриманих даних.

Матеріали та методи дослідження. Біосигнали, що відбивають об'ємні пульсові коливання кровонаповнення судин, знімають за допомогою реографа, плетизмографа, фотоплетизмографа. Вважають, що вони відображають сумарний ефект пульсацій артеріального і венозного відділів судинного русла досліджуваної області. При аналізі біосигналів радіального зміщення прийнято вважати, що реєструються пульсові коливання тільки артеріальної (п'єзограма, сфігмограма) або тільки венозної (флебограма) стінки залежно від того, як встановлений датчик знімання інформації.

Розроблювана нами методика включає в себе три блоки, схематично вона зображена на рис. 1. Блок реєстрації сигналу пульсової хвилі (ПХ) з датчиків пульсу, блок обробки та аналізу сигналу, що складається з програмного забезпечення LabVIEW, УМ, персонального комп'ютера та блоку створення керуючого сигналу для управління пристроєм лазеротерапії (ПЛТ).

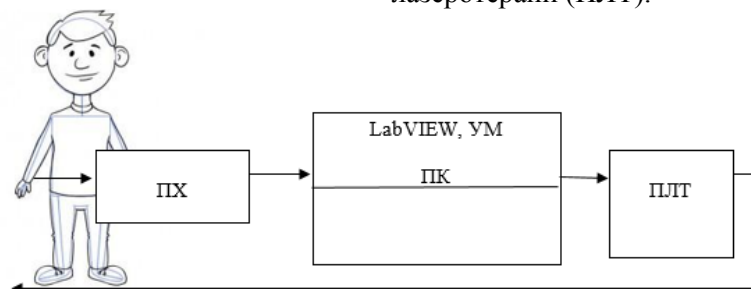


Рис. 1 Схема розроблюваної системи

Блок реєстрації. Для реєстрації сигналу ми скористалися розробленим приладом портативним реєстратором пульсової хвилі, заснованого на оптичному датчику (рис. 2). Даний прилад являє собою комплексну систему реєстрації та аналізу ПВ в електронній формі, що дає змогу забезпечити єдиний контроль за пацієнтом з багатьох пристроїв. Забезпечує при надійність та ергономічність.

З точки зору доцільності економічності та інформативності було обрано фотоплетизмографічний метод для реалізації.

Фотоплетизмографічний метод дозволяє реєструвати зміну об'єму органу або його частини, що викликані динамікою кровонаповнення протягом серцевого циклу. Зміни освітленості фіксуються

фотоприймачем, а електричний сигнал від останнього виводиться на дисплей у вигляді пульсової кривої.

Для поєднання основних функціонуючих одиниць у повну схему використовується перемикач з виходів реєстратора А D у пін 2 схеми модулятора, що забезпечує роботу приладу у 2-х режимах, підраховуючому та реєструючому.

Живлення схеми виконано за допомогою usb 2.0 порта комп'ютера, та може бути переключене на акумулятор з напругою, яка не перевищує 6 В.

Інформаційний вихід знаходиться на третьому піні модулятора, який підключено до 3.5mm jack штекеру пін 2. Земля підключена до пін 1 штекеру.

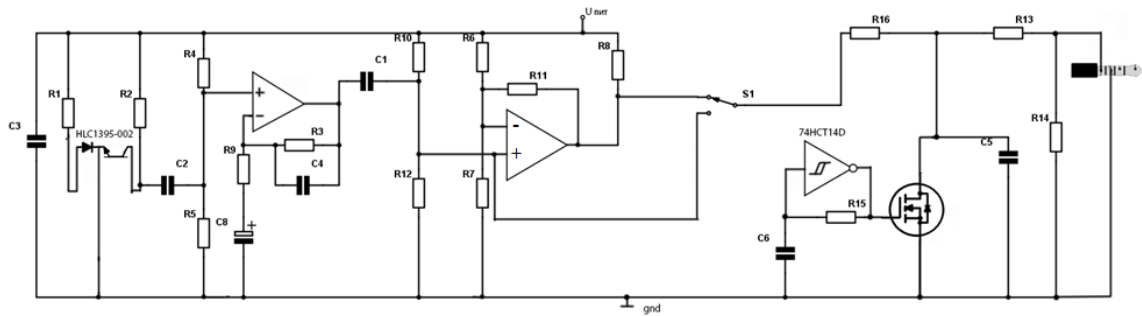


Рис. 2. Схема реєстратора ПХ

Фотоплетизмограма, що отримується після підсилення та обробки сигналу фотоприймача, характеризує стан кровотоку в місці розташування сенсора.

Пульсова хвиля складається із двох компонентів – анакротичної та дікротичної фази (рис. 3).

Перший пік пульсової хвилі, що відповідає анакротичному періоду пульсової хвилі (A_1), утворюється в період систоли за рахунок прямої хвилі, формованої об'ємом крові в систолу, що передаються прямо від лівого шлуночка до пальців верхніх кінцівок. Амплітудне значення анакротичної фази носить також назву амплітуди пульсової хвилі та відповідає ударному об'єму крові при серцевому викиді, надаючи, таким чином, непрямі відомості про ступінь інотропного ефекту (зміни сили скорочення серця).

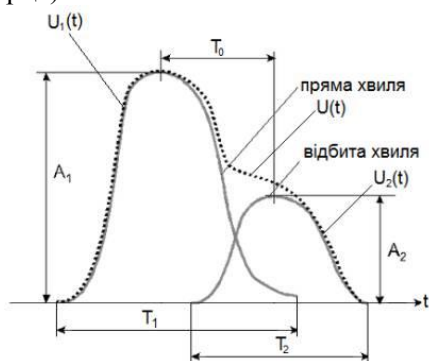


Рисунок 3 – Склад пульсової хвилі

Другий пік пульсової хвилі, що відповідає дікротичному періоду пульсової хвилі (A_2), він утворюється за рахунок відбиття об'єму крові від аорти та великих магістральних судин і частково відповідає діастолічному періоду серцевого циклу. Дікротична фаза надає інформацію про тонус судин.

Вершина пульсової хвилі відповідає найбільшому об'єму крові, а її протилежна частина - най-

меншому об'єму крові в досліджуваній ділянці тканини. Характер пульсової хвилі залежить від еластичності судинної стінки, частоти пульсу, об'єму досліджуваної ділянки тканини, ширини просвіту судин. Уважається, що частота та тривалість пульсової хвилі залежить від особливостей роботи серця, а величина та форма її піків – від стану судинної стінки.

Отриманий сигнал пульсової хвилі імпортується в програмне середовище LabVIEW для створення управляючого сигналу.

Створений віртуальний прилад дає змогу регулювати параметри приладу лазеротерапії на основі з даних пульсової хвилі.

Блок обробки вхідного сигналу. Основна програма (рис. 3) реалізується в середовищі LabVIEW. У віртуальному пристрої при запуску програми генерується сигнал, тип якого ми можемо задати, що й робить нашу систему гнучкою. Детектований пік пульсової хвилі відповідає моменту максимального кровонаповнення тканини, і сигналізує про час початку опромінення тканини лазером.

Дана програма і девайс зараз дозволяє за допомогою датчика на основі оптопар, який одягається на палець, завести цей сигнал на одну з плат збору даних і отримати лабораторний пульсометр. Отримані дані в подальшому надходять до блоку управління пристроєм лазеротерапії і формують управляючий сигнал.

Блок-діаграма віртуального пристрою приведена на рисунку 5.

В побудові використовувалися елементи бібліотеки Biomedical Toolkit, що включає спеціалізовані засоби для роботи з біомедичними даними в середовищі LabView, пульсова хвиля вибирається з набору сигналів певних типів, потім обчислюється спектр, проводиться фільтрація і визначаються параметри пульсової хвилі. Зображення вибраного типу сигналу виводиться на лицьову панель ВП.

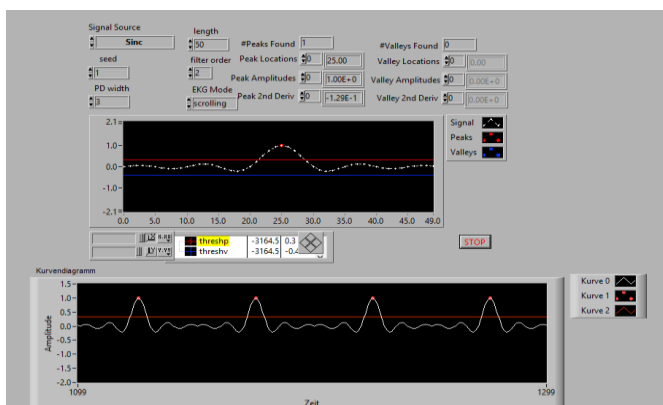


Рисунок 4 – Головний вигляд вікна програми

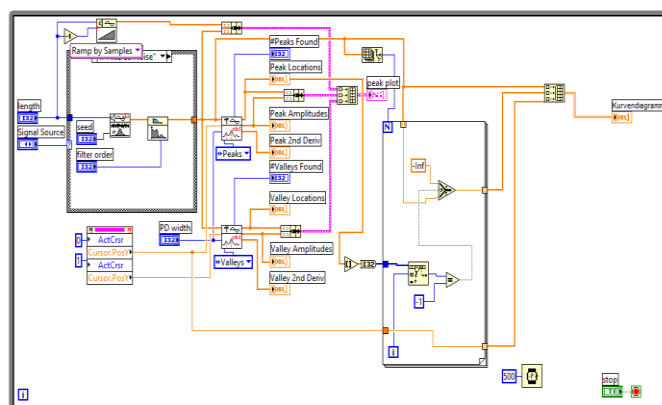


Рисунок 5 – Блок-діаграма реалізації пристрою

Пік визначається по першій похідній, яка дорівнює нулю, (шукається точка переходу через 0) пік,

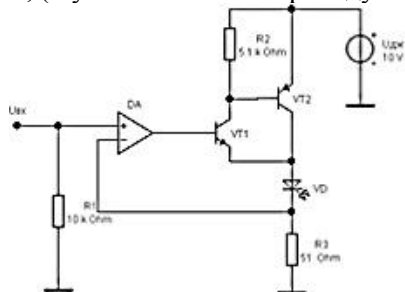


Рисунок 6 – Підсилювач потужності лазерного випромінювання

Вихідний блок. Сформований у середовищі LabVIEW сигнал поступає на аудіовихід ПК. До виходу ПК через USB-порт підключається підсилювач потужності, наведений на рис. 6. Вхідний каскад на операційному підсилювачі DA з послідовним зворотним зв'язком забезпечує високий вхідний опір підсилювача для запобігання значного на-

або западина визначається по другій похідній відповідно вона < або > нуля.

вантаження вихідних ліній ПК. Необхідне підсилення струму для збудження лазерного випромінювання забезпечується комплементарною парою транзисторів VT1, VT2. Струм I_{LD} напівпровідникового лазера VD і відповідна інтенсивність випромінювання визначаються вхідною напругою $U_{ВХ}$ та опором резистора R3: $I_{LD} = U_{ВХ} / R_3$.

Результати дослідження та їх обговорення. На рисунку 7 зображено результат роботи пристрою. Даний ВП детектував в режимі реального часу піки вхідного сигналу. Детектовані піки відповідають анакротичному періоду пульсової хвилі, і свідчать про максимальне кровонаповнення в тканині. Саме в цей момент часу доцільно подавати імпульси з пристрою лазерної терапії.

Сформований управляючий сигнал регулює параметри пристрою лазеротерапії, збільшуючи цим ефективність процедури, зменшуючи час та дозу опромінення.

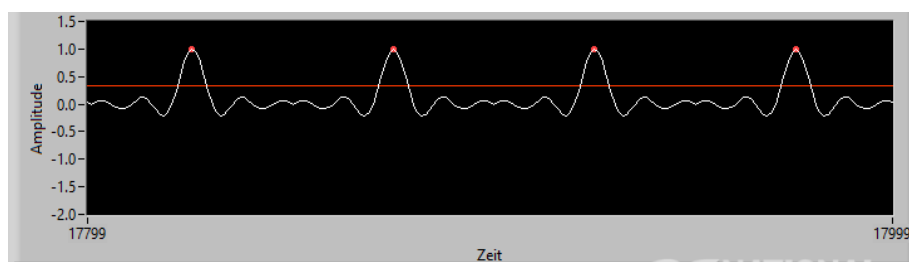


Рисунок 7 – Детектування піків ПХ

Висновки. Розроблений метод забезпечує автоматичну біосінхронізацію лазерних впливів. Автоматизм досягається за допомогою сигналів, що надходять з датчиків пульсу самого пацієнта. Подача лазерних імпульсів проводиться тільки в сприятливі фази енергозабезпечення реакцій. Метод враховує умови гіпоксії або характер дисбалансу

артеріальної і венозної частин капілярного русла. При цьому безпосередньо під час відпустки процедури ми контролюємо стан і реакції пацієнта. Даний метод враховує особливості кровопостачання і мікроциркуляції різних органів, швидкість поширення пульсової хвилі, площа одночасного опромі-

нення. Тому він різко підвищує чутливість і розширює терапевтичний діапазон щільності потужності.

Література

1. Загускин С.Л. Биоритмологическое биоуправление / С.Л. Загускин. – В кн.: Хронобиология и хрономедицина / Под ред. Ф.И. Комарова и С.И. Рапопорта. – М.:Триада –Х, 2012. – С. 317–328.

2. Дунаев А.В. Хронодиагностика с целью индивидуального дозирования лазерной терапии / А.В. Дунаев, С.Л. Загускин // Современные информационные технологии в диагностических исследованиях: Сб. докл. Междунар. науч.-практ. конф., Днепропетровск, 15 марта 2002 г. – Днепропетровск: ПОРОГИ, 2010. – С. 113- 116.

3. Шалобаев Е.В. Применение биологических обратных связей и средств томографии в лазерных сканирующих физиотерапевтических установках / Е.В. Шалобаев, Н.В. Леонтьева, Ю.С. Монахов, А.В. Ефименко, К.В. Подмас-терьев, А.В. Дунаев // Технологии живых систем. – 2010. – № 4. – С. 66-72.

4. Москвин С.В. Эффективность лазерной те-

рапии / С.В. Москвин. Серия «Эффективная лазерная терапия». – Т. 2. – М. – Тверь: Изд-во «Триада», 2014. – 896 с. – 202 ил.

5. Москвин С.В. Основы лазерной терапии / С.В. Москвин. Серия «Эффективная лазерная терапия». – Т. 1. – М. – Тверь: Изд-во «Триада», 2015. – 600 с.

6. Загускин С.Л. Критерии оптимальности параметров лазерной терапии / С.Л. Загускин, С.С Загускина // Материалы Международной конференции «Лазерные и информационные технологии в медицине XXI века», II часть. – СПб.: МГУ им. И.П.Павлова. – 2014. – С. 349-350.

7. Шалобаев Е.В. Проблемы создания биологических обратных связей и их применение в сканирующих лазерных медицинских установках / Е.В. Шалобаев, Г.Н. Юркова, Ю.С. Монахов, В.Т. Ефименко, А.В. Ефименко, С.Ф. Корндорф, А.В. Дунаев // Известия ОрелГТУ. Сер. «Машиностроение. Приборостроение». — 2011. – № 4. – С. 94-97.

8. Шалобаев Е.В. Проблемы лазерной терапии / Е.В. Шалобаев, А.В. Дунаев, О.Д. Козырева // Сб. тр. II Всерос. конгресса молодых ученых. – СПб. : НИУ ИТМО. – 2013. – С. 66-67.

УДК 616-08-039.78

АВТОМАТИЗОВАНИЙ КОМПЛЕКС ДЛЯ ДОСЛІДЖЕННЯ ЕЛЕКТРИЧНИХ ПАРАМЕТРІВ БІОЛОГІЧНО АКТИВНОЇ ЗОНИ

Зубчук В.І., Соломін А.В., Штанічева М.В., Каушніян А.І.

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут ім. Ігоря Сікорського»

Анотація. Контроль стану здоров'я може бути реалізований за допомогою моніторингу параметрів рефлексогенних зон. Основними параметрами, які можуть контролюватися неінвазивними засобами, традиційно є значення біопотенціалу, електрична провідність, температура, вологість досліджуваних зон. Додаткову інформацію можна отримати досліджуючи одночасно шкіро-гальванічну реакцію репрезентативних зон людини.

Реакція шкіри на біметалічні електроди, виготовлених, наприклад, з цинку та міді, у вигляді різниці потенціалів між електродами залежить від різних факторів і у тому числі від рівня рН середі між електродами. У свою чергу рівень рН залежить від особливостей обмінних процесів, що може бути використане як додатковий параметр для оцінки стану відповідних органів і систем [1]. Для автоматизованого вимірювання і реєстрації шкіро-гальванічних потенціалів та одночасно електричної провідності досліджуваних зон запропонована система на базі персонального комп'ютера з використанням середовища LabVIEW.

Ключові слова: неінвазивна діагностика, рефлексогенна зона, шкіро - гальванічна реакція, біопотенціал, провідність, рН.

Abstract. Control health status can be implemented by monitoring parameters reflex zones. The main parameters that can be controlled by non-invasive means, traditionally are the value of bioelectric potentials, electrical conductivity, temperature, humidity studied areas. Additional information is available at the same time exploring skin-galvanic reaction of representative zones of person.

The reaction of the skin to the bimetallic electrodes is made, such as zinc and copper, as the potential difference between the electrodes, depends on various factors, including the pH environment between the electrodes. In turn, the pH depends on the characteristics of metabolic processes, which can be used as an additional parameter to assess the status of the organs and systems [1]. For automatic measurement and registration of skin-galvanic potential and simultaneously studied electrical conductivity zones proposed system based on the PC environment using LabVIEW.

Key word: non-invasive diagnostics, reflexogenous zone, skin - galvanic reaction, biopotential, conductivity, pH.

Вступ. Визначення електрофізичних та біохімічних параметрів людини є одним із дієвих методів експрес-діагностики та оцінки функціонального стану людини. Використання неінвазивних методик вимірювання зовнішніх параметрів завдяки оперативності і дешевизні дає можливість широкого впровадження профілактичного контролю населення та моніторингу стану обстежуваних. Визначення параметрів специфічних ділянок тіла людини, які репрезентують відповідні внутрішні органи людини, є предметом дослідження рефлексодіагностики [2], разом з іншими методами діагностики та інтроскопії дає інформацію про стан органів і систем людини. Методи рефлексодіагностики, запропоновані І.Накатані, Р.Фолем, І.Брату, К.Акабане, та їх різні модифікації передбачають головним чином вимірювання біопотенціалів, електричної провідності та температури репрезентативних точок. Інформація, отримувана існуючими методами, може бути доповнена даними про характер метаболічних процесів у досліджуваних органах на засадах вимірювання показника рН у відповідних репрезентативних точках тіла людини. Опосередкованим показником рН досліджуваної точки може бути значення електрорушійної сили (ЕРС), яка виникає при використанні біметалічної пари (наприклад, мідь-цинк або мідь-алюміній) у провідному середовищі, величина якої якимось чином залежить від показника рН середовища [4]. Збір та реєстрація таких даних повинні бути автоматизованими, що обумовлює необхідність створення системи з відповідним технічним і програмним забезпеченням.

Мета дослідження. Створення автоматизованого комплексу для вимірювання і реєстрації електричної провідності та ЕРС репрезентативних точок тіла людини.

Для створення такої системи необхідно:

- дослідити шкіро-гальванічні реакції при використанні біметалічної пари Cu-Zn, визначити діапазон зміни ЕРС у різних точках тіла обстежуваних;
- визначити структуру та ідентифікувати параметри моделі біологічно-активної точки (БАТ) при використанні біметалічної пари Cu-Zn (Cu-Al);
- розробити методіку автоматизованого вимірювання і реєстрації провідності та ЕРС;
- розробити технічне та програмне забезпечення методіки вимірювання.

Матеріали і методи. Метод Накатані заснований на ідеях східної медицини, зокрема на уявлен-

нях про меридіани [5]. Протягом багатьох років Накатані досліджував опір біологічно активних точок. В результаті він прийшов до висновку про залежність цього показника від функціонального стану пов'язаних з ними органів. Положення цих точок збігається з ходом акупунктурних меридіанів, тобто знаходиться на лініях, що мають підвищену електропровідність.

Шкіро-гальванічна реакція (ШГР) – біоелектрична реакція, що реєструється на поверхні шкіри. ШГР розглядається як компонент орієнтовного рефлексу, оборонних, емоційних та інших реакцій організму, і являє собою результат активності метаболічних процесів. ШГР можна реєструвати з будь-якої ділянки шкіри, але найбільш інформативними є акупунктурні точки та рефлексогенні зони, які називають зонами Захаріна-Геда [2].

Для визначення кількісних параметрів ШГР досліджуваної ділянки тіла необхідно задатись структурою моделі та ідентифікувати параметри компонентів моделі. Оскільки ділянка шкіри проявляє себе як активний двополюсник, логічно його еквівалентну схему представити як неідеальне джерело струму або напруги [6,7].

На рис. 1 наведена схема вимірювання параметрів моделі ділянки шкіри, де джерело струму I_c і опір R_c моделюють електричні властивості досліджуваної ділянки тіла при використанні пари електродів Cu-Zn [8].

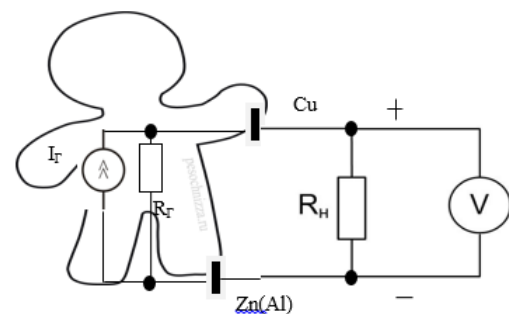


Рисунок 1 – Вимірювання параметрів R_r та I_r

Змінюючи зовнішнє навантаження R_n та вимірюючи напругу на електродах при різних значеннях R_n , отримуємо значення напруги U_n , які відображають навантажувальну здатність еквівалентного джерела струму. За допомогою співвідношення

$$R_r = (U_{nxx} - U_{ni(j)}) * R_{ni(j)} / U_{ni(j)}, \quad (1)$$

де U_{nxx} – показник вольтметра V без навантаження,

U_{ni} і U_{nj} – результати відповідно i -го і j -го вимірювання при підключенні навантаження з опором R_{ni} або R_{nj} , можна обчислити значення R_z еквівалентного опору електричного диполя. Для обчисленого значення R_z отримуємо відповідне даному вимірюванню значення еквівалентного джерела струму I_z :

$$I_z = U_{ni(j)} * (R_z + R_{ni(j)}) / (R_z R_{ni(j)}). \quad (2)$$

Приклад вимірювань ШГР піддослідного відповідно рис. 1 виконаний для біметалічної пари Cu-Zn. Очікувана реакція шкіри на біметалічну пару може залежати від площі електродів. Тому ШГР досліджена з площею 1 см² та 10 см². Дані вимірювань напруги U_n для різних величин R_n наведені у таблиці 1 для електродів площею 1 см² і у таблиці 2 для електродів площею 10 см².

Таблиця 1. Результати вимірювань для ШГР площею 1 см²

$R_n(\text{Ом})$	$U_n(\text{В})$	$R_f(\text{МОм})$	$I_f(\text{мкА})$
∞	0,723	0,68*	1,06*
10^6	0,43	0,68	1,06
10^5	0,092	0,685	1,05
10^4	0,01	0,713	1,01
10^3	0,001	0,722	1,001

Таблиця 2. Результати вимірювань для ШГР площею 10 см²

$R_n(\text{Ом})$	$U_n(\text{В})$	$R_f(\text{МОм})$	$I_f(\text{мкА})$
∞	0,72	0,446*	1,62*
10^6	0,5	0,446	1,62
10^5	0,155	0,364	1,97
10^4	0,02	0,35	2,06
10^3	0,002	0,359	2,005

Значення ідентифікованих параметрів R_z та I_z розраховані відповідно виразам (1) і (2). Дані, помічені зірочкою*, отримані на засадах екстраполяції.

Аналіз отриманих даних вимірювань та обчислень дозволяє зробити деякі попередні висновки:

- еквівалентний опір R_z залежить від площі електродів та характеризується слабкою не лінійністю;
- еквівалентне джерело струму I_z слабо залежить від зовнішнього навантаження і непропорційно залежить від площі електродів, що потребує додаткових досліджень і пояснень;
- відносна стабільність параметрів R_z, I_z дозволяє зробити висновок, що вони можуть бути використані як ідентифікатори стану БАТ і відповідно репрезентованого органу.

Результати досліджень та їх обговорення.

Для автоматизованого визначення параметрів R_z, I_z пропонується використати персональний комп'ютер (ПК), аудіо виходи якого використовуються для формування тестових сигналів, а мікрофонний вхід - для реєстрації відгуків. Схема підключення електродів біметалічної пари наведена на рис 2. Баластний резистор R_0 вибирається у діапазоні значень R_z (порядку $10^4 \dots 10^6$ Ом) і одночасно забезпечує умови електробезпеки обстежуваних.

Запрограмований у середовищі LabVIEW [3] тестовий сигнал U_m синусоїдальної форми з виходу ПК через резистор R_0 подається на пластину біметалічної пари і побілюється при запертому транзисторі VT між баластним резистором R_0 і вимірюваним опором R_z . Значення напруги U_n на вході ПК (без постійної складової) реєструється програмою у базі даних.

За даними вимірювань обчислюється значення R_z досліджуваної точки:

$$R_z = K_m U_n R_0 / (U_m - U_n), \quad (3)$$

де K_m – коефіцієнт, що визначається при калібруванні каналу вимірювання за допомогою зразкового сигналу, U_m, U_n - амплітудні значення відповідно тестового та вимірюваного сигналів.

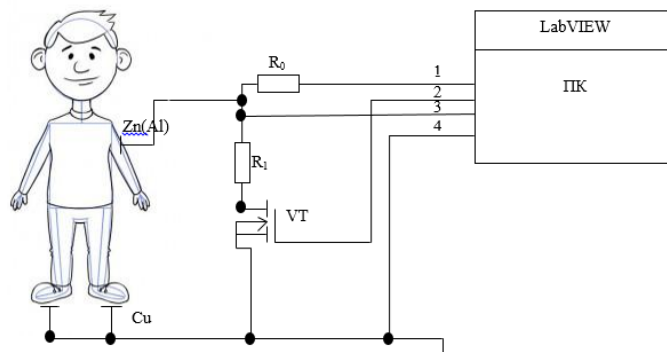


Рисунок 2 – Схема вимірювання параметрів R_z, I_z :
 1-ліва звукова колонка; 2-права звукова колонка; 3-мікрофонний вхід.

Для вимірювання постійного значення струму I_z з виходу 1 ПК подається напруга $U_m=0$, а з виходу 2 ПК сигнал на модулятор на транзисторі VT. При цьому різниця потенціалів U_n на вході 3 ПК реєструється у базі даних і дозволяє обчислити значення I_z :

$$I_z = K_m U_n (R_0 + R_z) / (R_0 R_z), \quad (4)$$

де U_n – різниця потенціалів, вимірювана при запертому та відкритому стані транзистору VT [9,10].

Результати дослідження та їх обговорення. Основна програма (рис. 4) реалізується в середовищі LabVIEW. У віртуальному пристрої при запуску програми генерується звуковий сигнал частотою 10 кГц та по черзі виводиться по 1 секунді на

контакти аудіо-виходу комп'ютера, що відповідають лівій та правій звуковій колонці. В той же час через мікрофонний вхід зчитується сигнал відповіді, вимірюється його значення та зберігається у базі даних у форматі Excel: 1-ий стовпчик бази даних - № виміру по порядку; 2-й стовпчик - значення сигналу з мікрофонного входу, коли сигнал подається на ліву звукову колонку; 3-й стовпчик - значення сигналу з мікрофонного входу, коли сигнал подається на праву звукову колонку. Ім'я файлу бази даних система запросить, коли буде натиснута кнопка Stop. За потребою можна перемикає режим роботи експрес-приладу Amplitude and Level Measurements Express VI для вимірювання максимального амплітудного розмаху сигналу замість його середньоквадратичного значення.

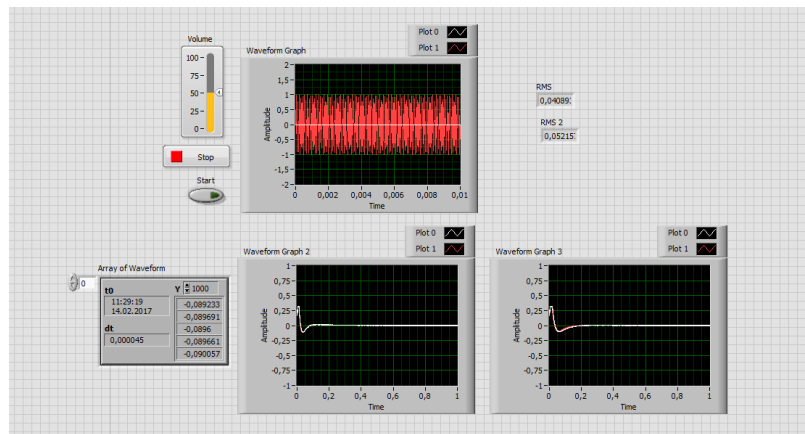


Рис. 3. Головний вигляд вікна програми

Таблиця 3. Результат вимірювання у базі даних

№ виміру	Значення сигналу на ліву звукову колонку	Значення сигналу на праву звукову колонку
1	0,04016	0,05422
2	0,05874	0,05427
3	0,03924	0,05447
4	0,05889	0,05526
5	0,05893	0,05491

Процес обстеження полягає в тому, що в кожній точці тіла пацієнта вимірюється спочатку електричний опір, а потім потенціал ШГР, тобто вихідний сигнал лівої звукової колонки комп'ютера через резистор R_0 подається на вимірювальний електрод і при цьому визначається опір досліджуваної ділянки R_z , а вихід правої колонки керує транзистором-модулятором, і при цьому вимірюється потенціал ШГР (U_n). Результат знімається в обох випад-

ках з однієї і тієї ж точки тіла пацієнта, він надходить до мікрофонного входу комп'ютера, вимірюється (як було описано раніше) і записується в базу даних.

Слід зазначити, що комплекс в цілому потребує калібрування, тобто метрологічної повірки. Це досить легко забезпечується підключенням до відповідних входів каліброваних резисторів та джерел ЕРС і створенням за результатами повірочних вимірів спеціальної коректуючої таблиці.

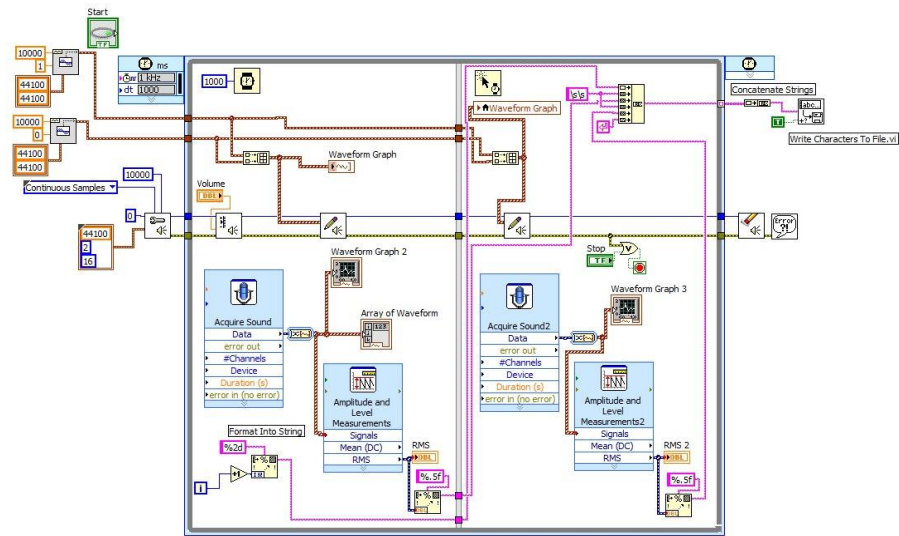


Рисунок 4 – Блок-діаграма програми вимірювань

Висновки. Було досліджено шкірно-гальванічні реакції при використанні біметалічної пари Cu-Zn, Cu-Al, визначено діапазон зміни ЕРС у різних точках тіла обстежуваних, також було визначено структуру та ідентифікувати параметри моделі біологічно-активної точки при використанні біметалічної пари.

Розроблено технологію автоматизованого вимірювання і реєстрації провідності та ЕРС, а також і розроблене необхідне технічне і програмне забезпечення в середовищі LabVIEW.

Запропонована структура вимірювальної системи дозволяє без суттєвих додаткових витрат (крім ПК необхідно мати пару електродів Cu-Zn, або Cu-Al, резистор та транзистор) реалізувати оперативний збір та накопичення інформації про стан рефлексогенних зон. Дослідження за описаною методикою дозволили визначити діапазон значень опору у різних ділянках тіла людини $R_s=(0,029...2,771)*10^6$ Ом, які використовують відомі методи рефлексодіагностики. Крім того отримана інформація про властивості ділянок шкіри, як еквівалентного джерела струму $I_s=(0,022...17,98)*10^{-6}$ А, який дає додаткову інформацію про функціональний стан рефлексогенної зони і відповідного їй органу. Таким чином, отримана можливість проведенням вимірювань та їх статистичною обробкою встановити зв'язок між параметрами досліджуваних зон та станом органів і систем.

Література

1. В.І. Маколінець «Рефлексодіагностика» /

В.І. Маколінець, Т.М. Гращенкова, В.В. Мельник, А.М. Гаєвська.// Харків – 2000р.- 200с.

2. Е.Л. Мачерет, И.З. Самосюк «Руководство по рефлексотерапии» Киев: Вища школа. Главне издательство, 1984р – 304 с.

3. Джеффри Трэвис, Джим Кринг «LabVIEW для всех, четвертое издание» Москва 2012г – 904с

4. Г.Ч. Махакова «Рефлексодіагностика» / Г.Ч. Махакова, Д.Т. Дичева, Т.А. Одницова, Л.Л. Сигаловская, Т.А Гембицкая, / РМАПО, Москва – 1996 р. –173с.

5. Метод Накатани [Електронний ресурс] – Режим доступу: <http://www.doctor.oost-west.com/nakatany.htm> - Метод Фоля и Накатани – 2012г

6. Шкірно-гальванічна реакція шкіри [Електронний ресурс] – Режим доступу: <http://psylist.net/slovar/10a19.htm> - шкірно-гальванічна реакція - пси-шпаргалка 2004 – 2017р

7. А.Е. Саморуков, В.Ф. Головин, М.В. Архипов, В.В. Журавлев – оценка состояния пациента по электрокожному сопротивлению – Москва – 2011г

8. Біопотенціали шкіри [Електронний ресурс] – Режим доступу: <http://medical-enc.com.ua/biotoki.htm> - Біоелектричні потенціали - medical-enc.com.ua 2014р

9. Лао Минь «Атлас биологически активных точек» АСТ. - 2013 г. — 256 с.

10. С.К. Мещанинов, В.М. Співак, А.Т. Орлов «Електронні методи і засоби біомедичних вимірювань» Київ 2016. – 211 с.

УДК 681.5:004

ФОРМАЛІЗАЦІЯ ВИБОРУ ІНДИВІДУАЛЬНИХ ПРОГРАМ РЕАБІЛІТАЦІЇ

Інтелегатор Д.О., Худецький І.Ю.

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»

Факультет біомедичної інженерії (Київ)

Резюме. Мета дослідження полягає в аналізі науково-методичної літератури із метою створення формалізованої програми реабілітації з використанням програмного забезпечення для оптимізації роботи з пацієнтами та мінімізації «людського фактора», що може причиною помилки при складанні програми реабілітації.

Ключові слова: фізична реабілітація, програма, формалізація, алгоритм.

Abstract. The aim of the research is to analyze the scientific and methodological literature with the idea of creating a formalized rehabilitation program using software to optimize patient care and minimize the "human factor", which can cause errors in the preparation of the rehabilitation program.

Key words: physical rehabilitation, program, formalization, algorithm.

Вступ. За даними ВООЗ, у розвинутих країнах у реабілітаційних заходах мають потребу 20–25 % стаціонарних хворих, 40–45 % хворих, які лікуються в поліклініках. Постійний розвиток відновлювальної терапії та медико-соціальної реабілітації спрямований на підвищення якості життя хронічних та тяжких хворих, на зменшення економічних витрат суспільства на утримання людей з обмеженими можливостями. У зв'язку з цим за останні роки в Україні була прийнята низка законодавчих актів щодо розвитку системи реабілітації в цілому, а найголовніше – питанням надання індивідуально орієнтованих реабілітаційних послуг [1].

Мета дослідження. Науково-методичне обґрунтування доцільності формалізації вибору індивідуальних програм реабілітації.

Матеріал і методи. Аналіз та узагальнювання сучасної науково-методичної літератури.

Результати дослідження та їх обговорення. Фізична терапія протягом усієї історії медицини була невід'ємною частиною процесу відновлення і збереження здоров'я пацієнта, попередження рецидивів хвороби, підвищення якості його життя. На даний час для більшості нозологій хвороб та станів пацієнтів розроблені програми та рекомендації з фізичної терапії. Вони застосовуються для мінімізації наслідків хвороби, прискорення процесу одужання, відновлення його працездатності та соціалізації. На практиці в межах кожної медичної спеціальності та спеціалізації передбачений розділ знань пов'язаний з фізичною терапією наприклад фізична терапія в неврології, гінекології, при патології опорно-рухового апарату, серцево-судинної системи, тощо). Поряд з нозологічним підходом до фізичної терапії усе ширше застосовується синдромно-орієнтований підхід.

Звичайно розрізняють клініко-діагностичні, патофізіологічні, патоморфологічні, етіологічні синдроми [2].

Клініко-діагностичні синдроми – характеризують сукупність ознак, які спостерігаються в клінічній картині захворювання одночасно або ж змінюють один одного в певній послідовності (синдром Горнера, жовтяниця, параплегія, поліурія і т.д.).

Патофізіологічні синдроми – часто пов'язані з втратою фізіологічними функціональними системами своєї адаптивно-приспосовувальної ролі (алергія, патологічна біль, синдром подразненого кишечника).

Патоморфологічні синдроми – представляють собою набір морфологічних ознак, об'єднаних в рамках спільного патогенезу (атрофічний гастрит, олівопонтocerebellарная дегенерація, нейрофіброматоз).

Етіологічні синдроми – це взаємозв'язок різноманітних клінічних або патоморфологічних проявів, які мають причинно-наслідкову спільність (гіпертермічний синдром, синдром тривалого здавлення, ятрогенні синдроми).

Доцільно виділити ще й особливі реабілітаційні синдроми, що визначаються як комплекс тісно пов'язаних між собою клініко-морфо-функціональних ознак, що не володіють вузькою специфічністю. Вплив на ці неспецифічні прояви здатне індукувати саногенетичні процеси при найрізноманітніших патологічних станах. Наприклад, інактивація тригерних точок використовується для припинення соматогенного болю або зменшення деяких видів пірамідної спастичності; терапевтичний вплив на клінічно актуальні ланки канално-меридіальної системи підвищує ефективність ряду лікувальних фізичних факторів [3, 4].

Реабілітаційна програма – це послідовність застосування форм, методів і засобів реабілітації, які забезпечують досягнення оптимального для хворого стану здоров'я і працездатності. Для її складання необхідно враховувати генотип хворого, весь комплекс порушень параметрів гомеостазу на всіх його рівнях, роботу органів, стан мікроциркуляції і чутливість рецепторів і керуватися правилами, які передбачають:

- постанову реабілітаційного діагнозу хворому;
- визначення реабілітаційного потенціалу і реактивності хворого;
- розробку індивідуальної реабілітаційної програми;
- щоденну експрес-діагностику відповідності адаптивних можливостей організму рівню фізичних і психічних загрузок;
- оцінку результатів реабілітації і ступеня відновлення;
- комплексність лікувально-відновлювальних заходів;
- поетапність дій, які проводяться [5].

Сучасною тенденцією фізичної терапії є реалізація мультидисциплінарного підходу до надання медичної допомоги пацієнтам у відповідності до затверджених протоколів. Такі протоколи передбачають певну структуру надання медичної допомоги загалом та фізичної терапії зокрема в залежності від особливості перебігу хвороби у конкретного пацієнта.

Наприклад «Уніфікований клінічний протокол медичної допомоги «Ішемічний інсульт...» є комплексним клінічним протоколом медичної допомоги включаючи фізичну терапію пацієнтам з гострими порушеннями мозкового кровообігу (діагноз за МКХ – I 64 Інсульт, не уточнений як крововилив чи інфаркт) з подальшою верифікацією діагнозу – Геморагічний інсульт (діагноз за МКХ – I 60 Субарахноїдальний крововилив, I 61 Внутрішньо-мозковий крововилив, I 62 інший нетравматичний внутрішньочерепний крововилив). Таким чином уже перелік діагнозів передбачає багато варіантів фізичної терапії. Протокол також надає рекомендації, щодо алгоритмів побудови індивідуальних (персоналізованих) програм фізичної терапії в залежності від перебігу хвороби у конкретного пацієнта, супутніх захворювань, стадії лікування тощо. Реалізація таких алгоритмів на практиці є достатньо складною справою та часто супроводжується суб'єктивним

сприйняттям ситуації фізичним терапевтом, лікуючим лікарем чи колективною думкою членів мультидисциплінарної команди.

Як наслідок по відношенню до конкретного пацієнта індивідуальна програма фізичної терапії може бути не оптимальною.

Одним з шляхів вирішення цієї проблеми є формалізація алгоритмів побудови індивідуальних програм фізичної терапії на основі об'єктивних даних про захворювання пацієнта, особливості клінічного перебігу, вираженість основних синдромів, функціональний стан, тощо. Це дозволяє розробити комп'ютерну програму підтримки прийняття рішень при побудові індивідуальних програм фізичної терапії, зменшити вірогідність помилки по вині «людського фактору», суттєво прискорити і спростити цей процес.

Висновки. Формалізація вибору індивідуальних програм реабілітації повинна мати на меті не тільки відновлення фізичного стану хворого, але й системний підхід, при якому враховується стан усіх складових особистості пацієнта та використовуються методи їх нормалізації. Використання програмного забезпечення може значно покращити процес ведення і контролю реабілітаційного процесу.

Література.

1. О.М. Мороз. Основи складання індивідуальної програми реабілітації / О.М. Мороз / Український вісник медико-соціальної експертизи. – 2013. – Т. 7, №1. – С. 18-32.
2. Делоне Н.Л. Адаптивні фенотипи людини в фізіології і медицині. /Н. Л. Делоне, В. Г. Солоніченко //Успіхи фізіологічних наук. - М: АН, 1999. - Т. 30 № 2. - С. 50 - 62.[Електронний ресурс]. - Ежім доступа: <http://genetics.rusmedserv.com/syndrom/user/adap/>
3. Петров К. Б. Неспецифічні рефлекторно-м'язові синдроми при функціональній патології рухової системи (патофізіологія, клініка, реабілітація): Автореф. дис докт. мед. наук. /К.Б. Петров. - Новосибірськ, 1998. - 40 с.
4. Петров К.Б. Міовісцерофасціальні зв'язки в традиційному та сучасному уявленні /К.Б. Петров, Т.В. Мітічкін - Новокузнецьк: ТОВ «Поліграфіст», 2010. - 221 с.
5. Медицинская реабилитация: учебник для студентов и врачей/ под общ.ред. В.Н. Сокрута, Н.И. Яблучанского. – Славянск: «Ваш имидж», 2015. - 576 с.

УДК 796.012.1

ФОРМУВАННЯ РУХОВОЇ КУЛЬТУРИ ШЛЯХОМ ВДОСКОНАЛЕННЯ МОТИВАЦІЙНОЇ СФЕРИ І РЕАЛІЗАЦІЙНОЇ ЕФЕКТИВНОСТІ РУХІВ

Кизима О.В.¹, Ладишкова О.Ю.², Діуца І.В.¹, Кизима О.О.¹

¹ Південноукраїнський національний педагогічний університет

² Одеська державна академія будівництва і архітектури

³ Одеський регіональний інститут державного управління Національної академії державного управління при Президентові України
м. Одеса, Україна

Резюме. Публікація дозволяє обґрунтувати актуальність наукового пошуку і широкого використання в педагогічній практиці сучасних досягнень спортивної науки в області: моделювання психофізіологічних процесів тренування, біометричних і біомеханічних технологій контролю, оцінки і управління ефективністю руховою діяльністю, а також оптимізації процесу фізичного вдосконалення, навчання і виховання молоді, що вчиться.

Ключові слова: рухова культура, мотивація, реалізаційна ефективність рухів, біотехнологія життєзабезпечення.

Summary. Publication enables to ground actuality of scientific search and wide use in pedagogic practice of contemporary achievements of sports studies in fields of: - modeling of psycho-physiological training processes, biometric and biomechanical control technologies, estimation and management of motive effectiveness, as well as optimization of psychical improving process, education and training the youth.

Key words: motive culture, motivation, possible movement effectiveness, life-supporting biotechnologies.

Вступ. В останні роки в Україні відзначається складна ситуація зі станом здоров'я населення в цілому, і молодого покоління зокрема. На швидке вирішення цієї проблеми спрямовані положення основних законів і державних програм прийняті урядом України за останні роки [3, 4, 5 та ін.]. Проведений нами аналіз спеціальної спортивно-педагогічної літератури дає підстави судити про те, що техніка рухових дій є не тільки способом вирішення рухового завдання у фізичному вправі, а й якісною характеристикою ефективності, економічності, варіативності та індивідуалізації рухової функції людини в цілому, і в спортивному відношенні зокрема. Удосконалення рівня оволодіння технікою рухових дій в будь-якому вигляді фізичних вправ є важливим завданням спортивної науки та її швидке вирішення актуально і не викликає сумнівів.

Людині властиво, в основному, дві форми діяльності: - розумова і рухова діяльність. Інші ж форми діяльності в загальній сфері людської діяльності займають порівняно невелику частину.

Рухова діяльність в загальній системі життєдіяльності людини не тільки є переважною за обсягом і часу, але і має вирішальне значення для організму. Практично всі форми діяльності людини відбуваються за участю рухової діяльності, а рухова діяльність супроводжується активізацією розумової діяльності. Фізична культура, як частина загальної культури людини, характеризується високим рівнем здатності використовувати у своїй життєдіяльності передовий досвід у сфері фізичного самоудосконалення.

Дуже часто саме поняття «культура» вживається також для позначення рівня досконалості того чи іншого вміння і його не прагматичної цінності.

Теорія і методика фізичного виховання допускає для позначення рівня досконалості рухового вміння або навички поняття техніки рухів. Техніка рухових дій є якісною характеристикою ефективності, економічності, варіативності та індивідуалізації рухової функції людини в цілому, і в спортивному відношенні зокрема. Зростання інтелектуальних здібностей людини позитивно впливають на результати навчально-виховного процесу. Це явище особливої важливості набуває в удосконаленні техніки рухів і досягненні високих спортивних результатів.

Наша **гіпотеза** полягає в тому, що вдосконалення ефективності техніки рухів, шляхом використання біотехнологій, в більшій мірі сприяє підвищенню інтелекту, рухової культури, рівня рухової підготовленості та формуванню «Здорового способу життя молоді».

Мета нашої роботи полягає в залученні уваги широкого кола спортивно-педагогічної громадськості до активної і творчого використанню в практиці педагогічних інновацій побудованих на використанні досягнень в біомеханіці, моделюванні та інженерії в спорті.

Для досягнення мети вирішували наступні **завдання:**

- Аналізували доступну інформацію про перспективні напрями сучасної педагогічної науки з використанням в практиці фізичного виховання передових біотехнологій, елементів біомеханічного моделювання та метрології;

- Вивчали традиційно сформовану практику підготовки студентів до розвитку власного рухового потенціалу і передові технології її корекції з метою його подальшого ефективного розвитку;

У роботі використовували **методи**: літературного пошуку, опитування, бесіди, анкетування, елементи біомеханічного аналізу і моделювання, а також статистичну обробку фактичного матеріалу.

Результати роботи та їх обговорення Теоретичне обґрунтування процесу підвищення рухової культури студентів будувалося на загальновідомих поняттях про людину як про самоврядної системи, рухова діяльність якої управляється з тим або іншим ступенем ефективності. Базовою передумовою в нашій роботі розглядався той факт, що оптимальне управління розглядається як - вибір найкращого (оптимального) варіанту програми дій для досягнення бажаного стану керованого об'єкта з мінімальними витратами.

Літературний пошук і аналіз його результатів показали, що у вітчизняній практиці розвитку рухової культури недостатньо використовуються передові досягнення спортивних наук. Існуюча практика роботи органів освіти вимагає якнайшвидшого реформування з урахуванням динаміки розвитку передової педагогічної науки і змін, що відбуваються в сучасному світі.

Виклад і аналіз матеріалів нашої роботи ми побудували виходячи з *тематики даної конференції* і її цілі: - сприяти створенню інформаційного простору в вивченні проблем застосування в практиці біотехнологій охорони здоров'я і розвиток біопотенціалу людини. Авторський колектив включає в себе фахівців: - від викладачів з більш ніж сорокап'ятирічним стажем роботи в вищих навчальних закладах до студентів: - майстри спорту України, учасника Першості Європи з бадмінтону. Нас об'єднує бажання спонукати фахівців до широкого використання в практиці фізкультури і спорту новітніх досягнень науки. Матеріал дослідження викладається в наступному форматі: - короткий опис факту, доступне, у міру можливості, його біомеханічне обґрунтування, короткий аналіз і оцінка, а також рекомендації щодо можливого практичного застосування.

В першу групу матеріалів ми об'єднали приклади можливого моделювання основних біомеханічних параметрів техніки бігу в легкій атлетичі. У цьому фрагменті ми більш детально привели його

опис. В інших розділах публікації, наводимо тільки короткий опис фактів, що дозволяють формувати загальне інформаційне поле.

У групі бігунів на *короткі дистанції і в стрибках в довжину з розбігу*, у одного з авторів (доц. Кізіма А.В.) під наглядом перебував студент «Д.», особливістю роботи з яким було те, що в групу він прийшов тільки на 4-му курсі, з спеціалізації «гімнастика». У бігу на 100 м він мав посередній результат в межах 12,3 - 12,1 секунди: зі спортивної кваліфікації - нижче III-го спортивного розряду. І вже, через 8 місяців занять, в травні того ж навчального року, на першості студентів ВНЗ м Одеси він потрапляє в фінал і показує результат 10,7 секунди, що відповідає *нормативу КМС* (тоді ще СРСР)! Ні обсяг, ні інтенсивність тренувань не могли суттєво вплинути таку динаміку зростання (3 - 4 тренування в тиждень; за рік всього - 240 навчальних годин). Чим же пояснити такий приріст спортивних результатів? Біомеханічний аналіз техніки рухів в бігу на 100 м показав, що спортивний результат студента «Д» на початку спостережень (12,2 + 0,1 с) забезпечувався середньою довжиною (L) і частотою (n) бігових кроків, що склали відповідно: - $L = 175 + 5$ см; $n = 4,6 + 0,1$ кроку в секунду; при загальній кількості бігових кроків на дистанції $100\text{м} = 5,5 + 0,1\text{ш} / \text{с}$. В якості моделі нами використовувалася техніка бігу Чемпіона ОІ 1972 року в Мюнхені В.Ф. Борзова. При його спортивному результаті в бігу на $100\text{ м} = 10,0$ с, він мав відповідно: $L = 330 + 5$ см; а $n = 4,8$ ш / з. Оцінка, результату аналізу очевидна: - резерви зростання спортивного результату - в збільшенні середньої довжини бігового кроку (L). У навчально-виховний процес спортивного вдосконалення студента «Д», нами, на заключному етапі багаторічних тренувань, був додатково, до традиційно використовуваним методам і засобам тренування легкоатлета бігуна, притягнутий елемент біомеханічного моделювання, включаючи моделювання психофізіологічних систем, що дозволяють судити про рівень оцінки і управління основними параметрами рухів. Ці елементи включали візуальне спостереження, хронометраж і елементарний підрахунок елементів рухових дій («L» і «n» бігових кроків). Такого роду *дидактичні інновації*, не вимагали використання складного обладнання, були прості і доступні. У процесі педагогічного спостереження у студента «Д» нами виявлено, як позитивне явище скорочення кількості бігових кроків по дистанції до $51 + 0,5$ б / кроку. При цьому: - $L = 195 + 5$ см (збільшилася на 20см) а $n = 4,6 + 0,1$ (збереглося на колишньому рівні). На жаль, дана технологія контролю та управління якістю (культу-

рою) рухових дій не отримала широкого поширення в практиці фахівців, а була предметом експериментальних спостережень тільки окремих фахівців. Проте, поодинокі позитивні результати її застосування, відзначені в роботі зі студентами одеських навчальних закладів: - Одеської державної академії будівництва та архітектури (викладач Ладишкова Є.Ю.), Одеського національного політехнічного університету (доц. Смолякова І.Д.), Військова академія (викладач Діуца І.В.), ПНПУ ім. К.Д. Ушинського (доц. Кізима А.В.), ДЮСШ № 5 (студент Кізима А.А.) та ін. Іншим перспективним напрямком використання в практиці спортивно-масової роботи з молоддю здоров'язберігаючих біотехнологій їх життєзабезпечення, ми виходячи з нашого досвіду, вважаємо застосування в навчальному процесі методики контролю якості (культури) рухових дій. Основою цієї методики є експертна оцінка, структурованого за фазами і основними елементами руху в різних видах фізичних вправ, при якій метрологічною шкалою прийнята сумарна оцінка в балах (10 або 12 балів) *реалізаційної ефективності техніки* [1, 2]. Діапазон дидактичної цінності застосування даної методики, на нашу думку, дозволив формування високого рівня мотивації до занять, можливості біомеханічного моделювання, управління та вдосконалення власних рухових дій, створення особистісно-орієнтованих програм індивідуальної фізичної підготовленості і т.п. Формат Конференції, її мета і вимоги до публікацій не дозволяють нам докладно зупинитися на ефективності кожного з напрямків: - це може служити темою окремого і більш глибокого вивчення. Все ж вважаємо за необхідне коротко зупинитися тільки на результатах деяких з них.

В Одеській академії будівництва і архітектури, при роботі зі студентами спеціальної медичної групи, завдяки застосуванню даної технології значно зросла позитивна мотивація до занять фізичними вправами, чітко окреслилася тенденція до розробки особистісно-орієнтованих програм життєзабезпечення і вдосконалення основних психофізіологічних функцій займаються. Аналогічні результати отримані в групах студентів Політехнічного Університету.

На групі дітей 8 - 10 років, що займаються бадмінтоном в ДЮСШ № 5 м. Одеси, вивчали ефективність використання біомеханічного «закону збереження імпульсу сили» у фінальній частині нападаючого удару. Модельні характеристики розраховували з урахуванням віку, антропометричних показників і рухового потенціалу займаються. Реалізація юними спортсменами такої програми конт-

ролю ефективності навчального процесу, значно підвищила балістичний потенціал в рухових діях нападника характеру, що, в свою чергу, спричинило за собою подальше розширення тактико-технічного арсеналу юних спортсменів.

Коло наших педагогічних спостережень не обмежувався спортивно-масовою роботою. На особливу увагу заслуговують дослідження в сфері *оборонної достатності* населення нашої країни.

Дослідження проблеми досягнення *оборонної достатності* населенням нашої країни є актуальними з багатьох причин, включаючи низький рівень розвитку його рухового потенціалу, слабкістю матеріально-технічного забезпечення оборонної сфери, а також особливостями динаміки розвитку сучасного суспільства. Для порівняння, - оцініть результати вимог в бігу на короткі дистанції в бігу на 100м. «Нижня планка» при прийомі на службу за контрактом в блоці НАТО: Федеративна Німеччина, Франція - 12,3 с., В Україні 13,9 с. Для наочності: - «розрив» понад 10 метрів! В умовах Одеської Військової Академії на моделі бігу на 100 м і подолання «смуги перешкод» в експерименті отримані результати, що дозволяють нам судити, що учасники експериментальної групи, впритул наблизилися за рівнем фізичної підготовленості до представників провідних країн світової спільноти, а в деяких показниках навіть їх перевершують.

Запропоновані Вашій увазі робота дозволяють зробити відповідні **висновки**:

- Програмно-нормативні документи держави закликають до реформування системи оцінки та управління фізичною підготовленістю населення;

- У молодого покоління громадян України спостерігається складна ситуація зі станом здоров'я і рішенням проблем розвитку рухового потенціалу;

- Застосування в практиці фізичного виховання молоді передових біотехнологій, елементів біомеханічного моделювання та самооцінки основних параметрів рухових дій можуть стати дієвими напрямками вдосконалення системи освіти і досягненням достатнього рівня фізичної підготовленості.

Автори просять Редакційну колегію Конференції розглядати подану публікацію тільки як елемент сприяння в створенні *єдиного інформаційного поля* для ефективного вирішення проблем оздоровлення та фізичного вдосконалення населення нашої країни.

Література:

1. Кізима А.В. Оптимізація технічної підготовленості в основних видах легкої атлетики, як один із напрямів щодо попередження травм на заняттях

// Фізичне виховання студентів №3, Харків, 2009р. - С.54-59.

2. Кізіма А.В. Реалізаційна ефективність рухової діяльності як елемент особистісно-орієнтованої програми фізичного вдосконалення // Сучасна стратегія та Інноваційні технології фізичного вдосконалення Студентської молоді - Одеса. : - Наука і техніка, 2010. - С. 380 - 386.

3. Лист МОН від 25.09.2015 № 1 / 9-45 керівникам ВНЗ относительно організації фізичного виховання у ВНЗ на 4 арк ..

4. Постанова. Кабінет Міністрів України от 9 грудня 2015-го. Про погодження матеріалів з Порядком проведення щорічного оцінювання фізичної підготовки населення України. 1 арк.

5. .Наказ: - «Про провенення Всеукраїнського конкурсу» кращий студент-спортсмен місяця »// МОН України; Комітет з фізичного виховання та спорту від 14.01 2016 р .; за № 3: - м. Київ, на 1 арк.

УДК 534.321.9 + 620.179.16

ЕФЕКТИВНІСТЬ МЕТОДУ УЛЬТРАЗВУКОВОГО ЗРОШЕННЯ ДЛЯ ЛІКУВАННЯ ЗАХВОРЮВАНЬ ЗОВНІШНЬОГО ВУХА

Калашнікова Л.Є. Бобрулько А.В.

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», м. Київ

Резюме. Одним з найбільш поширених методів лікування є використання ультразвукової терапії. Такі ультразвукові коливання впливають на клітини через акустичні мікропотоки та стимулюють мікромасаж, що прискорює потрапляння лікарського засобу в клітини.

Ключові слова. Ультразвук, зрошення, бактерицидний агент.

Abstract. One of the most common methods of treatment is the use of ultrasound therapy. Such ultrasonic vibrations act on the cells through acoustic micro currents and stimulate micro massage, which accelerates the entry of the drug into the cells. This paper considers the effectiveness of the method of ultrasonic irrigation for treatment of external otitis. To assess the effectiveness of a series of studies in which was compared ultrasonic irrigation and instillation of traditional method. Tests of antimicrobial activity of antiseptic agents were performed on standard test strains. The test preparations were carried out at the following dilutions: integrated solution, 1: 2, 1: 4, 1: 8, 1:16.

When low-frequency ultrasound irrigation of Miramistin (0,01%) drug was made, there bactericidal activity was evidenced by the performance ultrasonic treatment of bacterial surface and efficacy under the influence of ultrasound. The obtained data demonstrate the effectiveness of this method compared to traditional and its future prospects.

Keywords. Ultrasound, irrigation, bactericidal agent

Вступ. Запалення вуха поширене захворювання, що зустрічаються в усіх вікових групах і характеризуються різноманітністю клінічних проявів. Більш того, при таких захворюваннях існує висока ймовірність розвитку таких важких ускладнень як менінгіт, абсцес мозку. Питома вага даної патології серед усіх запальних захворювань зовнішнього вуха становить від 17 до 30% і в 60 98% вона мають бактеріальну природу. Відомо, що в 40-60% клінічних випадків висівали *Staphilococcus aureus*, а *Pseudomonas aeruginosa* виділяється в 38-50% випадків поряд з іншими як грамнегативними, так і грампозитивними бактеріями. Крім бактеріальної флори, істотну роль в розвитку зовнішнього

отиту грають патогенні гриби і бактеріально-грибкові асоціації [1, 2].

В медицині поширене лікування вуха Мірамістину (0,01%). Недоліком звичайного нанесення лікарського засобу за допомогою закапування або зрошення за допомогою медичного інструментарію є необхідність в більшому об'ємі лікарського засобу та довший період лікування. Більш того, таке лікування не являється комфортним для пацієнтів, особливо для дітей.

Умовою ефективного застосування лікарського засобу є використання в них концентрації дезінфектанту, бактерицидною відносно мікрофлори, проти якої спрямовано бактерицидну дію. Зі збільшенням концентрації бактерицидного агента в

хімічному препараті відповідно зростає швидкість деструкції мікроорганізмів. Однак, підвищення концентрації обмежене економічними міркуваннями, розчинність дезінфектанта, збільшення його токсичності. На практиці позитивний ефект досягається поєднанням оптимальної концентрації бактерицидного агента в хімічному препараті зі збільшенням експозиції і (або) кратності обробки.

Цей прийом заснований на прискоренні контакту в повітряному середовищі між бактеріальним аерозолем і близькими до нього за розмірами частинками діючої речовини, що розпорошується в повітрі у вигляді аерозолу. Встановлено, що фармакологічні засоби у водних розчинах мають найбільшу проникаючу здатність в мікробну клітину внаслідок швидкої адсорбції оболонкою клітини найдрібніших частинок води, що містять дезінфікуючий препарат, і проникнення останнього всередину клітини. Слід зазначити, що для проникнення через оболонку мікробної клітини газоподібних лікарських засобів також необхідна незначна кількість рідини, достатня для розчинення певної кількості цих речовин. Однією з умов забезпечення ефективності лікування є надійний контакт між мікроорганізмами і бактерицидним агентом.

Мета дослідження. Вивчити ефективність бактерицидної дії ультразвукового аерозольного зрошення. Задачею роботи було визначення оптимальних характеристик низькочастотного ультразвукової коливальної системи для створення високопродуктивного зрошення.

Матеріали та методи. Випробування протимікробної активності антисептичних препаратів проводили на стандартних тест-штами наступних видів мікроорганізмів: *Staphylococcus aureus* ATCC 6538; *Escherichia coli* ATCC 11229; *Pseudomonas aeruginosa* ATCC 27953; Протимікробну активність препаратів визначали дифузійним методом «колодязів» з визначенням діаметра зони затримки росту мікроорганізмів. Була вивчена чутливість мікроорганізмів до антимікробних препаратів. Зони затри-

мки росту і розмноження мікроорганізмів вимірювали за допомогою трафарету для дослідження мікроорганізмів згідно з методикою [3].

Мікробне навантаження середовища становила 107 КОЕ/мл і встановлювалось згідно стандарту McFarland. Для досліджень брали 18-24-х годинну культуру мікроорганізмів. При культивуванні бактерій застосовували агар Мюллера-Хінтона, а для *S. albicans* агар Сабуро. Визначення активності препаратів проводили на двох шарах щільного поживного середовища, розлитого в чашки Петрі. Для вибору найбільш активного препарату середовища та порівняння протимікробної активності препаратів між собою, використовується векторна теорія, яка представляє протимікробну активність препарату за одиничними тест-штамів мікроорганізмів як єдиний вектор в n-вимірному просторі. При цьому вектор характеризується такими показниками як: інтегральний показник протимікробної активності (A) і квадрат коефіцієнта кореляції (r^2). Статистичні розрахунки проводили згідно Державної фармакопеї України (ДФУ) при числі повторів $n = 6$ і довірчої ймовірності $P = 0,95$ [4]. Розрахунок інтегральних показників протимікробної активності препарату проводили згідно інформаційного листа МОЗ [4].

Результати дослідження та їх обговорення.

При оцінці протимікробної активності застосовували такі критерії: відсутність зон затримки росту мікроорганізмів навколо лунки, а також зони затримки до 10 мм вказує на те, що мікроорганізм не чутливий до розчину протимікробної речовини певної концентрації; зони затримки росту діаметром 10-15 мм вказують на малу чутливість культури до протимікробної речовини в випробовується концентрації; зони затримки росту діаметром 15-25 мм розцінюються, як показник чутливості мікроорганізму до випробувального протимікробної речовини в певній концентрації; зони затримки росту, діаметр яких перевищує 25мм, свідчить про високу чутливість мікроорганізмів до протимікробної речовини в розчині даної концентрації.

Таблиця 1 – Протимікробна активність лікувального розчину Мірамістину (0,01%) традиційним капельним способом.

Тест-штам	Діаметр зони затримки росту (мм) розведений препарат: $M \pm m$				
	Початковий розчин	1:2	1:4	1:8	1:16
<i>S. aureus</i> 6538	36.5±2.1	31.2±5.1	20.8±2.2	13.4±3.8	8.0±3.9
<i>P. aeruginosa</i>	34.2±3.2	25.3±3.8	19.3±2.2	10±1.6	2.2±3.2
<i>E. coli</i> 25922	36.3±4.1	26.3±14	12.3±2.5	9.3±3.8	0

Для порівняння отриманих результатів нами було проведено експеримент, де метронідазол був

розчинений в ДМСО, а хінозол – у воді (зразки 9–13). Скринінг показав, що немає суттєвої різниці

між модельними зразками за різних способів введення діючих речовин.

Таблиця 2 – Протимікробна активність лікувального розчину Мірамістину (0,01%) УЗ зрошенням.

Тест-штам	Діаметр зони затримки росту (мм) розведений препарат: М±m				
	Початковий розчин	1:2	1:4	1:8	1:16
S. aureus 6538	38.2±3.1	29.8±5.1	20.8±2.2	14.4±4.4	8.0±3.9
P. aeruginosa	29.3±4.2	17.0±2.8	0	0	0
E. coli 25922	39.6±3.1	24.3±3.4	12.3±2.8	5.3±2.8	0

Перспективи подальших досліджень. Отримані результати протимікробної активності випробовуваних композицій свідчать про перспективність їх подальшого вивчення на предмет використання в якості дезінфектантів в медицині та біомедичній інженерії.

Висновок. При низькочастотному ультразвуком зрошенні Мірамістину (0,01%), спостерігалася бактерицидна активність що свідчить як про ефективність ультразвукової обробки бактеріальної поверхні, так і ефективності препарату в умовах впливу ультразвуку. Протимікробні властивості досліджуваних композицій залишаються на високому рівні аж до розведення їх до 1: 4 при експозиції, яка дорівнює 10 хв.

Література

1. Roland P, Steward M, Hannley M. Consensus panel on role of potential ototoxic antibiotics for topical middle ear use: introduction, methodology and recommendations. *Otolaryngol Head Neck Surg* 130:S51-S56, 2014.

2. Определение чувствительности к антимикробным средствам: Основные методы лабораторных исследований в клинической бактериологии/

Всемирная организация здравоохранения. – Женева, 2014. –132 с.

3. European Pharmacopoeia Strassbourg: European Directorate for the Quality of Medicines & Health Care (EDQM) - Council of Europe. - 67075 Strasbourg Cedex, France 2011. 7th Edition . - Vol.1., Vol.2. - 3536 p.

4. Державна Фармакопея України / Державне підприємство «Науко-експертний фармакопейний центр». – 1-е вид. – Х.: РІПЕГ, 2001. – Доповнення 1. – 2012. – 520 с.

5. Зайцев О. І., Яковлева Л. В., Бойко М. М. та ін. Метод інтегрального оцінювання протимікробної активності препаратів // Інформаційний лист про нововведення в сфері охорони здоров'я № 65-2015. Міністерство охорони здоров'я України; Український центр наукової медичної інформації та патентно-ліцензійної роботи. – Київ : Укрмедпатентінформ, 2015. – 4 с.

6. Willocks, J. Medical ultrasound: A Glasgow development that swept the world/J.Willocks.- Glasgow: Glasgow Univ., 2016.-V. 19.-P. 1-3.

УДК 534.321.9 + 620.179.16

ЕФЕКТИВНІСТЬ НИЗЬКОЧАСТОТНОГО УЛЬТРАЗВУКОВОГО ВПЛИВУ ДЛЯ ОТРИМАННЯ СТІЙКИХ СУСПЕНЗІЙ НАНОКАРБОНОВОЇ ПРИСАДКИ БАГАТОФУНКЦІОНАЛЬНОГО ДІЇ

Калашнікова Л.С. Козаченко Е.С.,

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», м. Київ

Резюме. Для отримання стійких фулереноподібних суспензій (нанокarbonою присадки багатофункціонального дії ОЛС-1) з подальшою можливістю визначення показників її гострої токсичності на біомоделях-гідробіонтів було використано ультразвуковий генератор «УЗДН-М». Для отримання суспензії з оптимальними фізико-хімічними характеристиками проводили озвучування розчину нанокarbonою присадки ОЛС-1 шляхом зміни інтенсивності ультразвукового впливу і час озвучування. В ході дослідження була встановлена залежність світлопропускання (Т%) при λ-540 нм від інтенсивності і часу ультразвукового впливу та стійкість розчинів досліджуваної речовини.

Ключові слова. Ультразвуковий генератор, фулерени, наночастинки.

Abstract. The aim is to determine the optimal characteristics of low-frequency ultrasound to obtain stable fullerene suspensions (nano-carbon multifunctional additive suspension OLS-1), followed by determination of the possibility of acute toxicity to aquatic organisms. During experimental studies used ultrasonic generator "UZDN-M". For suspension with optimal physicochemical characteristics conducted sound solution additives nano-carbon suspension OLS-1 by changing the intensity of ultrasonic sound effects and time. During the study was established the dependence of light transmission (T%) at λ -540 nm, the intensity and time of ultrasonic impact and sustainability of solutions of the substance. The most stable suspension is announced in the course of 25 minutes at intensity 0.6W/cm². The lifetime of such suspension was 10 days.

Keywords. The ultrasonic generator, fullerenes, nanoparticles.

Вступ. Стрімкий прогрес нанотехнологій неминуче ставить в якості однієї з найважливіших проблем вивчення впливу на людей та навколишнє середовище як самого виробництва, так і його продуктів. Згідно законодавства ЄС всі сполуки виробництва підлягають перевірці на токсичність. Особливе місце серед наночастинок займають наноструктури вуглецю, а саме фулерени.

У проведених раніше дослідженнях показано, що біологічні ефекти фулерену залежать від: форми введення, ступеня агрегації молекул, концентрації, розмірів наночастинок та типу їх хімічної функціоналізації. Тому не можна говорити про токсичність фулерену як речовини, необхідно вивчення різних його форм. Прикладом такої речовини є нанокарбонова присадка багатфункціональної дії ОЛС-1, яка не містить важких металів і за хімічним складом являє собою багатшарові карбонові кластери сферичної структури і є аналогом фулеренів. Використання такої присадки у біопаливі значно знижує знос і покращує екологічні характеристики двигуна.

Вивчення біобезпеки нанотехнологічних продуктів на першому етапі досліджень базується на визначенні їх гострої токсичності за принципом «в кожному окремому випадку». Визначення гострої токсичності залежить не тільки кількістю введеного речовини, а й способом його введення, яке як правило, здійснюється у вигляді водного розчину. Якщо для водорозчинних речовин цей процес не викликає труднощів, то для нерозчинних у воді сполуки існують певні обмеження і визначення показників токсичності для таких речовин потребує особливого підходу. Одним з таких підходів може служити ультразвуковий метод створення стійких суспензій.

Мета дослідження. Метою роботи є визначення оптимальних характеристик низькочастотного ультразвуку для отримання стійких фулереноподібних суспензій (нанокарбонової присадки багатфункціонального дії ОЛС-1) з подальшою можливістю визначення показників її гострої токсичності на біомоделях-гідробіонтів.

Задачею роботи було визначення терміну життя суспензії нанокарбонової присадки багатфункціонального дії ОЛС-1 за показниками критичної концентрації міцелоутворення (ККМ).

Матеріали та методи. ККМ - це межа істинної розчинності або концентрація, при якій починається міцелоутворення, вона є маркером зміни фізико-хімічних характеристик розчину, і свідчить про початок коагуляційних процесів в ньому. Це пов'язано з тим, що утворення міцели досліджуваного речовини в розчині означає появу в ньому нової фази, а це призводить до різкої зміни будь-якого фізико-хімічного властивості системи. Зокрема - зміни оптичних властивостей, що і визначається по світло пропусканню.

Визначення ККМ проводили за методом нефелометрії з використанням КФК-3-01. Налаштування приладу полягала в установці 0 і 100% світлопропускання. В якості нульового розчину використовували воду а якої в подальшому будуть знаходиться тестові біомоделі. Всі вимірювання проводили при довжині хвилі 540 нм. У кювету наливали озвучений розчин нанокарбонової присадки і вимірювали інтенсивність світлопропускання. Вимірювання проводили, у великому діапазоні концентрацій суспензії наноприсадки ОЛС-1: 5000, 2000, 1000, 750, 500, 250, 100, 75, 50, 25 та 10 мкг L⁻¹, починаючи з більш розведеного розчину. Всі вимірювання були виконані при т. 18-20°C.

Для створення суспензій нанокарбонової присадки дії ОЛС-1 використовували ультразвуковий диспергатор УЗДН-А з робочою частотою 22 кГц. УЗ диспергатор призначений для препарування порошкоподібних і інших речовин використовуваних в біомедичних дослідженнях.

Результати дослідження та їх обговорення. Для отримання суспензій з оптимальними фізико-хімічними характеристиками проводили озвучування розчину нанокарбонової присадки ОЛС-1 шляхом зміни інтенсивності ультразвукового впливу і час озвучування.

Час і інтенсивність ультразвукового впливу змінювалися діапазонах представлених нижче.

Інтенсивність ультразвуку змінювалася від 0,1 Вт / см² до 1 Вт / см² (0,1, 0,2 0,3, 0,4, 0,5 0, 6, 0,7,

0,8, 0,9, 1). Час озвучування змінювалося в межах від 30 с до 60 хвилин (0,5хв, 1 хв, 3 хв, 5 хв, 10 хв, 15 хв, 20 хв, 25 хв, 30 хв, 45 хв, 60 хв). У роботі представлені найбільш показові результати.

На першому етапі досліджень нефелометричним методом було встановлено значення коефіцієнта пропускання для розчину досліджуваної речовини, які відповідали початку міцелоутворення. Це значення склало $94\% \pm 1,5$.

Була встановлена залежність світлопропускання (Т%) при λ -540 нм від інтенсивності і часу УЗ впливу. Результати представлені в таблицях 1 та 2.

Результати нефелометричних вимірювань розчину нанокарбонової присадки дії ОЛС-1 в різних концентраціях при різних режимах озвучування представлені в таблицях 2 та 3. Стійкість розчинів досліджуваної речовини представлені в таблицях 2 та 3.

Динаміка зміни величин світлопропускання для фулеренових суспензій з концентрацією наноприсадки ОЛС-1 25 мкг/л і частоті 22 кГц.

Таблиця 1 – Час стійкості фулеренових суспензій для концентрація 25 мкг/л і частоті 22 кГц.

t, c I, Вт/см ²	0,5	1	10	25	30	45	60
	Час стійкості суспензії, год (Коефіцієнт світлопропускання, %)						
0,1	0,3 (92,7)	0,5 (91,6)	12 (92,9)	120 (93,6)	48 (92,7)	0,2 (92,6)	0,16 (92,6)
0,2	0,3 (92,7)	0,45 (91,6)	12 (92,9)	168 (93,7)	96 (93,2)	0,13 (92,6)	0,23 (92,8)
0,3	0,4 (92,8)	0,48 (92,1)	48 (93,4)	216 (94,2)	168 (93,8)	0,01 (92,9)	0,01 (92,9)
0,6	0,33 (923,1)	0,5 (92,2)	48 (94,1)	240 (95,1)	192 (95,1)	0,13 (93,1)	0,25 (93,2)
0,8	0,2 (93,2)	0,45 (93,9)	12 (92,6)	144 (94,8)	96 (95,6)	0,19 (92,8)	0,16 (92,6)
1	0,2 (91,8)	0,43 (91,5)	10 (92,6)	96 (93,7)	48 (92,1)	0,16 (92,1)	0,2 (92,1)

Таблиця 2 – Результати динаміки зміни коефіцієнта світло пропускання при однакових умовах озвучування.

Концентрація розчину, мкг L ⁻¹	Час озвучування, хв	Інтенсивність, Вт/см ²	Час життя розчину, год	Коефіцієнт світло пропускання, %
2000	25	0,6	6	осад
1000	25	0,6	48	осад
750	25	0,6	96	91,5
500	25	0,6	120	91,9
250	25	0,6	120	92,6
100	25	0,6	144	93,5
50	25	0,6	192	94,5
25	25	0,6	240	95,4
10	25	0,6	360	92,6

Перспективи подальших досліджень. Подальші дослідження будуть проводитись по вивченню залежності світлопропускання (Т%) при λ -540 нм от інтенсивності і часу УЗ впливу з робочою частотою 22 кГц і 20 кГц з метою оптимізації дослідження гострої токсичності на біомоделях-гідробіонтах акваріумних рибках «Danio rerio» згідно з вимогами "Організації з економічного партнерства та розвитку (OECD)".

Висновки.

1. Озвучування розчину протягом 45 і 60 хвилин при різних інтенсивностях є неефективним в зв'язку з тим, що процес коагуляції частинок спостерігався через 15 і 10 хвилин відповідно після припинення озвучування.

2. Найстійкішою є суспензія озвучена в перебігу 25 хвилин при інтенсивності 0,6 Вт / см². Час життя такої суспензії склало 10 діб.

3. Оцінка стабільності суспензії по ККМ має велике методичне значення для визначення умови формування стабільного розчину досліджуваної речовини необхідного для визначення найбільш ефективного його токсичної дії.

Література

1. Ali, S.S. A biologically effective fullerene (C60) derivative with superoxide dismutase mimetic properties / S.S. Ali, J.I. Hardt, K.L. Quick, Kim-Han. J. Sook, B. F. Erlanger, T.T. Huang, C.J. Epstein, L.L. Dugan // *Free Radic. Biol. Med.* – 2014. – V. 37. – P. 1191 – 1202

2. Taylor, Ed. R. The Chemistry of the Fullerenes / Ed. R. Taylor // World Scientific Publishing. London. – 2012. – P. 208 – 209

3. Hirsch, A. Principles of fullerene reactivity / A. Hirsch // *Topics. Curr. Chem.* – 2013. – V. 199. – P. 1 – 65.

4. Bedrov, D. Passive transport of C60 fullerenes through a lipid membrane: a molecular dynamics simulation study / D. Bedrov, G. D. Smith, H. Davande, L. Li // *J. Phys. Chem.* – 2011. – V. 112, Iss. 7. – P. 2078–2084.

5. Ponomarev N., Yudovich M.E., et al. Some features of analysis of solutions of fullerenes C60 and C70 by their absorption spectra // *Opt. a. Spectr.* — 2016. — V. 88, № 2. — P. 195–197.

УДК 615.46

БІОМАТЕРІАЛИ НА ОСНОВІ ХІТОЗАНУ ДЛЯ РЕКОНСТРУКТИВНО-ВІДНОВЛЮВАЛЬНОЇ ХІРУРГІЇ ТА ТКАНИННОЇ ІНЖЕНЕРІЇ

Калінкевич О.В.¹, Калінкевич О.М.¹, Данильченко С.М.¹, Погорєлов М.В.², Дейнека В.М.², Васильєв Р.Г.^{3,4}, Скляр А.М.⁵.

¹Інститут прикладної фізики НАН України, м. Суми.

²Медичний інститут Сумський державний університет, м. Суми.

³Інститут генетичної та регенеративної медицини НАМН України, м. Київ.

⁴Біотехнологічна лабораторія *ilaya.regeneration*, медична компанія *ilaya®*, м. Київ.

⁵Сумський державний педагогічний університет ім. А.С.Макаренка.

Резюме. З метою отримання матеріалів для заміщення кісткових дефектів, регенерації нервової тканини та гемостатичних матеріалів, перспективних для регенерації м'яких тканин було синтезовано ряд композитних матеріалів на основі хітозану та інших органічних та неорганічних речовин. Матеріали були охарактеризовані за допомогою фізико-хімічних та біологічних методів, в результаті чого зроблено висновок, що запропоновані матеріали на основі хітозану можуть бути застосовані для реконструктивно-відновлюваної хірургії.

Ключові слова: хітозан, біоматеріали, гідроксиапатит, трикальційфосфат, гемостатики, нервова тканина.

Abstract. In order to obtain materials for replacement of bone defects and regeneration of nerve tissue and hemostatic materials, promising to regenerate soft tissue, a number of composite materials based on chitosan and other organic and inorganic substances was synthesized. The materials were characterized by means of physical, chemical and biological methods, resulting in the conclusion that these materials based on chitosan can be used for reconstructive surgery.

Keywords: chitosan, biomaterials, hydroxyapatite, tricalcium phosphate, hemostatics, nervous tissue.

Вступ. Створення і впровадження біоматеріалів здатних замінювати дефекти тих чи інших тканин надзвичайно важлива мультидисциплінарна задача. В створенні таких матеріалів важливу роль можуть зіграти природні біополімери, зокрема полісахариди. Один із них хітозан успішно використовується в різних галузях медицини, фармакології [1]. Хітозан – похідне хітину, полімеру, що зустрічається в панцирах крабів, креветок, входить до складу клітинної стінки грибів і може бути виділений з вказаних відновлюваних ресурсів. Хітозан

має ряд властивостей, що дозволяє порівняно легко одержувати різні його форми - від гелів до складних композиційних матеріалів [2], які відповідно можуть бути застосовані для регенерації різних дефектів [3, 4].

Мета дослідження. В нашій роботі продемонстрована можливість отримати з вихідного розчину хітозану матеріали для заміщення різних дефектів, зокрема дефекти кісткової тканини, гемо статичні гудки для регенерації тканин печінки та інших, трубки для відновлення нервів. Всі вказані матеріали

також можуть бути використані в тканинній інженерії для заселення відповідними клітинами.

Матеріал і методи. В роботі використовували хітозін (200-500 кДа) СД 80-90%. Готували 2-5% розчини в 1% оцтовій/молочній кислоті 24 год до повного розчинення хітозану. 5% розчин гідроксиду натрію, фосфорну кислоту та гідроксид кальцію (чда, Польща), транексамова кислота. Гемостатичні губки отримують наступним чином. Хітозан з молекулярною масою 200-500 кДа, ступенем деацетилювання 80-98% розчиняють в 1-5% органічній кислоті (оцтовій, молочній, шавлевій, аскорбіновій) до кінцевої концентрації 2-3%. Отримані розчини нагрівають при постійному перемішуванні протягом години на водяній бані 60-80° С і залишають при кімнатній температурі на 24 год. без перемішування. В розчини вводять транексамову кислоту (вагове співвідношення хітозану та транексамової кислоти 2:1), перемішують 5-7 хв. За необхідності на даній стадії можуть бути введені також інші лікарські препарати (антибіотики, антисептики). Отримані суміші заморожують (-20°С, 24 год.) і ліофільно висушують (30 год.). Готовий сухий продукт розрізують на пластини відповідного розміру, упаковують та стерилізують. Для синтезу композитних матеріалів використовували 2% розчин хітозану до якого додавали фосфорну кислоту. Вказану суміш додавали краплями до суспензії 1 М гідроксиду кальцію (7 мл/хв.), кінцевий рН 8. Залишали на 24 год, промивали водою. Одержаний матеріал заморожували -20 С та 48 год обробляли охолодженням спиртом, висушували на повітрі. Просіювали через сита для виділення фракції 0,4-0,6 мм. Для створення трубок використовували суміш 1:1 5% розчину хітозану та 5% розчину полівінілового спирту (ПВС). В в'язкий розчин занурювали скляні трубочки відповідного діаметру на 15 хв, потім на

12 хв. занурювали в 5% розчин гідроксиду натрію. Трубки хітозан-ПВС були зроблені таким чином: скляний стрижень з круглим поперечним перерізом (2 мм в діаметрі) вертикально занурювали в суміш 10% полівінілового спирту і 5% розчину хітозану (500 кДа, 1: 1), застигли трубки було видалено з стрижня і промито. Фібриновий гель виготовлено змішанням щурячу плазму, тромбоцитарний лізат і тромбін сироватки (5: 5: 1). Фібриновий гель полімеризували в інсуліновому шприці або в хітозан-ПВС трубці. NC-MSC (мультипотентні стовбурові клітини з нервового гребінця) висівалися всередині і над хітозан-ПВС трубкою і в фібриновому гелі. Токсичність біоматеріалу і життєздатність клітин оцінювали за допомогою FDA/PI фарбування через 2, 24 і 72 год. Проліферацію і метаболічну активність NC-MSC оцінювали за допомогою аламарового синього на 7 добу інкубації.

Результати дослідження та їх обговорення. В результаті ліофільного висушування 2% розчину хітозану в 1% розчині молочної кислоти з додаванням транексамової кислоти одержали пористі губки.



Рисунок 1 – Пориста губка хітозан/молочна кислота/транексамова кислота

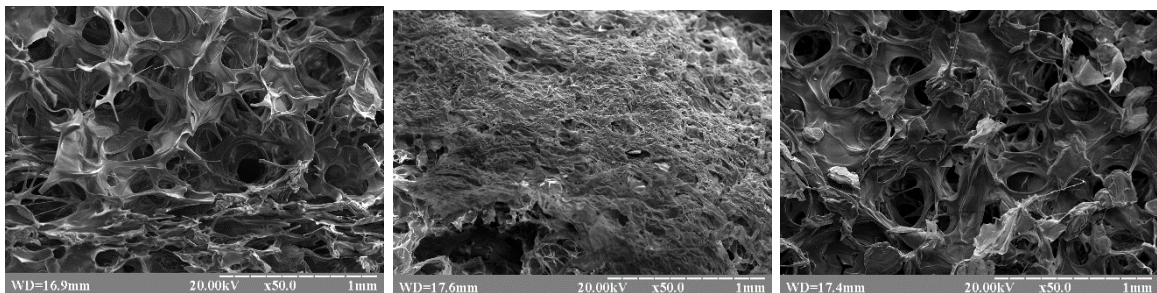


Рисунок 2 – Електронна мікроскопія губок (торець, верх, низ)

За кімнатної температури деградація губок у фізіологічному розчині відбувається протягом 7 діб.

Попередні дослідження свідчать про можливість застосування губок для гемостазу, зокрема в

оброблених губками зразках крові суттєво знижується вміст тромбоцитів, що беруть участь в процесі зупинки кровотечі. Губки характеризуються значними сорбційними властивостями. Маса губок після контакту з кров'ю збільшується в 10 разів.

З концентрованих розчинів хітозану можливе отримання порожнистих трубок різного діаметру, які можуть бути застосовані для регенерації нервової тканини, а також в перспективі для судинної хірургії.

Гранули ГАП/ТКФ/ хітозану для заміщення кісткових дефектів (вміст ХЗ 25%, ТКФ 10%)



Рисунок 3 – Зовнішній вигляд гранул ГАП/ТКФ/хітозан

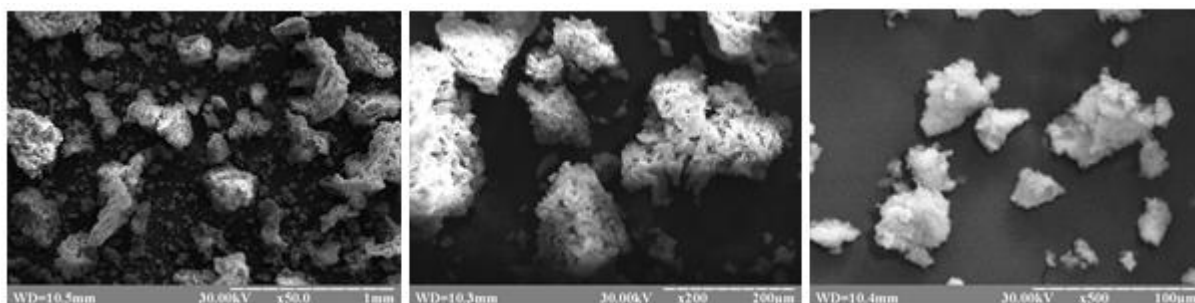


Рисунок 4 – Електронна мікроскопія гранул ГАП/ТКФ/хітозан

Таблиця 1 – Розчинність зразків ГАП/ТКФ та ГАП/ТКФ/ХЗ в різних модельних розчинах.

Середовище	Розчинність зразків, %	
	Керамічний ГАП/ТКФ («Біомін»)	Композит ГАП/ТКФ/ХЗ
Цитратний буфер, рН 3	94,3	100,0
Трис-буфер, рН 7,4	36,7	25,0
Фізіологічний розчин	72,0	100,0
SBF	35,0	40,0

Попередні дослідження на тваринах свідчать про можливість застосування вказаного матеріалу для заміщення кісткової тканини.



Рисунок 5 – Трубки хітозан-ПВС, зовнішній вигляд.

На трубках хітозан-ПВС були проведені експерименти з NC-MSC (див. розділ Матеріали і методи). Дорослі NC-MSC мали фенотип Sox10+ p75+ nestin+ cytokeratin- і продемонструвати здатність самооновлення і здатність до спрямованої мультилінійної диференціації у шваннівські клітини, нейрони, адипоцити, остеобласти і хондроцити на клонального рівні. FDA/PI фарбування показало життєздатність NC-MSC при культивуванні в гелі фібрину і на поверхні хітозан-ПВС трубки. Фарбування аламаровим синім показало проліферацію NC-MSC при культивуванні в гелі фібрину і хітозан-ПВС. Темп росту NC-MSC був вищим в гелі фібрину.

Висновок. Матеріали на основі хітозану можуть бути застосовані для реконструктивно-відновлюваної хірургії.

Перспективи подальших досліджень. Подальші дослідження пов'язані з випробуванням на

тваринах вказаних матеріалів та клінічними дослідженнями, а також введенням в практику вказаних матеріалів.

Література

1. Croisier F., Jérôme C. Chitosan-based biomaterials for tissue engineering. *European Polymer Journal*. 2013. Vol. 49(4). P. 780–792.
2. Saravanan S., Leena R.S., Selvamurugan N. Chitosan based biocomposite scaffolds for bone tissue engineering. *International Journal of Biological Macromolecules*. 2016. Vol. 93, Part B. P. 1354–1365.

3. Meyer C. Peripheral nerve regeneration using hollow and enriched chitosan-based guidance conduits Thesis submitted in partial fulfillment of the requirements for the degree of -Doctor rerum naturalium-Hannover, Germany 2014 - 154 P

4. Ai J., Kiasat-Dolatabadi A., Ebrahimi-Barough S., Ai A., Lotfibakhshaiesh N., Norouzi-Javidan A., et al. Polymeric Scaffolds in Neural Tissue Engineering: A Review. *Arch Neuro Sci*. 2014. Vol. 1(1): P. 15-20.

УДК: 678.664

НОВІ ПОЛІМЕРНІ МАТЕРІАЛИ МЕДИЧНОГО ПРИЗНАЧЕННЯ З ЛІЗОЦИМОМ

Карпенко О.С., Стащенко К.В., Рожнова Р.А., Галатенко Н.А., Кісельова Т.О.

Інститут хімії високомолекулярних сполук НАН України
м. Київ, Україна

Резюме. Були синтезовані поліуретансечовини на основі макродіізоціанату, діамінів різної просторової будови, кополімеру N-вінілпіролідону з вініловим спиртом та лізоцимом (1 % мас). Отримані полімерні матеріали були досліджені фізико-механічними методами та методом ІЧ-спектроскопії. Доведена фізична іммобілізація лізоциму на полімерному носії. Встановлено, що при введенні лізоциму до полімерної матриці збільшується міцність і зменшуються показники відносного подовження при розриві.

Ключові слова: поліуретансечовини, лізоцим, композиційний матеріал.

Abstract. Was synthesized the polyurethaneureas that based on macrodiizocionat, diamins with different spatial structure, a copolymer of N-vinylpyrrolidone with vinyl alcohol and lysozyme (1% w). The polimeric materials obtained were investigated by physical and mechanical methods and IR-spectroscopy method. The physical immobilization of lysozyme on a polymeric carrier was proved. It was established that when lysozyme is introduced into the polymer matrix, the strength is increased and the relative elongation at break is decreased.

Key words: polyurethaneureas, lysozym, composition material

Вступ. В останні роки увагу вчених привертають поліуретансечовини (далі – ПУС) як матеріали медичного призначення, які використовують при створенні покриттів на рани [1], контактних лінз [2], катетерів, протезів, судин та антитромбогенних виробів [3]. З літературних даних відомо, що ПУС є біосумісними, володіють високими фізико-механічними властивостями і проявляють стабільність до біодеградації [4].

Відомо, що ПУС, синтезовані з використанням як подовжувачів макроланцюгів діамінів (ДА), мають покращені експлуатаційні характеристики та високу біосумісність, що дає можливість в подальшому використовувати ці матеріали в медицині. Оскільки полімерні плівкові матеріали медичного призначення функціонують в контакті з водним середовищем організму, тому для виходу лікарської

речовини (ЛР) важливою характеристикою полімерної матриці є гідрофільність. Тому доцільним є введення до структури ПУС гідрофільних ланцюгів кополімеру N-вінілпіролідону з вініловим спиртом (ВП-ВС), який широко використовується в медицині [5].

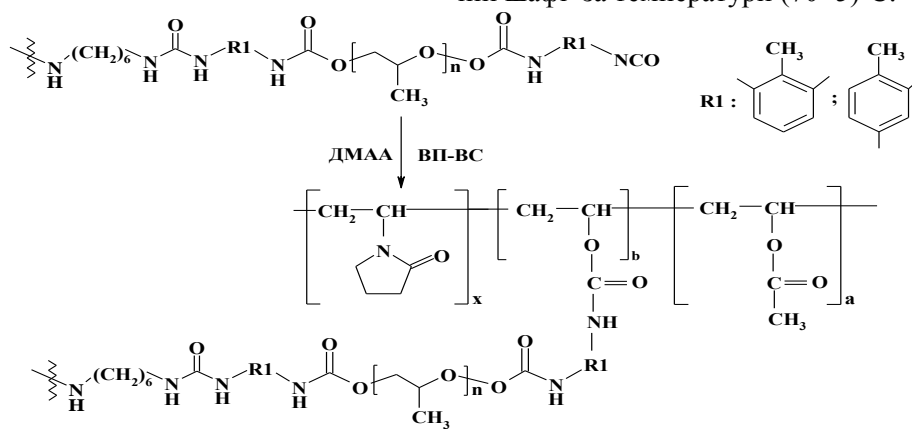
Мета дослідження. Метою роботи було створення нових поліуретансечовин з лікарською речовиною, які в перспективі можуть бути використанні як полімерні матеріали медичного призначення.

Матеріали. Поліоксипропіленгліколь (далі – ПОПГ) („Rokoro” Польща) ММ 1052 сушили при залишковому тиску 1-3 мм рт. ст. за температури (80±5)°С в потоці сухого аргону протягом 8 год. безпосередньо перед синтезом. Вміст вологи за Фішером не перевищував 0,01-0,02 %. 2,4;2,6-толуїлендіізоціанат (ТДІ, 80/20) (BAYER, Німеччина) очищали перегонкою в вакуумі (T = 78-80°С/ 3 мм

рт.ст., $n_D^{20} = 1,5678$). Використовували свіжоперегнаним. 1,6-гексаметилендіамін (ГМДА) (Fluka, 99,9 %) застосовували без додаткового очищення. 4,4'-діамінодифенілметан (ДАДФ) (Fluka, 97,0 %) застосовували без додаткового очищення. Кополімер N-вінілпіролідону з вініацетатом (BC-BA) (Aldrich) ММ 50000 застосовували без додаткового очищення. N,N'-диметилацетамід (ДМАА) (виробництво: Швейцарія, Хімлаборреактив, 99,7%) переганяли з сумішшю бензол-вода у вакуумі (Ткип = $(52 \pm 1)^\circ\text{C}$ / 14 мм рт.ст.). Лікарська речовина: фермент класу гідролаз – лізоцим, застосовували без додаткового очищення.

Методи дослідження. ІЧ-спектроскопічні дослідження. ІЧ-спектри були зняті на ІЧ-спектрометрі з Фур'є перетворенням „Tensor-37” в області $650\text{--}4000\text{ см}^{-1}$ методом багаторазового порушеного повного внутрішнього відображення (БПВВ) з використанням призми-трапеції з KRS-5 (число відображень $N = 4$), таблетованим з КВг.

Фізико-механічні дослідження. Показники міцності при розриві (σ , МПа) та відносного подовження (ϵ , %) синтезованих ПУС визначали на розривній машині FU-1000 при швидкості руху зажиму 70 мм/хв.



R_1 : $\text{---}(\text{CH}_2)_6\text{---}$ для ПУС, у яких подовжувач макроланцюга ГМДА
 для ПУС, у яких подовжувач макроланцюга ДАДФ

Синтез поліуретансечовин на основі макродіізоціанату (МДІ), ГМДА/ДАДФ, кополімеру N-вінілпіролідону з вініловим спиртом (ВП-ВС) та лізоцимом (1 % мас).

Отримували нові поліуретансечовини у чотири стадії.

1 стадія - синтезували МДІ на основі ПОПГ з ММ 1052 та 2,4;2,6-толуїлендіізоціанату (ТДІ 80/20) за мольного співвідношення компонентів 1:2. 2 стадія - проводили реакцію поліприсаднання між синтезованим МДІ та ГМДА/ДАДФ як подовжувачем полімерного ланцюга. Хід реакції контролювали методом ІЧ-спектроскопії за визначенням вмісту вільних NCO-груп – до досягнення 30 % конверсії. Реакція відбувалась у середовищі ДМАА. 3 стадія - проводили реакцію поліприсаднання між синтезованим полімерним матеріалом та кополімером ВП-ВС (схема 1). Хід реакції контролювали методом ІЧ-спектроскопії за визначенням вмісту вільних NCO-груп – до досягнення їхньої повної конверсії. 4 стадія - вводили до полімерної системи як наповнювач лізоцим в кількості 1% (мас.). Отримані полімерні матеріали виливали на тефлонові підкладки і сушили 5 ± 2 діб у сушильній шафі за температури $(70 \pm 5)^\circ\text{C}$.

Результати дослідження та їх обговорення. Мономерного вінілового спирту немає у вільному стані, оскільки він легко перетворюється в ацетальдегід. Тому для синтезу ПУС був обраний кополімер ВП-ВА, який був підданий лужному алкоголізу (схема 2). Омилення ацетатних груп кополімеру

ВП-ВА проводили з використанням мінімальної кількості КОН. В даному випадку КОН виступає як лужний каталізатор [6]. Кількість гідроксильних груп визначали за методикою [7], що заснована на взаємодії гідроксилвмісної сполуки з оцтовим ангідридом в присутності піридину.

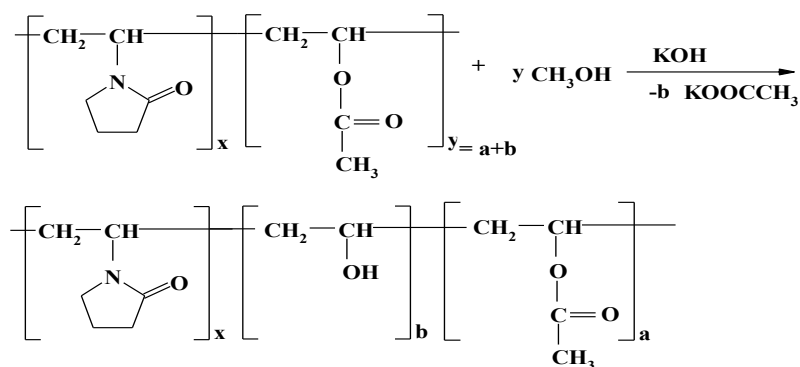


Схема 2

В даній роботі ми використовували кополімер ВП-ВА-ВС (% ОН=6,3). Відомо [8], що при неповному омиленні кополімер ВП-ВА-ВС також називають полівініловим спиртом. Тому, потрібний кополімер ВП-ВА-ВС у подальшому буде мати абрєвіатуру кополімер ВП-ВС.

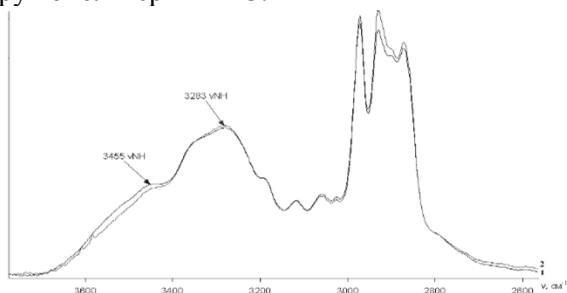


Рис. 1. Фрагменти ІЧ-спектрів в області 2600-3600 cm^{-1} : 1 – МДІ+ДАДФ+ВП-ВС, 2 – МДІ+ДАДФ+ВП-ВС+лізоцим

При аналізі ІЧ-спектру в області 2600-3600 cm^{-1} для плівкових матеріалів з лізоцимом у структурі спостерігається збільшення інтенсивності смуги поглинання 3283 cm^{-1} , що свідчить про збільшення кількості зв'язаних водневим зв'язком νNH -груп, а також зменшення інтенсивності смуги поглинання 3455 cm^{-1} , що свідчить про зменшення кількості вільних νNH -груп. Такі зміни смуг поглинання ІЧ-спектру є свідомством перерозподілу сітки міжмолекулярних водневих зв'язків та фізичної іммобілізації лізоциму на полімерному носії. ІЧ-спектри плівкових матеріалів з лізоцимом, в яких подовжувачем ланцюга є ГМДА – ідентичні і тому не приведені у даній роботі.

Таблиця 1 – Фізико-хімічні властивості отриманих композиційних матеріалів

Зразки	σ , МПа	ϵ , %
МДІ+ДАДФ+ВП-ВС	6,4	80
МДІ+ДАДФ+ВП-ВС +лізоцим	8,5	59,3
МДІ+ГМДА+ВП-ВС	8,5	275
МДІ+ГМДА+ВП-ВС +лізоцим	23,7	217

Встановлено, що при введенні лізоциму в полімерну матрицю збільшується міцність і зменшуються показники відносного подовження при розриві (табл.1). При введенні ферменту спостерігається збільшення міцності при розриві на 33% для ПУС з ДАДФ та на 179% для ПУС з ГМДА, а також зменшення відносного подовження при розриві на 26% для ПУС з ДАДФ та на 21% для ПУС з ГМДА.

Висновки. Таким чином, було отримано полімерні композиційні матеріали на основі діізоціанатного форполімеру, діамінів різної просторової будови, кополімеру ВП-ВС та лізоциму (1 мас. %). Доказана іммобілізації лізоциму на полімерному носії за рахунок фізичних зв'язків. Досліджено

вплив лізоциму на фізико-механічні властивості композиційних матеріалів.

Література.

1. Газодиффузионные мембранные материалы для оксигенации крови и «искусственной кожи» / И. М. Райгородский, И. В. Колганова, А. Д. Кирилин и др. // Крит. технол. Мембраны. – 2002. – № 14. – С. 18-28.
2. Pat. 4886866 USA, C08G 18/10. Contact lenses based on biocompatible polyurethane and polyurea-urethane hydrated polymers / J.A. Braatz, C.L. Kehr. – № 312,331; appl. 16.02.1989; publ. 12.12.1989.
3. Pat. 4935480 USA, C08L 75/04. Fluorinated polyetherurethanes and medical devices therefrom / R.

Zdrachala, M. Strand. – № 325476; appl. 20.03.89; publ. 19.06.1990.

4. Laschke M. In vivo biocompatibility and vascularization of biodegradable porous polyurethane scaffolds for tissue engineering / M. Laschke, A. Strohe, C. Scheuer [et al.] // Acta Biomaterialia. – 2009. – Vol. 5, № 6. – P. 1991 – 2001.

5. Романовская И.И. Потенциальное раневое покрытие с трипсином, иммобилизованным в модифицированной поли-N-винилпирролидон // Доповіді НАН України. – 2009. – № 9. – С. 182-187.

6. Мазур Л.М. Синтез і дослідження нових поліуретанів, створення композицій на їх основі як

носіїв лікарських речовин: Дис... канд. хім. наук. – К., 2007. – 154 с.

7. Кастерина Т.Н., Калинина Л.С. Химические методы исследования синтетических смол и пластических масс. – М.: Госхимиздат, 1963. – 284 с.

8. Николаев А.Ф., Ржехина Е.К. Вода в поливиниловом спирте // Пластические массы. – 2001. – №10. – С. 10–17.

УДК 616.21-615.015.12

ДИСТАНЦІЙНА ІНФРАЧЕРВОНА ТЕРМОГРАФІЯ В ОЦІНЦІ ЕФЕКТИВНОСТІ ЛІКАРСЬКИХ ЗАСОБІВ

Ковальчук І.С.¹, Дунаєвський В.І.², Маслов В.П.², Назарчук С.С.³, Котовський В.Й.³, Тимофєєв В.І.³

¹Київський міський ендокринологічний центр

²Інститут фізики напівпровідників ім. В.Є. Лашкарьова НАНУ (м. Київ)

³Національний технічний університет України “КПІ ім. Ігоря Сікорського” (м. Київ)

Резюме: В роботі наведені результати дослідження по застосуванню дистанційної інфрачервоної термографії (далі – ДІТ) в оцінці ефективності лікарських засобів. Робота виконана із застосуванням вітчизняного інфрачервоного термографа, який працює в діапазоні 3-5мкм. Ефективність даного методу продемонстрована на прикладі комплексного лікування захворювань молочної залози. Результати роботи виявили, що ДІТ являється практично єдиним методом оперативної оцінки досягнення лікарським засобом патологічної зони та його терапевтичного ефекту.

Ключові слова: термографія, фармакодинаміка, лікарські засоби.

Abstract. The paper presents the results of application of remote infrared thermography (RIT) to assess the effectiveness of pharmaceutical product. Work is performed with the use of domestic infrared thermograph operating in the range 3-5 μm. The efficiency of this method is demonstrated on the example of the complex treatment of diseases of the breast. The results showed that RIT is practically the only method of rapid assessment of achievement of the pharmaceutical product to the pathological area and its therapeutic effect.

Key words: thermography, pharmacodynamics, and pharmaceutical product.

Вступ. Дистанційна інфрачервона термографія відноситься до сучасних методів діагностичної радіології, який знайшов широке застосування в різних напрямках клінічної медицини.

Під час проведення термографічних досліджень аналізується статичне інфрачервоне зображення. Динамічні можливості сучасних інфрачервоних систем, що дозволяють реєструвати досить швидкі зміни температурних розподілів в різних ділянках тіла людини під час дії лікарських засобів чи при динамічних навантаженнях, практично не використовуються. Проведені за останні роки дослідження із застосуванням сучасних високошвидкісних матричних інфрачервоних систем продемонстрували дуже високу інформативність реєстрації

температурних змін під час дії лікарського засобу [6].

Під час вибору та підбору оптимальних доз лікарських препаратів для лікування пацієнтів важливим є питання оцінки ефективності використання та впливу лікарських засобів безпосередньо на патологічну область організму, яка вимагає фармакологічної корекції. Практично, окрім ДІТ, не існує методів швидкої оцінки впливу лікарських препаратів та їх лікувальної дії. Температура біологічного об'єкта (термотопографія шкірних покривів і слизової оболонки), що визначається в більшості випадків – рівнем власного метаболізму, а в меншості – мікрокліматом та температурою оточуючого середовища, є невід'ємним компонентом фону дії ліків [1-5].

Класифікація лікарських засобів, що приховано містить системний підхід до їх гіпо- чи гіпертермічної дії, підвищує евристичну й прагматичну ємність опису препарату та дозволяє проводити більш цілеспрямований пошук нового застосування відомих лікарських засобів [2,4,5].

Окремі лікарські препарати після прийому викликають помірну гіпотермію організму – знижують температуру тіла на (1-4)°С. Практично всі снодійні засоби мають гіпотермічну дію, які стимулюють процес засинання, під час якого температура тіла знижується (під час пробудження - підвищується).

Гіпотермічна дія характерна для препаратів, які захищають організм від гіпоксії, перегрівання та інших екстремальних впливів, а також для підвищення протипухлинної резистентності організму.

ДІТ є єдиним діагностичним методом, який здатний відслідковувати зміни теплової картини до та після прийому лікарського засобу. Цій темі присвячена дана робота.

Мета дослідження. Метою дослідження є оцінка можливостей застосування ДІТ для визначення ефективності лікарських препаратів, що застосовуються.

Матеріали і методи. Роботи виконувались із застосуванням термографа з температурною чутливістю 0,07°С, технічні характеристики якого та методика проведення досліджень викладена авторами [1,2].

Результати дослідження та їх обговорення. На даний час накопичений певний досвід застосування ДІТ для оцінки локальної агресивності ліків [3], для фармакологічного термоконтрастування живих тканин як методу, що підвищує якість їх візуалізації в інфрачервоній термоскопії та термографії [5]. Оцінювалась ефективність застосування лікарських засобів в мамології. На рис.1 (а) представлені термограми молочних залоз до прийому (температура правої молочної залози вище температури лівої на 2,1°С), а на рис.1 (б) після прийому лікарського препарату.

Після прийому лікарського засобу знизилась гіпертермія правої молочної залози, з'явилися зони гіпотермії в лівій молочній залозі. Спостерігалось вирівнювання температури між правою та лівою молочними залозами: різниця температур між молочними залозами змінювалась: 2,1°С-1,48°С-0,97°С (через 2 години).

В групі пацієнок спостерігалось практично цілковите вирівнювання термографічного малюнка молочних залоз після прийому препарату, що ми й спостерігаємо на рис.2.

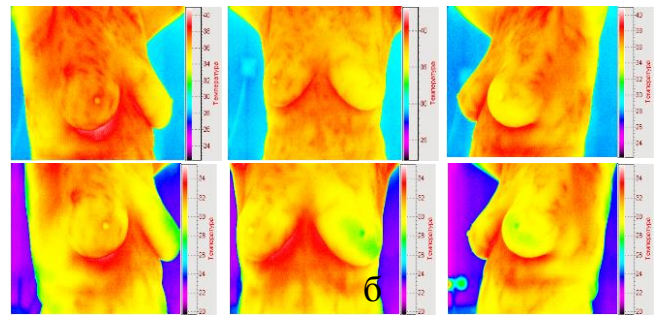


Рисунок 1 – Термограми молочних залоз до (а) та через 1 год.(б) після прийому лікарського препарату

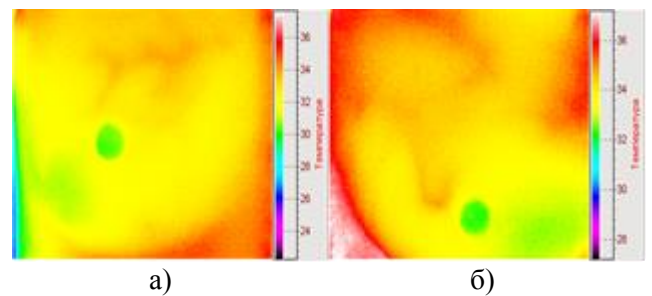


Рисунок 2 – а) – Різниця температур соска правої та лівої молочних залоз складає +0,1°С. б) - Розподіл температури в чотирьох квадрантах правої та лівої молочних залоз: 32,41°С-31,48°С-31,86°С-31,93°С. 32,41°С-31,84°С-31,76°С-32,24°С.

Фіброзно-кістозна гіперплазія молочних залоз до (а) та після (б) прийому лікарського препарату продемонстрована на рис. 3.

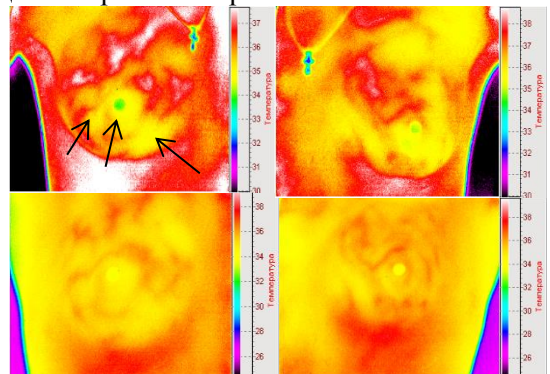


Рисунок 3 – Термограма пацієнтки з фіброзно-кістозною гіперплазією молочних залоз до (а) та після прийому лікарського засобу (б).

До прийому препарату спостерігалась термоасиметрія в правій та в лівій молочній залозі у вигляді зон гіпотермії (рис. 3, а); через 2 години після прийому лікарського засобу ділянки термоасиметрії зменшились, візуалізується вирівнювання температури соска та білясоскової зони молочних залоз (рис. 3, б).

Прийнято вважати, що максимальний ефект дії протипухлинних препаратів виникає в рівномірно розподіленій температурі в злоякісній пухлині. Але, як правило, пухлини мають гетерогенну структуру із суттєвими змінами ступеню васкуляризації кровоносної та лімфатичної систем.

В роботі [5] авторами проведено комп'ютерне моделювання та експериментальне дослідження особливостей зміни неоднорідності електромагнітного поля з частотою 40 МГц та оцінки його впливу на протипухлинну активність антрациклінового антибіотика доксорубіцина під час введення тваринам з резистентною до доксорубіцина карциномою Герена. ДІТ надала можливість з високим ступенем достовірності оцінити неоднорідність структури цифрових термограм на основі кількісного параметру - гетерогенності. Термографічне дослідження було виконано авторами тез.

Лікарські засоби, які пригнічують метастазування злоякісних пухлин, мають гіпотермічну дію. Передбачається, що існує кореляція між гіпотермічною дією лікарського засобу та його антиметастатичною та протипухлинною властивостями. Проведення термографічної діагностики стану пацієнта після введення вищевказаних препаратів дозволяє оперативно оцінити їх ефективність [1].

Висновки. Показано, що практично єдиним методом швидкої оцінки ефективності лікарських препаратів є ДІТ. Визначені нові діагностичні можливості застосування методу ДІТ, які дозволяють підбирати оптимальні дози лікарських препаратів що вводяться та контролювати в процесі лікування їх дію на патологічну зону.

Література

1. Розенфельд Л.Г., Венгер Е.Ф., Коллюх А.Г. и др. // Матричный полупроводниковый фотоприемник инфракрасного излучения и его применение в биотехнологиях.- Электроника и связь. Биомедицинские приборы и системы.-2007.-Ч.2.-С.27-29.
2. Розенфельд Л.Г., Мачулин В.Ф., Венгер Е.Ф. и др. // Дистанционная инфракрасная термография: достижения, современные возможности, перспективы.- Врачебное дело.-2007.- С.119-124.
3. Касаткин А.А., Лукоянов И.А., Сойхер Е.М.// Инфракрасная термография как метод оценки локальной агрессивности лекарств.- Проблемы экспертизы в медицине.-2013.-вып.3(51).- Т.13.-С. 20-23.
4. Уракова Н.А., Касаткин А.А.// Фармакологическое термоконтрастирование живых тканей как метод повышения качества их визуализации при инфракрасной термоскопии и термографии.-Международный журнал прикладных и фундаментальных исследований.-2014.-№9.-С.89-92.
5. Орел В.Э., Николов Н.А., Романов А.В., Дзятковская Н.Н., Мельник Ю.И. // Влияние увеличения неоднородности электромагнитного поля на усиление противоопухолевой активности доксорубицина.- Электроника и связь. Темат. выпуск "Проблемы электроники".-2008.- ч.2. С .173-177.
6. Хижняк Л.Н., Хижняк Е.П., Иваницкий Г.Р. //Диагностические возможности матричной инфракрасной термографии. Проблемы и перспективы.- Вестник новых медицинских технологий.- 2012.-Т. XIX, №4.-С. 170-176.

УДК 678.6:577.164.1:661.78

ДОСЛІДЖЕННЯ БІОСУМІСНОСТІ ПОЛІМЕРНИХ ІМПЛАНТАЦІЙНИХ МАТЕРІАЛІВ З ФОЛАТ-ПОХІДНИМ ФЕРОЦЕНУ ДЛЯ МЕДИЦИНИ

Кулик Л.В., Кулеш Д.В., Рожнова Р.А., Галатенко Н.А.
Інститут хімії високомолекулярних сполук НАН України, Київ

Резюме. Проведено дослідження біосумісності полімерних імплантаційних матеріалів на основі поліуретансечовин з фолат-похідним фероцену для медицини. Вивчено реакцію оточуючих тканин на імплантацію полімерних зразків з фолат-похідним фероцену в організм експериментальних тварин. Встановлено, що фолат-похідне фероцену у складі полімерного імплантату сприяло стимуляції моноцитарно-макрофагальних елементів на ранніх термінах дослідження та формуванню зрілої сполучнотканинної капсули навколо імплантованого матеріалу. Клітинні реакції навколо імплантованих полімерних зразків були типовими для асептичного запалення та не приводили до розвитку гострого та хронічного запалення. Проведено дослідження токсичності фолат-похідного фероцену методом культури тканин. Встановлено, що введено до тканинної культури фолат-похідне фероцену, активує клітинні елементи фібробластичного і макрофагального рядів, сприяє пролонгації росту культури тканин, що підтверджує його біологічну активність.

Ключові слова: біосумісність, поліуретансечовина, фолат-похідне фероцену, біологічна активність.

Abstract. The biocompatibility of polymeric materials based on polyurethane ureas with folate-derived ferrocene for medicine was studied. The reaction of surrounding tissues of experimental animals after the implantation of polymer samples with folate-derived ferrocene was studied. Established that folate-derived ferrocene in polymeric material helped stimulate monocyte-macrophage elements in the early stages of research and formation of mature connective tissue capsule around implant. The cell reactions around implanted polymer samples were typical for aseptic inflammation and did not lead to the development of acute and chronic inflammation. Research of toxicity folate-derived ferrocene by tissue culture was conducted. It was established that introduced to the tissue culture folate-derived ferrocene, activates cellular elements and fibroblastic macrophage series, contributes to prolongation of tissue culture growth, confirming its biological activity.

Keywords: polyurethane urea, folate-derived ferrocene, biological activity, biocompatibility.

Вступ. Актуальною задачею сьогодення є пошук нових та модифікація вже відомих полімерних матеріалів та їх впровадження в медичну практику. Одними з перспективних полімерних матеріалів для біомедичного використання є поліуретани, до складу яких входить уретанова група $-NHCOO-$, близька за будовою до пептидної групи білків, що є важливим для застосування цього класу синтетичних матеріалів. Поліуретани мають розвинену гетерогенну структуру, що важливо з погляду забезпечення біосумісності, тому, змінюючи вихідні компоненти та умови синтезу, можна в широких межах регулювати їхню будову, фізико-механічні властивості. Крім того, поліуретани характеризуються високою біосумісністю, простотою їх модифікації біологічно активними речовинами, що сприяє більш швидкій та повній інтеграції полімерного імплантаційного матеріалу в складну систему живого організму.

Серед модифікаторів полімерних матеріалів особливий інтерес викликають сполуки й матеріали, які мають власну біологічну активність і здатні стимулювати регенераторні процеси. До таких сполук належить фероцен, який широко використовується в медичній практиці [1-3]. В наших дослідженнях ми проводили кон'югацію фолієвої кислоти до фероцену, що дало змогу отримати сполуку, якій притаманні біологічна активність фолієвої кислоти [4] та імуностимулюючі властивості фероцену [5].

Метою дослідження було експериментальне вивчення біосумісності полімерних матеріалів на основі поліуретансечовин з фолат-похідним фероцену *in vivo* та *in vitro*.

Матеріали і методи. Полімерні матеріали, структурно модифіковані фолат-похідним фероцену, отримували у дві стадії. На першій стадії синтезували діізоціанатний форполімер на основі поліоксипропіленгліколю і 2,4-;2,6-толуїлендіізоціанату, з наступним подовженням макроланцюга 1,6-гексаметилендіаміном. На другій стадії проводили іммобілізацію 0,5 мас. % фолат-похідного фероцену на полімерну матрицю. Отримані полімерні

матеріали мали вигляд прозорих еластичних плівок.

З метою оцінки біосумісності отриманих полімерних матеріалів було розроблено модельні операції та вивчено реакцію оточуючих тканин на імплантацію полімерних зразків з 0,5 мас. % фолат-похідного фероцену та полімерних зразків без фолат-похідного фероцену в організм білих лабораторних щурів. Всі маніпуляції з тваринами проводилися з дотриманням принципів, викладених в [6]. Тварин виводили з експерименту на 7, 14 та 30 добу шляхом передозування ефіром. Дослідний матеріал (полімерний зразок з оточуючою сполучною тканиною) фіксували в 10% розчині формаліну та заливали в парафін після проведеної гістологічної обробки за стандартною методикою. Парафінові зрізи товщиною 10-15 мкм забарвлювали гематоксиліном і еозином. Оцінка біосумісності полімерних матеріалів проводилася шляхом аналізу гістологічних препаратів за допомогою світлової мікроскопії.

Результати дослідження та їх обговорення. Під час експерименту спостерігали за активністю тварин, їх поведінкою, зовнішнім станом шкірних покривів і післяопераційного поля. Щоденна візуальна оцінка реакції епітелію на операційному місці показала, що рана загоювалася протягом 3 діб після операції без ознак запальної реакції. За морфологічними ознаками не було виявлено дегенеративних змін, пухлин, некрозу тканин ні у короткочасному, ні у віддаленому післяопераційному періоді. Протягом всього часу експерименту імплантовані матеріали пальпувалися через шкіру тварин. Імплантація досліджуваних зразків не викликала агресії та змін у поведінці експериментальних тварин. Макроскопічно при імплантації дослідних зразків в організм експериментальних тварин на всіх термінах дослідження виявлялася сполучна тканина, яка була щільно з'єднана з поверхнею зразків, за кольором і структурою не відрізнялася від тканин подалі від місця імплантації.

Мікроскопічно на 7 добу навколо імплантованих полімерних зразків без фолат-похідного фероцену спостерігалася незріла сполучнотканинна ка-

псула, що складалася, в основному, з малодиференційованих клітинних елементів. Внутрішній шар капсули відокремлювався від імпантованого матеріалу лейкоцитарним валом, основними клітинними елементами якого були поліморфно-ядерні лейкоцити та лімфоїдні елементи. Навколо полімерних зразків з 0,5 мас. % фолат-похідного фероцену на аналогічному терміні дослідження спостерігалася більш зріла сполучнотканинна капсула, яка мала різний ступінь зрілості по всій своїй довжині. Так, на одних ділянках капсули спостерігалися малодиференційовані клітинні елементи, що знаходилися на межі "імпантат – капсула" та була наявна лейкоцитарна та моноцитарно-макрофагальна інфільтрація, а також поодинокі лімфоцитарні елементи. На інших ділянках спостерігалися фіброласти веретеноподібної та овальної форм (рис. 1), що свідчило про початок проліферативних процесів.

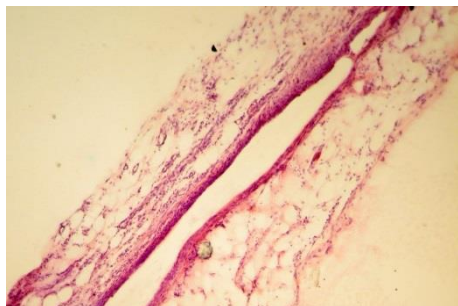


Рисунок 1 – Сполучнотканинна капсули навколо полімерного зразка з 0,5% фолат-похідного фероцену на 7 добу експерименту. Забарвлення гематоксилином і еозином. $\times 250$

На 14 добу після операції навколо полімерного зразка спостерігалася сполучнотканинна капсула, що складалася з молодих фібробластичних елементів та веретеноподібних фіброblastів, орієнтованих вздовж імпантованого матеріалу, що активно синтезували колаген (рис. 2). Характерною була поява круглоклітинних елементів, зокрема макрофагів. На окремих ділянках спостерігалися залишкові явища нейтрофільної інфільтрації та клітинний детрит. Навколо полімерних зразків з 0,5 мас. % фолат-похідного фероцену спостерігалася більш зріла та тонка сполучнотканинна капсула, на відміну від контролю, яка складалася з веретеноподібних фіброblastів, що знаходилися між рядами пучків колагенових волокон. На окремих ділянках спостерігались незначна лейкоцитарна інфільтрація та незначне збільшення кількості моноцитарно-макрофагальних клітин з фагоцитарною активністю.

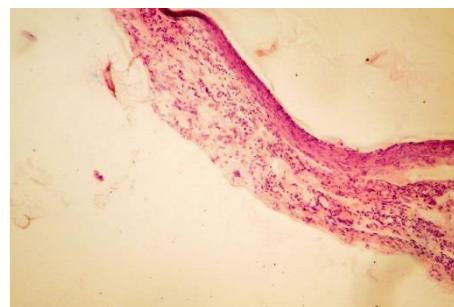


Рисунок 2 – Сполучнотканинна капсула навколо імпантованого зразка без фолат-похідного фероцену на 14 добу експерименту. Забарвлення гематоксилином і еозином. $\times 250$

Через 30 діб після операції навколо полімерного зразка без фолат-похідного фероцену спостерігалася зменшення товщини сполучнотканинної капсули, в порівнянні з попереднім терміном дослідження. Капсула складалася з пучків зрілих колагенових волокон та фіброblastів веретеноподібної форми між ними. Спостерігалася також інфільтрація нейтрофільними та лімфоцитарними елементами, посилювалася моноцитарно-макрофагальна реакція. Навколо полімерного зразка з фолат-похідним фероцену спостерігалася збільшення товщини сполучнотканинної капсули, яка складалася з пучків зрілих колагенових волокон та веретеноподібних фіброblastів, орієнтованих вздовж імпантованого матеріалу. Характерною була яскраво виражена моноцитарно-макрофагальна реакція на окремих ділянках капсули, але її інтенсивність дещо зменшувалася.

В результаті проведених гістологічних досліджень встановлено, що клітинні реакції навколо імпантованих полімерних зразків на основі поліуретансечовин з фолат-похідним фероцену були типовими для асептичного запалення та не призводили до розвитку гострих та хронічних запальних процесів.

Другим етапом наших досліджень було вивчення ступеня біосумісності фолат-похідного фероцену за допомогою методу культури тканин, який дає змогу подолати фізичні, фізіологічні та біохімічні обмеження, притаманні для живого організму [7]. Цей метод дозволяє швидко та точно оцінювати гістотоксичну дію різних речовин на клітини – фіброblastи, які відіграють важливу роль у взаємодії «полімерний імпантат – тканина».

Для оцінки біологічної активності фолат-похідного фероцену була використана підшкірна клітковина білих щурів, клітини якої мають високу чутливість, а сама методика характеризується відтворюваністю та надійністю. З метою стандартизації характеру росту культур їхні зони класифікували

на компактну, сіткоподібну і зону мігруючих клітин, критерієм для виділення яких був характер розташування зростаючих фібробластичних елементів [8].

За результатами проведених випробувань показано, що введення до тканинної культури фолат-похідне фероцену активувало клітинні елементи фібробластичного і макрофагального рядів, що приводило до збільшення площі росту клітин. Характерною особливістю було подовження терміну росту культури, що містила фолат-похідне фероцену до майже 20 діб без ознак дегенеративних змін.

Висновки. В результаті проведених досліджень показано, що при імплантації полімерних зразків з фолат-похідним фероцену в організм експериментальних тварин відбувалася стимуляція моноцитарно-макрофагальних елементів на ранніх термінах дослідження та формування зрілої сполучнотканинної капсули навколо імплантованих зразків вже до 14 доби дослідження. За результатами випробувань *in vitro* фолат-похідне фероцену у складі полімерної композиції стимулювало клітинний імунітет та сприяло росту культури клітин, що підтверджує його біологічну активність. Таким чином, отримані полімерні матеріали на основі поліуретансечовин з фолат-похідним фероцену можна рекомендувати як перспективні імплантаційні матеріали з вираженою біологічною активністю для застосування в медицині.

Література

1. Снегур Л.В., Бабин В.Н., Сименел А.А. и др. Противоопухолеваая активность соединений ферроцена. Известия Академии наук. Серия химическая. 2010. №12. С. 2113-2124.
2. Снегур Л.В., Сименел А.А., Родионов А.Н., Боев В.И. Ферроцен-модификация органических соединений для медицинского применения. Известия Академии наук. Серия химическая. 2014. № 1. С. 26-36.
3. Бабин В.Н., Белоусов Ю.А., Борисов В.И. и др. Ферроцены как потенциальные противоопухолевые препараты: факты и гипотезы. Известия Академии наук. Серия химическая. 2014. № 11. С. 2405-2422.
4. Губський Ю. І. Біологічна хімія. К: НОВА КНИГА, 2009. 664 с.
5. Makeieva L., Gladyr I., Rozhnova R., Galatenko N. Syntesis of bioactive folate-ferrocene conjugate. Chemistry and Chemical Technology. 2014. V. 8, № 4. P. 395-400.
6. European convention for the protection of vertebrate animals used for experimental and other scientific purposes. Strasbourg: Council of Europe, 1986. 53 p.
7. Культуры животных клеток. Методы. М.: Мир, 1989. 326 с.
8. Яценко В.П., Галатенко Н.А., Пхакадзе Г.А. та ін. Метод кількісного дослідження росту фібробластичних клітин у культурі тканини. Цитологія і генетика. 1984. № 4. С. 280-284.

УДК 539.3

ВИЗНАЧЕННЯ НАПРУЖЕНЬ І ДЕФОРМАЦІЙ В КОНСТРУКЦІЯХ ДЛЯ ФІКСАЦІЇ ПЕРЕЛОМІВ ПЕРЕДПЛІЧЧЯ

Лимаренко О.М., Дашенко О.Ф., Свінар'юв Ю.М.
Одеський національний політехнічний університет

Резюме. Переломи кісток передпліччя складає близько 15 % випадків від всіх переломів сегментів кінцівок. Подібні ушкодження зустрічаються у спортсменів і людей які попали в дорожньо-транспортну пригоду та при бойових діях. Актуальність обраної теми для наукової роботи визначається недостатньою досконалістю і дослідженнями ортопедичних апаратів фіксації. Тому, наукове обґрунтування і розробка конструкції фіксатора, розробка методики визначення напружень і деформацій в конструкції фіксатора для лікування переломів кісток передпліччя – актуальне завдання сучасної травматології.

Ключові слова: апарат фіксації, напруження, деформації, числовий метод.

Abstract. Fractures of the bones of the forearm account for about 15% of all fractures of limb segments. Similar injuries are found in athletes and people who are involved in a traffic accident and during combat operations. The relevance of the chosen topic for scientific work is determined by insufficient perfection and research of orthopedic fixation apparatuses. Therefore, the scientific justification and design of the fixator design, the development of a technique for determining stresses and deformations in the design of the fixator for the treatment of fractures of the forearm bones is an actual task of modern traumatology.

Keywords: fixing apparatus, mechanical stress, deformation, numerical method.

Вступ. Із аналітичного огляду літературних джерел відомо, що переломи кісток передпліччя складає 5 – 15 % випадків від всіх переломів сегментів кінцівок. В лікуванні хворих з травмами сегментів кінцівок найбільше розповсюдження отримав шпигуний апарат Г.А. Ілізарова [4, 10]. Використання цього апарату, дає суттєвий відсоток ускладнень обумовлених зниженням стабільності шпигуної фіксації, громіздкістю зовнішньої конструкції. Це послужило причиною пошуку багатьма ученими і дослідниками в галузі травматології альтернативних компоновок компресійно-дистракційних апаратів.

Огляд досліджень [1 – 9] вказує, що із альтернативних апаратів для черезкісткової фіксації явними перевагами володіють стержневі апарати [5,6,8].

Мета роботи. Наукове обґрунтування конструкції зовнішнього фіксатора перелому, та методика визначення напружень, деформацій і геометричних розмірів різних по конструкції фіксатором переломів.

Матеріали і методи. В сучасних умовах одним із достовірних методів дослідження різноманітних конструкцій в медицині і в інших галузях людської життєдіяльності, є метод комп'ютерного моделювання, або комп'ютерний експеримент, основу якого складають числові методи (метод скінченних різниць, метод граничних елементів, метод скінченних елементів та інші).

Числовий аналіз дозволяє розраховувати різноманітні варіанти конструктивного виконання досліджуваного об'єкту і різноманітні комбінації навантажень.

Актуальність наукового дослідження – проблеми лікування хворих з переломами діафізів кісток передпліччя – визначається недостатньою досконалістю пристроїв та відповідним їм способом лікування.

В роботі використовується математичний апарат механіки деформівного твердого тіла і основні залежності теорії пружності. Найбільш зручними для вирішення завдань механіки як в медичних дослідженнях так і в інших галузях науки і техніки виявилися методи дискретної теорії лінійних просторів: матричне числення, метод потенціалу, метод граничних елементів і безумовно метод скінченних елементів (МСЕ).

Основним етапом в скінченно-елементному аналізі будь-яких конструкцій, у тому числі і ортопедичних апаратів, є побудова геометричної та скінченно-елементної моделей.

Елементи апаратів для лікування переломів можуть моделюватися з використанням наступних типів скінченних елементів: балочних і стержневих елементів; пластинчастих елементів; об'ємних елементів.

У даній роботі розглядаються моделі із стержневих і об'ємних скінченних елементів, бо вони забезпечують відповідність геометрії моделі і реальної конструкції. Крім того, в сучасних САД-системах геометричні моделі є основним засобом опису конструкції і використовуються в якості бази для випуску проектно-конструкторської документації.

Результати дослідження та їх обговорення. На основі поперечних сканів кісток передпліччя дорослої людини, проведених в травматологічному відділенні міської клінічної лікарні № 11 міста Одеса за допомогою комп'ютерного томографа Asteion Super – 4 отримані дані для побудови моделей.

В програмі за допомогою сплайнів були побудовані образи зрізів і потім розставлені у відповідності з їх положенням в томограмі кісток передпліччя. Далі створена 3D-модель, адекватно відображаючи геометрію кісток передпліччя (рис. 1).

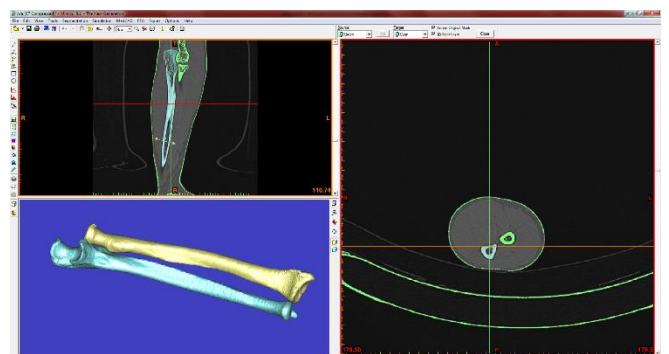


Рисунок 1 – 3D модель кісток передпліччя

З метою визначення жорсткості фіксації уламків кісток передпліччя апаратами для черезкісткового остеосинтезу при певному їх компонованні і в інтервалі можливих функціональних навантажень, виявлення оптимальної компоновки апарату, визначення тактики лікування в залежності від виду перелому нами проведено комп'ютерне моделювання способів фіксації:

За конструктивною схемою апарати фіксації переломів є складними механічними системами. Такі системи є просторовими конструкціями з набору товстостінних кільцевих і прямокутних пластин з отворами, класичних стержнів, гнучких стержнів (шпигу) в купі з різноманітними видами з'єднань. У досліджуваних конструкціях дискретно змінюються поперечна жорсткість конструкції, є

пружні елементи і концентратори напружень, а при впровадженні в кістку збільшується ступінь внутрішньої статичної невизначеності.

На рисунку 2 (а, б) представлені скінченно елементні моделі виконані з використанням стержневих елементів. Апроксимація обох моделей виконана стержневим скінченним елементом BEAM188 з бібліотеки елементів програми ANSYS. Властивості елемента задаються шляхом опису характеристик поперечного перерізу, властивостей матеріалу (модуля пружності і коефіцієнта Пуассона) і пружної основи.

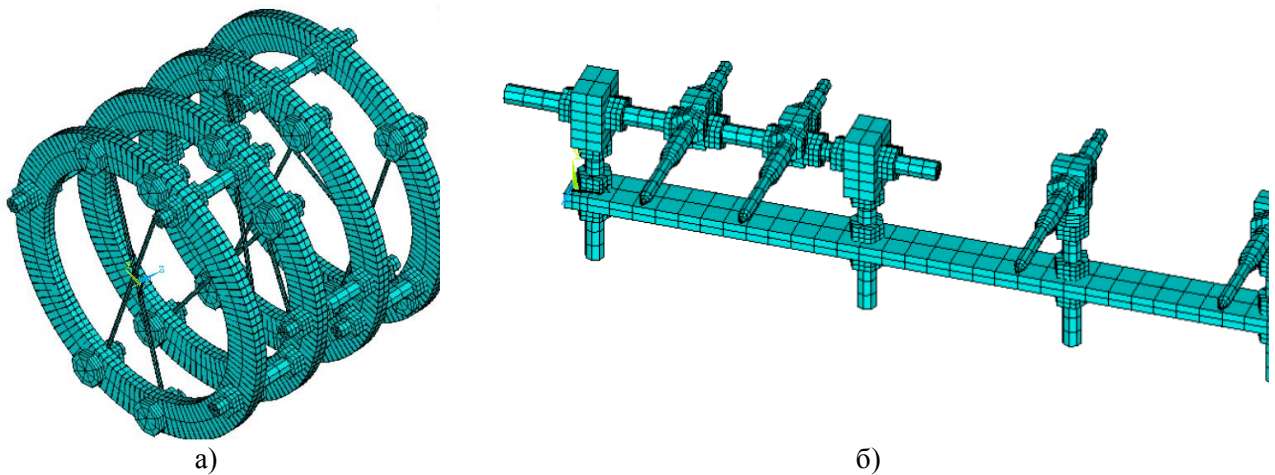


Рисунок 2 – Скінченно-елементні моделі із стержневих СЕ

Моделі із застосуванням об'ємних елементів виконані елементом Solid45. Елемент класифікують наступним чином – об'ємний (3D) елемент, що застосовується при вирішенні задач механіки деформованого твердого тіла. Згенерована програмою кінцево-елементна модель апаратів налічує 37769 елементів – альтернативний фіксатор і 81297 – апарат Ілізарова.

В якості зовнішніх навантажень і обмежень до кістки прикладалися одиничні зосереджені сили і

моменти на вільний торцевий переріз (забезпечувалось просторове навантаження).

При розгляді альтернативного апарату фіксації (рис. 3), з метою запобігання зміни просторового положення кістки, в торцевому перерізі (до якого не прикладалася зовнішнє навантаження) накладаються обмеження як осьових зсувів у напрямках осей X , Y , Z , так і кутів повороту φ_x , φ_y , φ_z навколо цих осей.

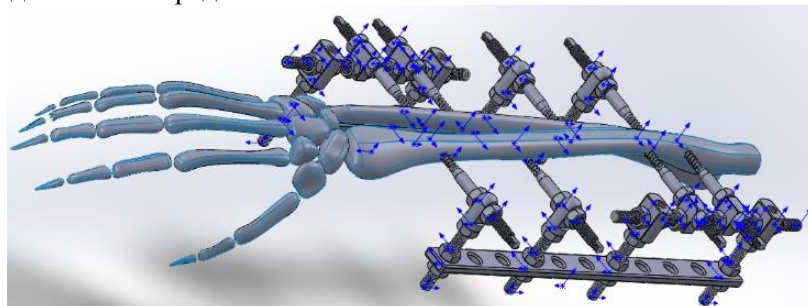


Рисунок 3 – Комп'ютерна модель стержневого апарату фіксації з кісткою

При розгляді апарату Ілізарова у місцях з'єднання кістки і шпичі дозволялися переміщення: кутове φ_y (навколо осі шпичі) і осьове Y (уздовж осі

шпичі), так як між шпичею і кісткою відсутнє різьбове з'єднання. Тут так само накладається заборона осьових зсувів в напрямку осей X , Y , Z , і кутів поворотів φ_x , φ_y , φ_z навколо цих осей на торць

кістки (кістки між собою з'єднанні шарнірно). В обох випадках умови закріплення слід вибирати так, щоб вони запобігали руху конструкції, але не впливали на деформації.

Геометричні та механічні характеристики досліджуваних апаратів визначалися за відомими залежностями механіки деформованого твердого тіла, експериментальними даними та довідниках.

Згинальна жорсткість стрижневих елементів визначалась як добуток модуля Юнга E (модуль пружності другого роду МПа) і моменту інерції поперечного перерізу елемента I (мм²).

Модуль пружності кістки людини прийняли рівним $E_k = 2 \cdot 10^4$ МПа; модуль пружності сталі $E_{cm} = 2,1 \cdot 10^5$ МПа; модуль пружності титану $E_m = 1,2 \cdot 10^5$ МПа

У результаті розрахунків по кожному з варіантів визначені параметри напружено-деформованого стану які цікавили нас для проведення аналізу:

Результати числового експерименту дозволили зробити ряд висновків:

Відносна деформація стрижневого апарату

Модель із стержневих скінченних елементів

$$\varepsilon_c = \frac{\Delta l}{l} = \frac{0,0267}{235} = 1,136 \cdot 10^{-4}$$

Модель із об'ємних скінченних елементів

$$\varepsilon_c = \frac{\Delta l}{l} = \frac{0,0243}{235} = 1,034 \cdot 10^{-4}$$

Відносна деформація апарату Ілізарова

Модель із стержневих скінченних елементів

$$\varepsilon_{II} = \frac{\Delta l}{l} = \frac{0,9156}{131} = 69,89 \cdot 10^{-4}$$

Модель із об'ємних скінченних елементів

$$\varepsilon_{II} = \frac{\Delta l}{l} = \frac{0,9071}{131} = 69,24 \cdot 10^{-4}$$

Висновки. Зіставлення числових значень напружень і переміщень, отриманих при скінченно-елементному аналізі досліджуваних конструкцій із стержневих елементів, з відповідними значеннями цих величин, отриманими при розрахунку з використанням об'ємних елементів, дозволяє зробити висновок про достовірність тих припущень, які були прийняті на етапах геометричного і скінченно-елементного моделювання. Цей висновок, мабуть, буде справедливим і щодо граничних умов, а також величин і характеру прикладання зовнішніх навантажень.

В результаті розрахунків можна зробити висновок, що параметри жорсткості альтернативного фіксатора в $\frac{\varepsilon_{II}}{\varepsilon_c} = \frac{69,89}{1,136} = 61,5$ разів перевершують показники апарату Ілізарова.

Запропонований в роботі пристрій для черезкісткового остеосинтезу діафізарних переломів кісток передпліччя, за рахунок збільшення ступенів рухомості репонуєчих вузлів, може забезпечити репозицію складних зміщень уламків і стабільного остеосинтезу в конструкції. Апарат не вимагає спеціального промислового виготовлення та дозволяє зберегти ротаційні рухи в передпліччі, а компактність, в свою чергу обмежить незручності у хворого при самообслуговуванні.

Література

1. Аблакулов, А.К. Копрессионно-дистракционный метод лечения несросшихся переломов и ложных суставов костей предплечья / А.К. Аблакулов, А.П. Ким // Медицинский журнал Узбекистана. 1990. – № 12, С. 17-19.
2. Барабаш, А.П. Совершенствование методики чрескостного остеосинтеза при лечении поврежденных костей предплечья / А.П. Барабаш, Л.Н. Соломин // Травматол. ортопед. России. 1995. – №4, С. 26-30.
3. Бейдик, О.В. Пути оптимизации лечения больных с травмами и деформациями конечностей методом наружного чрескостного остеосинтеза: Автореф. дис. . д-ра мед. наук. — Самара, 1999. — 39 с.
4. Бейдик, О.В. Остеосинтез стержневыми и спицестержневыми аппаратами внешней фиксации / О.В. Бейдик, Г.П. Котельников, Н.В. Островский. Самара, 2002. – с. 234.
5. Лимаренко О.М. Комп'ютерне моделювання та чисельний аналіз ортопедичного пристрою для фіксації переломів кісток передпліччя / О.М. Лимаренко, А.Д. Стаканов // Сучасні технології у промисловому виробництві : матеріали науково-технічної конференції викладачів, співробітників, аспірантів і студ. фак-ту технічних систем та енергоефективних технологій (м. Суми, 14-17 квітня 2015 р.) — Суми : СумДУ, 2015. — Ч.1. — С. 150-151.
6. Flynn, J.M. Single-bone fixation of both-bone forearm fractures / J.M. Flynn, P.M. Waters // J. Pediatr. Orthop. 1996, Sep. - Oct. ;16(5):655-9. PMID: 8865054 PubMed - indexed for MEDLINE. - Фиксация одной кости при переломах обеих костей предплечья.
7. Helber, M.U. External fixation in forearm shaft fractures / M.U. Helber, C. Ulrich // Injury. -2000. 31 Suppl. 1:45-7. PMID: 10717273 PubMed - indexed for

MEDLINE. - Наружная фиксация при диафизарных переломах предплечья.

8. Зоря, В.И. Накостный компрессионно-динамический остеосинтез при переломах костей предплечья / В.И. Зоря, В.М. Лирцман, А.В. Ульянов // Вестн. травматол. ортопед. -1999. № 4. - С. 18-21.

9. Paley D., Maor D., Jietsworth.K. Femoral lengthenings by simultaneous external fixation and intramedullary rodding.// Montaggi speciali in traumatologia of ortopedia. Geneva, 1993). - P. 91-92.

УДК 681.785

ФОТОПЛЕТИЗМОГРАФ З ВИДІЛЕННЯМ ПАТЕРНУ ДИХАННЯ

Михайлова П.О., Зубков С.В.

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», м. Київ

Резюме. Проаналізовано актуальність методу фотоплетизмографії. Виявлено недолік методу, що полягають у вузькій полосі пропускання сигналу. Фільтри, що використовуються в приладах подавляють як артефакти так і важливу для діагностики інформацію. Змодельовано ідеальний сигнал фотоплетизмограми та зареєстровано реальний за допомогою фотоплетизмографа з розширеною полосою пропускання. Спроектовано та промодельовано в середовищі Micro-Cap 9 цифровий фільтр низьких частот для виділення патерну дихання з кривої фотоплетизмограми. Розраховано коефіцієнти передаточної функції цифрового фільтру нижніх частот шостого порядку.

Ключові слова: фотоплетизмографія, патерн дихання, цифрова фільтрація.

Abstract. The urgency of the photoplethysmography method is analyzed. Identification of the disadvantages of the method, which are the narrow bandwidth of the signal. Filters, which are used in devices, suppress both artifacts and important information for diagnosis. An ideal photoplethysmogram signal was modeled and a real signal was recorded with a photoplethysmograph with an extended bandwidth. A digital low-pass filter was designed and modeled in the Micro-Cap 9. The filter is designed to extract breathing rate from photoplethysmography signal. The calculated coefficients of the transfer function of a digital low-pass filter of the sixth order are given. The breathing pattern from photoplethysmography signal was experimentally isolated from the ideal and real photoplethysmogram signal. The Hildebrandt index for the patient was calculated on the basis of the data obtained.

Key words: a photoplethysmography, breathing pattern, digital filtering.

Вступ. Оптимальність методик скринінгової діагностики судин оцінюється за відповідністю до основних вимог: неінвазивність методу, простота, надійність та можливість швидкого отримання результату [1]. Тому сучасна фотоплетизмографія постійно удосконалюється. За її допомогою можна одержати понад 16 показників, найбільш важливими з яких є індекс жорсткості, індекс відбиття, час відбиття пульсової хвилі та частота серцевих скорочень. [2] Важливим показником діагностики стану судин є час поширення пульсової хвилі, який вимірюється за допомогою метода R-PWTT: синхронно вимірюють інтервал між піком зубця R електрокардіограми і початком пульсової хвилі на фотоплетизмограмі (далі – ФПГ) [3].

Стан здоров'я організму визначається якістю функціональної взаємодії всіх підсистем і систем. При діагностиці серцево-судинної системи (далі – ССС) найбільш інформативною виявляється оцінка

синхронізації між низькочастотними коливаннями серцевих скорочень і кров'яного тиску [4], що можна проводити по сигналам ФПГ.

Не дивлячись на широкий спектр можливостей, метод фотоплетизмографії має свої недоліки. Реєстрації пульсових кривих в широкому частотному діапазоні (з верхньої частотою зрізу вище 15 Гц) дозволяє виявити більш тонку структуру пульсової кривої, а корекція нижньої частоти смуги пропускання підсилювача використовується з метою придушення дихальних хвиль, які накладені на пульсової сигнал [5]. Тому варто зазначити, що при фільтрації артефактів втрачається частина сигналу, що несе певну інформаційну складову і при якісній обробці сигналу може становити важливу діагностичну інформацію.

Мета дослідження. Виділення патерну дихання з реальної кривої фотоплетизмограми за допомогою цифрової фільтрації.

Матеріал і методи. Було синтезовано ідеальний сигнал ФПГ, що являє собою суму синусоїд в парній степені та з різною амплітудою і зсувом по фазі відносно основної синусоїди з частотою 0,67 Гц, яка відповідає частоті серцевих скорочень 80 ударів за хвилину. Ідеальний сигнал ФПГ був штучно промодульован синусоїдою з частотою 0,125 Гц, яка відповідає середній кількості актів дихання у здорової людини - 15 за хвилину. Для виділення кривої дихання було синтезовано фільтр нижніх частот для повного подавлення високочастотної складової з частотою зрізу 0,25 Гц. Частота була обрана такою, враховуючи полосу частот у якій на ФПГ лежать пульсові хвилі (від 0,25 до 40 Гц) [4]. Для частоти вибірки 500 Гц було обчислено оптимальні коефіцієнти цифрового фільтра:

$$\hat{A}(z) = \left[0,003322259 \cdot \frac{z + 1}{1,006688963z - 1} \right]^6 \quad (1)$$

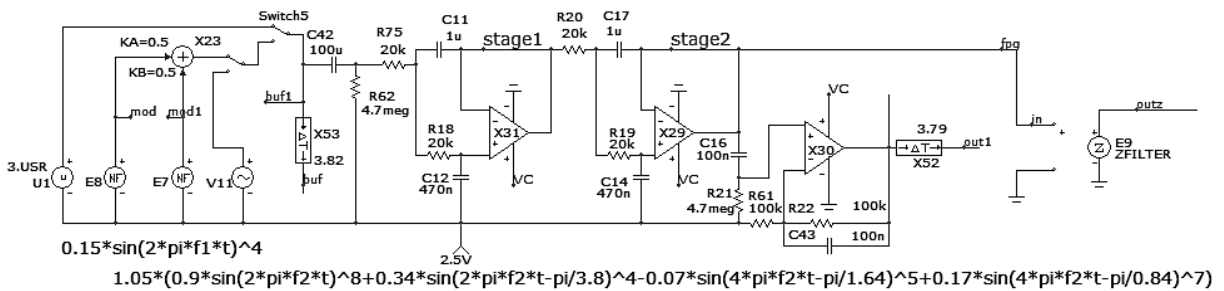


Рисунок 1 – Структура каналу ФПГ змодельована у Micro-Cap 9

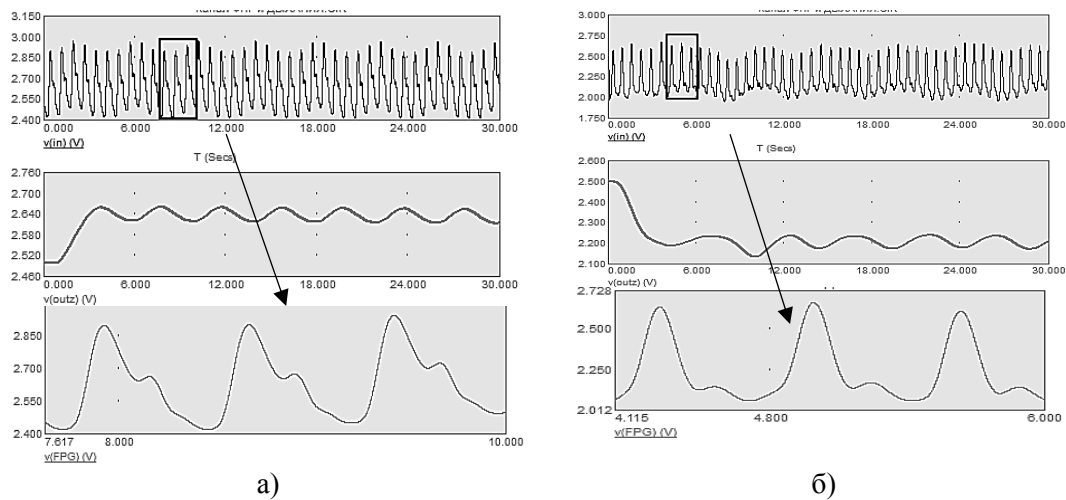


Рисунок 2 – Результати виділення кривої дихання за допомогою цифрового фільтра низьких частот з сигналу (а) ідеальної та (б) реальної ФПГ. Верхній графік – вхідний сигнал ФПГ, посередені – відфільтрована крива дихання, нижній графік – виділений фрагмент ФПГ

Рисунок 1 демонструє результати цифрової обробки сигналу ФПГ. Значення індексу Хільдебранта для пацієнта рис.1б було прораховано вручну і становить 7,3, що може свідчити про стомлення від фізичних навантажень або нервову напруженість.

Реальний сигнал ФПГ було зареєстровано за допомогою сконструйованого фотоплетизмографа з параметрами, що забезпечують пропускання частот, які відповідають спектру кривої дихання (0,05-0,25) Гц. Отримання двох діагностично важливих складових – частоти серцевих скорочень (далі – ЧСС) і частоти дихання (далі – ЧД) з одного сигналу дає можливість розрахувати важливий діагностичний показник стану міжсистемної взаємодії дихальної системи та ССС організму – індекс Хільдебранта, (відношення ЧСС до ЧД). Відхилення даного індексу від значень, що лежать в межах 2,8-4,9, свідчить про ступінь неузгодженості вісциральных систем [6].

Проектування цифрового фільтра та моделювання роботи каналу з ідеальною та реальною ФПГ було виконано в Micro-Cap 9. Структура каналу ФПГ наведена на рис. 1.

основі отриманих даних було розраховано діагностично важливий індекс Хільдебранта. Приведено спосіб реалізації суттєвого підвищення діагностичних можливостей фотоплетизмографів та пульсоксиметрів, що можна реалізувати за допомогою розширення полоси пропускання приладів та якісної цифрової обробки отриманих даних.

Перспективи подальших досліджень. Далі необхідно реалізувати апаратну частину і зручний інтерфейсу для виділення кривої дихання у пацієнтів, розрахунку важливих діагностичних індексів та швидкості розповсюдження пульсової хвилі на базі персонального комп'ютера.

Література.

1. Калакутский Л. И. Фотоплетизмограф для клинического мониторинга сердечного ритма / Л. И. Калакутский, Е. В. Молчков, П. И. Бахтинов. // Известия Южного федерального университета. Технические науки. – 2012. – №11. – С. 87–91.
2. Матяш В. І. Клінічна характеристика вегетативних порушень в залежності від тяжкості перебігу менінгоенцефаліту / В. І. Матяш, Н. В. Ралець, Л. В. Березіна. // Журнал клінічних та експериментальних медичних досліджень. – 2013. – №2. – С. 252–255.

3. Гемодинамический мониторинг в практике интенсивной терапии критических состояний / [А. М. Машин, Е. А. Кузьмова, А. В. Царев та ін.]. // Медицина неотложных состояний. – 2016. – №5. – С. 42–46.

4. Кульминский Д. Д. Разработка устройства суточного мониторинга состояния сердечно-сосудистой системы на основе анализа синхронизации ее ритмов / Д. Д. Кульминский, Е. И. Боровкова, В. С. Хорев, С. А. Миронов. // Bulletin of Medical Internet Conferences. – 2014. – №7. – С. 962–966.

5. Алексеев В. А. Автоматизированный фотоплетизмограф / В. А. Алексеев, С. А. Ардашев, С. И. Юран. // Приборы и методы измерений. – 2013. – №1. – С. 46–51.

6. Данилов А. Н. Прогнозирование развития нежелательных явлений химиотерапии у лиц с впервые выявленным туберкулезом легких / А. Н. Данилов, Т. И. Морозова, Н. П. Докторова. // Саратовский научно-медицинский журнал. – 2015. – №4. – С. 576–582.

УДК: 621.318.4:616

ПРИСТРІЙ ДЛЯ СИНТЕЗУ ПРОТИПУХЛИННОГО НАНОКОМПЛЕКСУ З ФІКСОВАНИМИ МАГНІТНИМИ ВЛАСТИВОСТЯМИ

**Орел В.Е.^{1,2}, Рихальський О.Ю.^{1,2}, Мельник А.В.¹, Шевчук А.В.¹, Романов А.В.², Шевченко А.Д.³,
Лукін С.М.⁴, Бурлака А.П.⁴**

¹ Кафедра біомедичної інженерії, НТУУ "КПІ ім. Ігоря Сікорського", Київ, Україна

² Кафедра Медичної Фізики та Біоінженерії, Національний інститут раку, Київ, Україна

³ Інститут металофізики імені Г. В. Курдюмова, Київ, Україна

⁴ Інститут експериментальної патології, онкології і радіобіології ім. Р.Є. Кавецького, Київ, Україна

Резюме. У даній роботі було розроблено пристрій для магніто-механо-хімічного синтезу протипухлинного магнітного наноконкомплексу з фіксованими магнітними властивостями. Показано, що наноконкомплекс в залежності від набутих під час синтезу магнітних властивостей, ініціював різні протипухлинні ефекти на нелінійну кінетику росту карциносаркоми Уокер-256. В майбутньому, магніто-механо-хімічно синтезований багатфункціональний магнітний наноконкомплекс із керованими властивостями може бути використаний для персоналізованої терапії раку.

Ключові слова: магнітні наночастинки; постійне магнітне поле; електромагнітне поле, карциносаркома Уокер-256.

Abstract. Developed device for the magneto-mechano-chemical synthesis of antitumor magnetic nanocomplex with fixed magnetic properties. It is shown that nanocomplex with different magnetic properties initiated various antitumor effects on Walker-256 carcinosarcoma and after combined action of constant magnetic field and electromagnetic field. In future, the magneto-mechano-chemically synthesized multifunctional magnetic nanocomplex can be used for personalized cancer treatment.

Keywords: magnetic nanoparticles, constant magnetic field, electromagnetic field, experimental cancer

Вступ. Онкологічні захворювання є однією із основних причин смертності у всьому світі і, незважаючи на успіхи хірургічної та променевої терапії, хіміотерапія залишається важливим терапевтичним засобом для різних типів злоякісних новоутворень. Однак, ефективність хіміотерапії суттєво обмежена внутрішньою та набутою резистивністю ракових клітин до протипухлинних препаратів та рядом клінічних побічних ефектів [1]. Підвищити ефективність лікування раку можна за рахунок використання багатофункціональних магніточутливих наноконструкцій (НК), на основі магнітних наночастинок (НЧ) та протипухлинного препарату. Даний підхід потенційно дозволяє знизити побічні ефекти за рахунок кращої цільової доставки препарату до патологічної зони а також підвищення загальної протипухлинної активності такого НК за рахунок ініціації магніто-спінових ефектів та реакцій із вільними радикалами [2]. Найкраще вивченими на сьогодні є НК на основі НЧ оксиду заліза Fe_3O_4 .

Технологія магніто-механо-хімічного синтезу НК є новим методом, заснованим на інтеграції двох добре відомих технологій: механо-хімічного синтезу та електромагнітного опромінення (ЕО) наноконструкції, які можуть викликати нелінійні електромагнітні ефекти в магнітних наночастинках. Нелінійність виникає завдяки дії магнітної складової електромагнітного поля (ЕМП) під час ЕО. Магнітна складова ЕМП може істотно змінити траєкторію електрона [3]. Якщо довжина шляху вільних електронів перевищує типові розміри траєкторій електронів в магнітному полі, то провідність металу стає функцією просторового розподілу електронів в оксиді наночастинок [4] та умов синтезу в мікрореакторі з магнітними елементами [5].

Мета дослідження: вдосконалення пристрою для синтезу протипухлинного наноконструкції з фіксованими магнітними властивостями та дослідження взаємозв'язку між впливом індукції постійного магнітного поля під час синтезу НК на його магнітні властивості та протипухлинний ефект.

Матеріал і методи. Пристрій для магніто-механо-хімічного синтезу та його основні структурні блоки показані на рис. 1. Зразки розміщували в діамантній камері разом із сталевими кульками, наночастинами Fe_3O_4 і протипухлинним препаратом доксорубіцином (ДР). НК піддавали постійній активації з інтенсивністю підводу механічної енергії 20 Вт/г та частотою 35 Гц за допомогою просторового коливання робочої камери. Одночасно з цим проводилось ЕО при 42 МГц за допомогою індуктора та постійного магнітного поля від неодимових

магнітів. Частота генератора вимірювалася за допомогою індуктивного датчика струму, підключеного до частотоміра. Постійні магніти були встановлені на спеціальних монтажних блоках із системою їх позиціонування. Відстань між постійним магнітом і центром камери вимірювалася за допомогою електронного штангенциркуля. Індукція ПМП вимірювалася за допомогою датчика Холла.

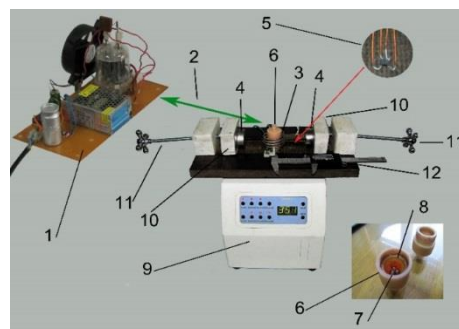


Рисунок 1 – Пристрій для магніто-механо-хімічного синтезу: генератор (1), дротове з'єднання (2) між генератором та індукційною котушкою (3), постійні магніти (4), датчик Холла (5), діамантна камера (6), сталеві кульки (7), НЧ Fe_3O_4 та доксорубіцин (8) медичний мікрівібромлін (9), блоки для встановлення постійних магнітів (10), система позиціонування постійних магнітів (11), штангенциркуль (12).

В роботі досліджували НК на основі НЧ Fe_3O_4 20-40 нм виробництва Інституту електрозварювання ім. Е.О. Патона та протипухлинний препарат доксорубіцин (Пфайзер, Італія).

Магнітні характеристики препарату досліджували методом магнітометрії на вібраційному магнітометрі "Vibrating Magnetometer 7404 VSM" ("Lake Shore Cryotronics, Inc.", США) в магнітних полях з напруженістю до 13 000 Ерстед. Маса досліджуваних зразків визначалася за допомогою електронних мікроваг AB135-S/FACT з автокомпенсацією ("METTLER TOLEDO", Швейцарія). Чутливість ваг складала 10^{-5} г. Для дослідження стабільних вільних радикалів досліджували спектри електронного парамагнітного резонансу (ЕПР), які реєстрували на модернізованому спектрометрі марки PE1307 (ЗЕПС АН) за температури рідкого азоту (≈ 77 К) в циліндричному резонаторі з модою H011 на частоті близько 9,15 ГГц. Потужність надвисокочастотного випромінювання складала 40 мВт. Використовували модуляцію магнітного поля частотою 100 кГц.

Протипухлинна активність НК вивчалась на самках щурів з масою тіла 135 ± 10 г розводки у віварію Національного інституту раку. Лікування розпочинали на 3 добу з моменту трансплантації пухлини і проводили 5 разів через кожні 48 годин.

Для електромагнітного опромінювання (ЕО) в експерименті використовувався прототип пристрою для медичного лікування "Магнітерм" (Радмір, Україна). Частота опромінення складала 42 МГц при вихідній потужності 75 Вт.

Тварини були розділені на чотири групи: 1 група - контроль (без лікування); 2 група - ін'єкції тільки ДР; 3 група - введення МНК-1 (магнітний момент насичення 8,44 емо/г) з ПМП і ЕО; 4 група - введення МНК-2 (магнітний момент насичення 15,8 емо/г) з ПМП і ЕО.

Результати дослідження та їх обговорення.

Графіки отриманих нелінійних залежностей магнітного моменту насичення НК та кількості парамагнітних центрів показані на рис 2 та 3. На графіках можна побачити, що максимум магнітного моменту насичення і концентрації парамагнітних центрів спостерігались в НК, синтезованому при 8 мТл індукції ПМП. Мінімальні значення цього параметра не співпали. Найменший у даній серії дослідів магнітний момент насичення (8,44 емо/г) спостерігався після ММХС при індукції ПМП 5 мТл і мінімальна концентрація парамагнітних центрів ($1,17 \cdot 10^{19} \text{ мг}^{-1}$) при 18 мТл ПМП. На кривій магнітного моменту насичення зі збільшенням індукції ПМП від 8 до 30 мТл можна побачити яскраво виражений коливальний процес. Залежність магнітного моменту насичення і концентрації парамагнітних центрів між собою не корелювали.

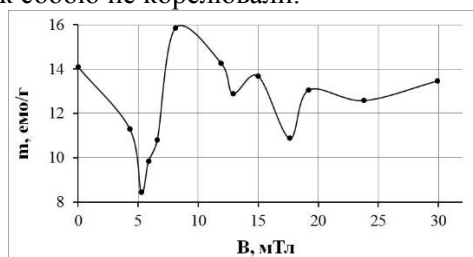


Рисунок 2 – Залежність магнітного моменту насичення від величини індукції ПМП

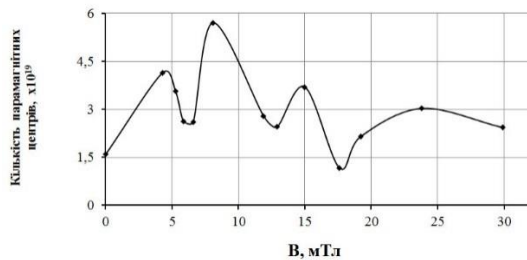


Рисунок 3 – Залежність кількості парамагнітних центрів від величини індукції ПМП

Таблиця 1 – Кінетика росту карциносаркоми Уокер-256

Тип експерименту	Параметр	
	Фактор росту (φ), день 1	Коефіцієнт гальмування (κ), відн.од.
Контроль	0,43±0,01	1
Доксорубіцин	0,32±0,01*	1,35
МНК-1	0,40±0,01*	1,09
МНК-2	0,33±0,02*	1,33
МНК-1+ЕО	0,34±0,01*	1,27
МНК-2+ЕО	0,28±0,02*	1,56

* Статистично значима відмінність від контрольної групи, $p < 0,05$.

Ефект НК з різними магнітними властивостями на нелінійну кінетику росту карциносаркоми Уокер-256 показано в таблиці 1. Згідно з цими даними, були отримані статистично достовірні відмінності між фактором зростання і коефіцієнтом гальмування росту пухлини, як для протипухлинних ефектів МНК-1 в порівнянні з МНК-2 як без так і після комбінованої дії ПМП і ЕО. Протипухлинна дія МНК-2 була значно вища у порівнянні із МНК-1. Найбільший протипухлинний ефект у порівнянні з дією звичайного доксорубіцину мав також МНК-2 після комбінованої дії ПМП і ЕО.

Висновки та перспективи подальших досліджень. У даній роботі було розроблено пристрій та синтезовано наноконструкція з керованими магнітними властивостями. Дані результати мають велике практичне значення з точки зору можливості дистанційного керування його цитотоксичними властивостями при терапії злоякісних новоутворень, що підтверджується результатами проведених дослідів на моделях експериментальних процесів. У даній серії дослідів найвищий протипухлинний ефект мав МНК-2, що мав найвищий магнітний момент насичення (15,8 емо/г), синтезований при 8 мТл ПМП. В майбутньому такі багатофункціональні магнітні наноконструкції можуть використовуватися для комплексної персоналізованої терапії раку, яка може об'єднувати магнітну нанотерапію раку, цільову доставку лікарських засобів та діагностику із використанням НК.

Література

1. Sawant S. Cancer research and therapy: Where are we today? / S. Sawant and R. Shegokar // Int J Cancer Ther Oncol. – 2014. - vol 2. - p. 02048.

2. Foy S.. Oh the Irony: Iron as a Cancer Cause or Cure? / S. Foy, V. Labhasetwar // *Biomaterials*. – 2011. - vol. 32. - pp. 9155–9158.

3. Vincent W. Headache treatment with pulsing electromagnetic fields: a literature review / W. Vincent, F. Andrasik, R. Sherman // *Appl. Psychophysiol. Biofeedback*. – 2007. - vol. 32. - pp. 191-207.

4. Gutman E. M. *Mechanochemistry of materials*. - Cambridge, UK, Int. Science Publishing, 1998.

5. Kuramitz H. Magnetic microbead-based electrochemical immunoassays / H. Kuramitz // *Anal. Bioanal. Chem.* – 2009. - vol. 394. - pp. 61-69.

УДК: 004.925.8:616.314

ПРОЕКТУВАННЯ СУЦІЛЬНОЛИТИХ ЗУБОПРОТЕЗНИХ КОНСТРУКЦІЙ З ВИКОРИСТАННЯМ СУЧАСНИХ КОМП'ЮТЕРНИХ ТЕХНОЛОГІЙ

Прокопович І.В., Савельєва О.В., Павлишко А.В., Костіна М.М.
Одеський національний політехнічний університет, Україна, м Одеса

Резюме. У статті розглянуто створення програмного модуля для автоматизації проектування тривимірної моделі бюгельного протеза верхньої щелепи. Для проектування та візуалізації результатів досліджень використовується система Delcam PowerSHAPE.

Ключові слова: бюгельний протез, ортопедична стоматологія, CAD/CAM-система, 3D-модель, 3D-сканування, 3D-принтер.

Abstract. The creation of a software module for the automation design of a three-dimensional model of clasp prosthesis of the upper jaw is considered in the article. Delcam PowerSHAPE system is used to design and visualize the results of the researches.

Keywords: clasp prosthesis, orthopedic dentistry, CAD/CAM-system, 3D-model, 3D-scan, 3D-printer.

Вступ. Однією з проблем в сучасному світі є відновлення втрачених зубів. Звичайно, найкращим способом є імплантація, однак для встановлення імплантатів можуть існувати протипоказання. Тоді рішенням проблеми часткової відсутності зубів буде якісне протезування. В даний час все більшої популярності набуває бюгельне протезування.

Бюгельні зубні протези – знімні протези, що складаються з опорних кламерів або замкових пристроїв, базису зі штучними зубами і бюгеля (від німецького слова «Bügel» – «дуга»). Така конструкція зубного протеза дозволяє використовувати для опори не тільки ясна, але і власні зуби. У бюгельного протеза компактніший вигляд, він достатньо зручний, довговічний і міцний. Бюгельний протез, на відміну від пластиночного, менше навантажує тактильну, смакову, температурну чутливість і розбірливість мови, при цьому володіє високою жуваальною ефективністю.

Ортопедична стоматологія, що займається протезуванням зубів, сміливо використовує не тільки сучасні матеріали і методи отримання виливків зубних конструкцій, а й передові технології,

які дозволяють постійно підвищувати якість і зовнішній вигляд зубних протезів. Однією з таких, є комп'ютерне моделювання при протезуванні зубів. Завдяки комп'ютерному моделюванню можна ще до початку роботи побачити і вибрати оптимальний варіант виду і установки протеза.

Мета дослідження. У статті розглянуто створення програмного модуля для проектування 3D-моделі бюгельного протеза верхньої щелепи на основі 3D-сканування щелепи конкретного пацієнта з подальшим відправленням моделі на 3D-принтер для вироблення восківки протеза і отримання більш точної і якісної виливки.

Сьогодні CAD / CAM-системи займають все більш міцне місце в стоматології. Для виготовлення бюгельного протеза скористаємося сучасними технологіями проектування на етапі створення воскової моделі для того, щоб прискорити цей процес і зробити його більш зручним і точним. Для цього створимо програмний модуль, за допомогою якого можна буде автоматизувати процес проектування бюгельних протезів в системі Delcam PowerSHAPE.

Матеріали та методи дослідження. Сканування моделі щелепи за допомогою Dr. PICZA. Для сканування взята модель верхньої щелепи з клінічною картиною, що відповідає застосуванню бюгельного протезування. Модель була поміщена в 3D-сканер Roland MDX-40R (рис. 1). Запускаємо сканування, з'являється вікно ходу процесу. У міру проходження процесу сканування на екрані починає з'являтися сітка сканованої моделі.



Рисунок 1 – Модель щелепи у 3D-сканері Roland MDX-40R

В результаті сканування отримуємо тривимірну сітку моделі верхньої щелепи, яку також можна відобразити у вигляді суцільного об'єкта. Далі експортуємо файл в STL-формат, вибираємо вид зберігання та зберігаємо файл, який отримали після сканування. Це було зроблено для того, щоб згідно з отриманими даними спроектувати модель бюгельного протеза, і за допомогою 3D-друку на вогнетривкій моделі відтворити базис, за яким далі буде створюватися ливарна форма.

Проектування тривимірної моделі щелепи в системі PowerSHAPE. Для створення тривимірної моделі бюгельного протеза спочатку необхідно змодельовати верхню щелепу пацієнта з відсканованих матеріалів. Система PowerSHAPE має можливість гібридного поверхневого і твердотілого моделювання, яке дозволяє створити математичну модель реальної деталі будь-якої геометричної складності.

В результаті редагування і деталізації відсканованого матеріалу отримуємо тривимірну модель верхньої щелепи (рис. 2).

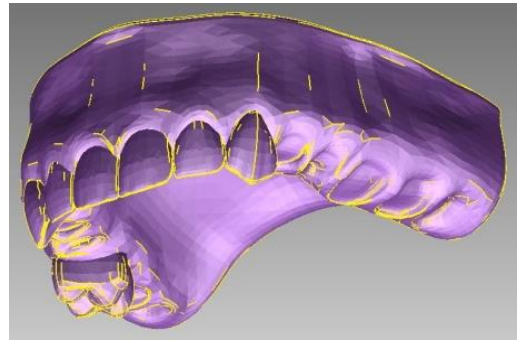


Рисунок 2 –Тривимірна модель щелепи з включеним дефектом зубного ряду

Результати досліджень та їх обговорення.

Програмний модуль створений за допомогою файлів макросів у системі PowerSHAPE.

Для того, щоб програмний модуль створював індивідуальні бюгельні протези за певною клінічною картиною пацієнта, були створені бібліотеки контурів бюгелів посилаючись на варіанти конструкцій базисів суцільнолитих бюгельних протезів при різних класах дефектів зубних рядів по Кеннеді. Бюгелі протезів моделюємо, користуючись методом створення поверхні за допомогою побудови контуру, і в одному файлі отримуємо контури бюгелів, які відрізняються між собою в залежності від клінічної картини щелепи пацієнта.

Визначимо основні дії програмного модуля для створення моделі бюгельного протеза. У файл, в якому зберігаються контури бюгелів, імпортуємо 3D-модель щелепи пацієнта. Далі запускаємо програмний модуль, який відокремлює з моделі область, обмежену необхідним контуром. Отримана модель бюгеля накладається на модель щелепи і в ручному режимі технік моделює кламери індивідуально для кожної ситуації. Кінцевий результат зберігається в STL-форматі і може направлятися на 3D-принтер. Для полегшення моделі каркаса застосуємо перфорування певних елементів бюгеля, яке також відбувається автоматично. В результаті виконання макросу отримуємо модель піднебінної пластинки бюгельного протеза (рис. 3).

Залишається тільки в ручному режимі створити кламери протеза. Для цього за допомогою сплайнів, яким присвоюються товщини, моделюємо кламери, проєктовані індивідуально в залежності від форми і особливостей будови зубного ряду пацієнта (рис. 4).

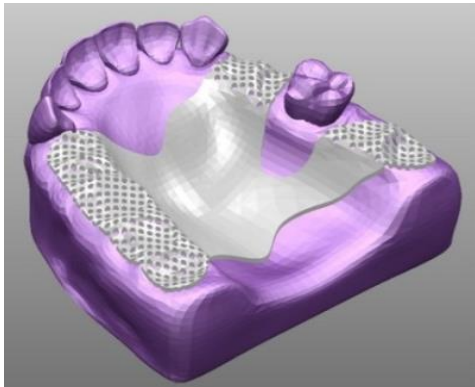


Рисунок 3 – Модель піднебінної пластинки бюгельного протеза



Рисунок 4 – 3D-модель бюгельного протезу з кламерною фіксацією

Висновки. В результаті проведеної роботи був розроблений програмний модуль для проектування 3D-моделі бюгельного протеза для подальшого виготовлення восківки протеза на 3D-принтері. Модуль дозволяє істотно скоротити процес виготовлення суцільнолитих бюгельних протезів з кламерною фіксацією, поліпшити якість і точність проектування протезів, значно зменшити відсоток ручної праці зубного техника в процесі виготовлення протеза. 3D-модель дає наочне уявлення про майбутній протез та дозволяє зробити імітацію його установки у пацієнта, ще до виготовлення.

Література

1. Ортопедическая стоматология. Протезирование съёмными пластинчатыми и бюгельными протезами: учеб. пособие / С.А. Наумович [и др.]; под ред. С.А. Наумовича. – 2-е изд. – Минск: БГМУ, 2009. – 212 с.

2. Adent стоматология. Бюгельное протезирование [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <http://adent.com.ua/ua/stomatology/47>

УДК 519.722:007.2:57.081.23

МЕТОДИ НЕЛІНІЙНОГО АНАЛІЗУ ДЛЯ ДОСЛІДЖЕННЯ ЕЕГ

Репало А.Б., Білошицька О.К.

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»

Факультет біомедичної інженерії

Резюме. В останні роки використання методів нелінійної динаміки для обробки і розпізнавання електроенцефалограм на виході складних систем розглядається як перспективний шлях створення нових методів діагностики і прогнозування стану біоелектричної активності головного мозку. Такий підхід є суттєвим доповненням до спектрально-кореляційних методів, які не дають достатньої інформації про динаміку розвитку досліджуваних медико-біологічних систем, не дають можливості детально прослідкувати і чисельно охарактеризувати динаміку зміни структури сигналу у часі, передбачити зміну і тривалість домінуючих ритмів. Тому дослідження ЕЕГ методом нелінійної динаміки дозволять виявити нову інформацію, яка прихована у динаміці поведінки складних систем, дозволить розширити можливості діагностичних комп'ютерних комплексів у області медицини.

Ключові слова. ЕЕГ, нелінійна динаміка, кореляційна ентропія, ентропія Колмогорова-Сіная, аттрактор, експонента Ляпунова, нейродинамічні процеси.

Abstract. In the last years of the use of methods of nonlinear dynamics for treatment and recognition of electroencephalograms on the output of the difficult systems examined as a perspective way of creation of new methods of diagnostics and prognostication of the state of bioelectric activity of cerebrum. Such approach is the substantial adding to spectral cross-correlation methods which do not give sufficient information about the dynamics of development of probed biological systems are not given possibility in detail to trace and numeral describe the dynamics of change of structure of signal in time, to foresee a change and duration of dominant rhythms. Therefore research of EEG will allow to find out the method of nonlinear dynamics new information which is hidden in the dynamics of conduct of the difficult systems, will allow to extend possibilities of diagnostic computer complexes in the area of medicine.

Keywords. EEG, nonlinear dynamics, cross-correlation entropy, entropy of Kolmogorova-Sinaya, attractor, eksponenta of Lyapunova, neural processes.

Вступ. Нелінійна динаміка – розділ сучасної математики, який займається дослідженням нелінійних динамічних систем. Одним із розділів нелінійної динаміки являється теорія детермінованого хаосу. Нормальна динаміка здорового організму є хаотичною. Численні дослідження показують, що «хаос» притаманний природі динамічних процесів, які відбуваються у організмі, при чому степінь «хаотичності» може змінюватись в ту чи іншу сторону при патологіях. Хаотичні системи можуть працювати в широкому діапазоні умов і легко адаптуються до їх змін. Розуміння детермінованих хаотичних процесів необхідно, перш за все, для того, щоб ними керувати і передбачати їх еволюцію, тому що у режимі керуючого хаосу працює наш мозок [1].

Мета. Порівняти методи нелінійної динаміки, які використовують при дослідженні і аналізі електроенцефалограм (далі – ЕЕГ). Розглянути приклади використання на практиці методів нелінійно-динамічної обробки ЕЕГ.

Матеріали і методи дослідження. Для дослідження та аналізу ЕЕГ-сигналів актуальним є використання методу нелінійної динаміки. Застосування нелінійно-динамічного підходу дозволяє оцінити як функціонує досліджувана система – регулярно чи ні, якщо нерегулярно, то в якій степені, наскільки складна її динаміка. Діяльність мозку може бути описана в рамках дисипативних систем. Наявність детермінованого хаосу у таких системах можна встановити, вимірявши будь-яку із динамічних змінних і при цьому можна оцінити:

- розмірність вкладеного аттрактора (розмірність реконструкції);
- нижню межу розмірності Хаусдорфа (кореляційну розмірність);
- максимальну експоненту Ляпунова (старший показник Ляпунова);
- нижню межу ентропії Колмогорова-Сіная (кореляційну ентропію);
- ентропію Колмогорова-Сіная [1].

Розмірність вкладеного аттрактора. Розмірністю вкладення називається найменша ціла розмірність простору, яка складає весь аттрактор. Вона відповідає кількості незалежних змінних, які однозначно визначають рух динамічної системи. Розмірність вкладеного аттрактора дозволяє судити про те, як багато компонентів формують досліджувану нейродинамічну систему, тобто кількість необхідної інформації для задання координат точки, яка належить аттрактору, в рамках вказаної точності. В загальному розмірності поділяються на два типи: які

залежать лише від метричних властивостей аттрактора і такі, які залежать від статичних властивостей потоку, що обумовлена динамікою [4].

Нижня межа розмірності Хаусдорфа. Важливою кількісною характеристикою аттрактора, яка несе інформацію про складність поведінки динамічної системи, є кореляційна розмірність D_c . Алгоритм розрахунку оснований на розрахунку кореляційного інтеграла, у якості якого виступає функція $C(\delta)$, для кожного δ рівна нормованому числу пар точок об'єкту, який розглядається, відстань між якими не перевищує δ :

$$C(r) = \frac{1}{n^2} \sum z(\delta - |y_i - y_j|),$$

Величина суми залежить від δ , при чому, якщо ця залежність має степеневий вигляд: $C(\delta) = \delta^{D_c}$, то досліджувана множина фрактально, а величина D_c - його кореляційна розмірність [5].

Максимальна експонента Ляпунова. Як відомо, для режиму динамічного хаосу характерна наявність експоненціальної нестійкості траєкторій, кількісною мірою якої є позитивний показник Ляпунова, який характеризує степінь чутливості системи до початкових умов. Число позитивних експонент у спектрі хаотичні показники Ляпунова (далі – ЛХП) визначається кількістю нестійких напрямлень періодичних орбіт, які вбудовані в хаотичний аттрактор.

Якщо рівняння динамічної системи, яка генерує фазову траєкторію, відомі, то визначають величину максимального показника таким методом.

Розглянемо систему однорідних диференціальних рівнянь (далі – ОДР):

$$\frac{d\vec{x}}{dt} = \vec{f}(\vec{x}, \vec{\mu}), \quad \vec{x} \in R^n, \quad \vec{\mu} \in R^m,$$

де \vec{x} – вектор стану, \vec{f} – нелінійна вектор-функція, $\vec{\mu}$ – вектор керуючих параметрів.

Дослідження даної системи на стійкість і приватногорішення $\vec{x}_p(t)$ зводиться до аналізу рівнянь у варіаціях введення поняття k -мірного показника Ляпунова. Але, якщо обмежитися тільки обчисленням старшого ЛХП, даний алгоритм істотно спрощується. Шукана величина λ_1 визначатиме еволюцію часівектораобурення

$$r(t) = r_0 e^{\lambda_1 t},$$

де r_0 – величина початкового обурення (у момент часу $t_0 = 0$), $r_0 = |\vec{x}(t_0) - \vec{x}_p(t_0)|$.

Показники Ляпунова визначаються шляхом рішення рівнянь у варіаціях, розглядаючи нескінченно малі обурення. При розрахунку старшого

ЛХП проводять перенормування, у ході яких задаються нові обурення – малі по величині, але вибрані по напрямленню, яке відповідає вектору обурення безпосередньо перед перенормуванні. Потім знову визначають швидкість експоненціального розбігання ближніх траєкторій [2].

Кореляційна ентропія. Кореляційна ентропія – це якісна характеристика степені організованості системи. Якщо ентропія досягає нуля, то система стає повністю передбачуваною. Так буде у випадку регулярних процесів. Для істинно випадкових процесів ентропія необмежено велика. Ентропія системи у режимі детермінованого хаосу позитивна, але має кінцеве значення. Кореляційна ентропія відображає швидкість, з якою потрібно генерувати додаткову інформацію, щоб зрозуміти процес, який еволюціонує у часі. Також вона може достатньо точно характеризувати середній час, протягом якого система буде передбачуваною, показує степінь передбачуваності процесів, які протікають у мозку, а також дає можливість оцінити кількість інформації, яка необхідна для прогнозування змін сигналу [4].

Ентропія Колмогорова-Сіная. За допомогою ентропії Колмогорова-Сіная (далі – КС-ентропія) можна визначити характер досліджуваного режиму поведінки системи. Точне значення цієї величини визначається по формулі:

$$h = \lim_{l \rightarrow \infty} t^{-1} \ln \left[\frac{d(t)}{d(0)} \right].$$

Якщо динаміка являється періодичною або квазіперіодичною, то $h = 0$, а якщо руху відповідає стійка стаціонарна точка, то $h < 0$. Але у випадку реалізації детермінованого хаосу ($h > 0$) КС-ентропія приймає кінцеве позитивне значення. Характерний час, на яке може бути передбачено поведінку системи, обернено пропорційно КС-ентропії, і по її значенню можна оцінити не тільки якісно, але і кількісно характер режиму коливання: величина обернена ентропії $t = h^{-1}$ визначає характерний час, на який може бути передбачена поведінка системи. КС-ентропія характеризує швидкість втрати інформації динамічною системою, яка дозволяє оцінити проміжок часу, на який можна зробити прогноз поведінки нейродинамічних систем [4].

Результати дослідження. Розглянемо приклади використання на практиці методів нелінійно-динамічної обробки ЕЕГ.

1) Алгоритмо-програмний комплекс аналіз біоелектричних сигналів і діагностики стану ЕЕГ на основі методів нелінійної динаміки.

Особливу важливість представляють наступні методи діагностики і прогнозування аналізу відповідних біоелектричних сигналів:

1. Визначення фрактально-топологічних характеристик досліджуваного сигналу, а саме мінімальної розмірності вкладення і спектра узагальнених спектральних розмірностей аттрактора, відновленого з досліджуваного часового ряду.

2. Алгоритм локально-топологічного аналізу для визначення мінімальної розмірності вкладення, який дозволяє на порядок зменшити кількість необхідних експериментальних даних в порівнянні з традиційними методами. Запропонований метод локально-топологічного аналізу фазових траєкторій аттрактора, забезпечує досить високу збіжність, що в свою чергу дозволяє ефективно використовувати його на практиці.

3. Розрахунок спектра узагальнених спектральних розмірностей на основі аналізу розміщення точок фазових траєкторій по осередках, випадковим чином розподілених в області аттрактора. Запропонований метод дозволяє більше, ніж на порядок зменшити необхідну кількість комп'ютерних ресурсів і тим самим забезпечити практичну реалізованість обчислювального процесу [1].

2) Дослідження біоелектричної активності мозку позицій багаторозмірного лінійного та нелінійного аналізу ЕЕГ.

Такий підхід базується на виявленні методами багаторозмірного спектрального аналізу просторово-часових нейродинамічних систем, утворених групою церебральних структур, тимчасово залучених в досліджувану інтегративну діяльність в процесі життєдіяльності і подальшому аналізі їх нелінійно-динамічних параметрів методами детермінованого хаосу.

Крім того, розроблені алгоритми для обчислення уточнених параметрів детермінованого хаосу в ЕЕГ: кореляційної розмірності, розмірності вкладень, кореляційної ентропії, старшого показника Ляпунова, спектра показників Ляпунова з використанням декількох стаціонарних ділянок ЕЕГ і нової методики визначення затримки [1].

Висновок. Таким чином, у структурі ЕЕГ крім регулярних складових у вигляді відомих ритмів, можна виявити хаотичну складову, яка не являється шумом, а є відображенням нелінійної динаміки функціонального стану мозкових структур, тобто цей хаос детермінований. Тому доцільним є використання методів нелінійного аналізу, таких як кореляційна ентропія, ентропія Колмогорова-Сіная, розрахунок хаотичних показників по Ляпунову, визначення розмірності аттракторів. Ці ме-

тоди дають більш досконало проаналізувати та дослідити ЕЕГ-сигнал: визначити степінь «передбачуваності» процесів, що протікають у мозку, оцінити час, на який можна зробити прогноз поведінки нейродинамічної системи, охарактеризувати складність хаотичної поведінки динамічної системи, оцінити кількість компонентів, яка формує нейродинамічну систему.

Спектр нелінійних характеристик хаотичних процесів дуже широкий. Методи нелінійної динаміки зручні лише для тих випадків, коли дані показують стійкі і послідовні нелінійні детерміновані властивості. Якщо у сигналі існує додатковий шум, то співвідношення будуть порушені, і прогноз буде обмежений. Тому нелінійний аналіз потрібно використовувати у тому випадку, коли є доведення нелінійності [5].

Література

1. Борисова О. С. Дослідження і аналіз нативних електроенцефалографічних даних методами нелінійної динаміки : дис. канд. техн. наук : 05.11.17 / Борисова Ольга Сергіївна – Таганрог, 2010. – 152 с.

2. Розрахунок старшого показника Ляпунова з тимчасового ряду [Електронний ресурс]. – 2012. – Режим доступу до ресурсу: <http://chaos.sgu.ru/K52/TSA/Rabota7/rabota7/rabota7.html> (дата звернення 10.03.2017).

3. Потеміна А. М. Рухові механізми адаптації людини до сезонної дії холоду : дис. канд. мед. наук : 03.03.01 / Потеміна Анастасія Михайлівна – Архангельськ, 2014. – 97 с.

4. Койчубеков Б. К. Особливості нелінійної динаміки ЕЕГ у різних вікових групах / Б. К. Койчубеков, М. А. Сорокіна, В. І. Пашен // Біологічні науки. Міжнародний журнал експериментальної освіти / Б. К. Койчубеков, М. А. Сорокіна, В. І. Пашен., 2013. – С. 68–72

5. Меклер А. А. Застосування апарата нелінійного аналізу динамічних систем для обробки сигналів ЕЕГ / А. А. Меклер // Актуальні проблеми сучасної математики: навчальні записки / А. А. Меклер. – Санкт-Петербург: ЛГУ ім. А.С.Пушкіна, 2004. – (13). – С. 112–140.

УДК 004.8

МАШИННЕ НАВЧАННЯ В БІОМЕДИЧНІЙ ІНЖЕНЕРІЇ

Реп'ях О.В., Білошицька О.К.

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», м. Київ

Резюме. У даній статті представлений огляд застосування методів машинного навчання в біомедичній інженерії та суміжних областях. Виділено основні напрямки, в яких ведуться дослідження: аналіз біомедичних сигналів, аналіз зображень, моделювання систем для моніторингу стану здоров'я пацієнтів та допоміжних систем для удосконалення ефективності і швидкості роботи моделей машинного навчання. Розкрито перспективи використання машинного навчання для аналізу даних в області біомедичної інженерії.

Ключові слова: біоінженерія, машинне навчання, біомедичні сигнали, штучний інтелект, наука про дані.

Abstract. In these latter days, machine-learning techniques have become one of the most important methods of assisting researchers in gaining a deeper understanding of issues in their entirety and solving complex medical problems. This article presents a comprehensive review of the latest trends and trends in application of machine learning in biomedical engineering and related fields.

Key words: bioengineering, machine learning, biomedical signals, artificial intelligence, data science.

Вступ. Біомедична інженерія (біоінженерія, БМІ) – сучасний напрямок науки і техніки, який поєднує в собі біологічні, фізичні, математичні та інженерні принципи, для вирішення проблем в біології, медицині, охороні здоров'я та інших областях.

Біомедичні інженери працюють з лікарями, діагностами і дослідниками для розробки обладнання, устаткування та технологій, таких напрямків як протезування, хірургічні прилади і системи, системи моніторингу життєво важливих функцій орга-

нізму людини, імплантовані пристрої, методи візуалізації, діагностика, реабілітаційне обладнання та пристрої, променева терапія, технології фізичної терапії та ін.

Машинне навчання – це підрозділ штучного інтелекту, який використовує алгоритми, що навчаються на даних, дозволяють отримати надійні результати аналізу та відшукати приховані залежності. Машинне навчання представляє собою метод аналізу даних, який автоматизує процес побудови аналітичної моделі [1].

Велика кількість робіт з'являються в біомедичній технічній літературі, які описують використання методів машинного навчання в розробці класифікаторів для діагностики або прогнозування захворювань. Хоч такий підхід і має обмежений характер серед клінічних методів діагностики, він розвивається і вдосконалюється, відкриваючи багато перспектив для біоінженерії.

Завданням цієї роботи є огляд застосування машинного навчання в сучасній біомедичній інженерії та визначення перспективних шляхів розвитку в даній області.

Матеріали та методи. В біоінженерії для різних задач використовуються різні методи машинного навчання. Далі зупинимося на основних.

Аналіз біомедичних сигналів. Hybrid Deep Generic Model (DGM) реалізована на основі методу опорних векторів і застосовується для точного виявлення втоми водія за допомогою аналізу сигналів електроенцефалограм (далі – ЕЕГ) [2]. У запропонованій системі, DGM використовується для вилучення ознак, в той час як SVM – для їх класифікації. Експериментальні результати показали, що запропонована система моніторингу втоми водія забезпечує точність тестування на 73,29%.

При візуальному аналізі сигналу ЕЕГ важко визначити ледь помітні патологічні зміни. В роботі [3] представлений аналіз сигналів ЕЕГ і техніка прогнозування епілепсії, заснована на вейвлет-перетворенні та методі опорних векторів. За результатами експерименту точність прогнозування дорівнює 97,628%.

Для ефективної діагностики діабету, за допомогою сигналів електроміограми (далі – ЕМГ), був запропонований новий метод класифікації – нейронна мережа [4], яка використовує ознаки як часової, так і частотної області сигналів ЕМГ: абсолютне середнє значення, перетин нуля, дисперсія, довжина хвилі, амплітуда Віллісона, середньоквадратичне значення. Метод був реалізований з використанням MATLAB і дослідження моделювання показали точність пропонованого підходу в 97,05%.

Метод скринінгу на наявність цукрового діабету 2-го типу за допомогою сигналу фотоплетизмограми був запропонований в роботі [5]. Спершу система відбирає потрібний набір фізіологічних ознак з сигналу, знятого пульсоксиметром. Багато ознак подаються на вхід класифікатора, який визначає, чи є у суб'єкта діабет чи ні. Були використані такі алгоритми машинного навчання як випадковий ліс, градієнт підвищення, і лінійний дискримінантний аналіз. Система була протестована на базі даних з 1157 зразків.

В роботі [6] запропоновано метод для вивчення відмінностей в мінливості дихального патерну у пацієнтів, в момент відлучення від механічної вентиляції. Запропонований спосіб заснований на методі опорних векторів з використанням 35 ознак, отриманих з сигналу пневмографії. У даній роботі була вивчена група з 146 пацієнтів з механічною вентиляцією легень: група S – 79 пацієнтів з успішним відлученням і група F – 67 пацієнтів, які не змогли підтримувати мимовільне дихання і були перепідключені до механічної вентиляції. Відбір ознак був проведений за допомогою методу опорних векторів і контролю за окремими об'єктами (Leave-One-Out Cross-Validation). В результаті було отримано 86,67% правильно класифікованих пацієнтів в групі S і 73,34% в групі F.

Аналіз зображень. Автори роботи [7] представили новий метод класифікації онкологічних клітин за допомогою зображень лімфатичних вузлів. Він полягає у вимірюванні спектрального зображення гематоксиліну і еозину. Реалізований класифікатор на основі методу опорних векторів розрізняє нормальні і ракові клітини. Висока ефективність (точність 81%- 94%) є доказом надійності такого аналізу.

Згорткова нейронна мережа використовується, щоб розпізнати мозок, уражений хворобою Альцгеймера, від нормального здорового мозку [8]. Використання згорткової нейронної мережі і архітектури LeNet-5, дозволило успішно класифікувати дані функціональної магнітно-резонансної томографії (фМРТ), де точність тестування досягнута в 96,85%.

Автори роботи [10] розробили інструмент автоматичної сегментації головного мозку, на основі дифузійної магнітно-резонансної томографії (ДМРТ), який базується на методі машинного навчання – Віоли-Джонса. Класифікатори були організовані у вигляді каскаду, які ефективно відфільтровують волокна, що не належать до потрібного тракту. Оцінка ефективності була зроблена шляхом обчислення коефіцієнтів Серенсена (Dice

Coefficients) для кожного з тестового зображення, отримавши при цьому результат близько 90%.

В роботі [11] для розпізнавання доброякісних і злоякісних уражень шкіри, автори використали набір геометричних ознак. Для класифікації був застосований алгоритм машинного навчання k -найближчих сусідів. На тренувальному наборі даних була отримана точність в 89%.

Нова методологія автоматичної класифікації ураження молочної залози по 3D ультразвуковим зображенням пропонується в роботі [12]. Спершу проводилась сегментація уражень молочної залози. Далі, сегментовані дані пройшли етап вилучення ознак, таких як область, округлість, опуклість, однорідність і акустична тінь. Класифікатор на основі методу опорних векторів, розпізнає ураження молочної залози між злоякісним і доброякісним типами. Використовуючи базу даних з 250 ультразвукових зображень грудей, алгоритм показав точність в 95%.

В роботі [13] запропонована методика ранньої діагностики ядерної катаракти і автоматичної класифікації ступеня її тяжкості, ґрунтуючись на техніці ультразвуку. Були виділені двадцять сім ознак в часовій і частотній областях для виявлення катаракти і класифікації методами опорних векторів, Байеса, багат шарового перцептрона і випадкового лісу. Класифікатор на основі методу опорних векторів показав точність в 99,7% (відносна абсолютна похибка 0,4%).

Моделювання систем для моніторингу стану здоров'я пацієнтів. В роботі [14] представлена мобільна платформа датчика, яка розроблена для ефективного контролю стану здоров'я пацієнтів з протезами нижніх кінцівок. Результати аналізу продемонстрували також можливість використання платформи для віддаленого моніторингу стану здоров'я тканин ампутованих нижніх кінцівок. Авторами даної роботи був описаний напрямок, в якому неінвазивний моніторинг здоров'я тканин можливий за допомогою методу машинного навчання Gaussian process technique, а саме для прогнозування температури тканин ампутованих нижніх кінцівок. Розроблена прогностична модель, показала результат попадання в 95% довірчого інтервалу, з точністю в $\pm 0,5^\circ\text{C}$.

Домашня безконтактна підматрацна система моніторингу сну/неспання представлена в роботі [15]. Для розпізнавання стану сну і неспання застосовувалися такі класифікатори: лінійний і квадратичний дискримінантний аналіз, k -ближніх сусідів, нелінійна штучна нейронна мережа і метод опорних векторів. Оптимальним класифікатором стала

нелінійна штучна нейронна мережа з показником точності в 74,3%.

В роботі [16] представлена технологія виявлення одонуклеотидних поліморфізмів (ОНП) біомаркерів, пов'язаних з хворобою Альцгеймера, яка може сприяти ранньому прогнозуванню і діагностиці цього захворювання. Були використані такі методи відбору ознак як кореляція і хі-квадрат. Як класифікатор був використаний метод опорних векторів. Результати показали, що модель забезпечує кращу точність в 76,70%.

Автори роботи [17] пропонують концепцію глибокої моделі для прогнозування концентрації глюкози в підшкірній тканині. Концепція заснована на кількох шарах. У першому шарі, використовується лінійна/нелінійна модель прогнозування, в другому – метод екстремального навчання (extreme learning machine). Майже у всіх експериментах, запропонований метод зменшив тимчасову затримку і підвищив точність методу.

В роботі [19] пропонується новий ансамбль алгоритмів машинного навчання для класифікації та прогнозування онкології за даними експресії генів. Запропонований ансамбль складається з таких методів машинного навчання даних Data Bootstrapping + Boosting Skeleton. Алгоритм був протестований і результати показують, що запропонований алгоритм значно перевершує результати існуючих методів, досягаючи високої точності 83,87% – 100% на більш ніж 12-ти наборах даних.

Висновки. У статті представлені останні тенденції використання методів машинного навчання в біомедичній інженерії та суміжних областях. Серед напрямків, в яких проводиться найбільше досліджень можна виділити основні: аналіз біомедичних сигналів та зображень для діагностики та прогнозування різних захворювань, системи моніторингу здоров'я пацієнтів і моделювання допоміжних систем для удосконалення роботи моделей машинного навчання. Дослідження у всіх цих напрямках дуже перспективні, однак особливий інтерес викликає аналіз даних (біомедичних сигналів та зображень). Адже за допомогою цих розробок можна досягти високої ефективності роботи моделей машинного навчання в ранній діагностиці та прогнозуванні небезпечних для життя людини захворювань.

Література

1. Machine Learning: What it is and why it matters. [Електронний ресурс] // SAS – Режим доступу до ресурса: http://www.sas.com/it_it/insights/analytics/machine-learning.html.

2. Phyo Phyo San EEG-based driver fatigue detection using hybrid deep generic model / Phyo Phyo San; Sai Ho Ling; Rifai Chai // 38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 16-20 Aug. 2016, Orlando, FL, USA/ IEEE – P. 800 –F 803.
3. Chen C. EEG Detection Based on Wavelet Transform and SVM Method / C. Chen; Z. Liu; H. Li // IEEE International Conference on Smart Cloud (SmartCloud), 18-20 Nov. 2016, New York, USA/ IEEE.
4. Anjaneya L. H. Multilayer machine learning algorithm to classify diabetic type on knee dataset / L. H. Anjaneya; M. Holi// IEEE International Conference on Recent Trends in Electronics, Information & Communication Technology (RTEICT), 20 – 21 May 2016, Bangalore, India/ IEEE. – P. 584 – 587.
5. Moreno E. Type 2 Diabetes Screening Test by Means of a Pulse Oximeter / E. Moreno, M. Luján, M. Rusiñol // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. – 2017. – №2. – Vol. 64. – P. 341 – 351.
6. Giraldo B. Support Vector Machine Classification Applied on Weaning Trials Patients / B. Giraldo; A. Garde; C. Arizmendi // International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 30 Aug. – 3 Sept. 2006, New York City, New York, USA/ IEEE. – P. 5587 – 5590.
7. Zimmerman-Moreno G. Automatic classification of cancer cells in multispectral microscopic images of lymph node samples / G. Zimmerman-Moreno; I. Marin; M. Lindner // 38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 16-20 Aug. 2016, Orlando, FL, USA/ IEEE – P. 3973 – 3976.
8. Sarraf S. Deep learning-based pipeline to recognize Alzheimer's disease using fMRI data / S. Sarraf; G. Tofighi// Future Technologies Conference (FTC), 6 – 7 Dec. 2016, San Francisco, United States/ IEEE – P. 816 – 820.
9. Heker M. Automated supervised segmentation of anatomical fiber tracts using an AdaBoost framework / M. Heker; R. Amer; G. Alexandroni // IEEE International Conference on the Science of Electrical Engineering (ICSEE), 6 – 18 Nov. 2016, Eilat, Israel/ IEEE.
10. Moussa R. Computer-aided detection of Melanoma using geometric features / R. Moussa; F. Gerges; C. Salem // 3rd Middle East Conference on Biomedical Engineering (MECBME), 30 Aug. – 3 Sept. 2006, Beirut, Lebanon/ IEEE. – P. 125 – 128.
11. Rodrigues P. S. A New Methodology Based on q-Entropy for Breast Lesion Classification in 3-D Ultrasound Images / P. S. Rodrigues; G. A. Giraldi; M. Provenzano // International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 30 Aug. – 3 Sept. 2006, New York City, New York, USA/ IEEE. – P. 1048 – 1051.
12. Pardo A. Directional Kernel Density Estimation for Classification of Breast Tissue Spectra / A. Pardo, E. Real, V. Krishnaswamy // IEEE Transactions on Medical Imaging. – 2017. – №1. – Vol. 36. – P. 64 – 73.
13. Mathur N. A Practical Design and Implementation of a Low Cost Platform for Remote Monitoring of Lower Limb Health of Amputees in the Developing World / N. Mathur, G. Paul, J. Irvine// IEEE Access. – 2016. – Vol. 4. – P. 7440 – 7451.
14. Walsh L. Non-contact Pressure-based Sleep/Wake Discrimination / L. Walsh, S. McLoone, J. Ronda // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. – 2016.
15. Hamid M. Identifying genetic biomarkers associated to Alzheimer's disease using Support Vector Machine / M. Hamid; Yasser M. K. Omar; Mai S. Mabrouk// 8th Cairo International Biomedical Engineering Conference (CIBEC), 15-17 Dec. 2016, Cairo Marriott, Cairo, Egypt/ IEEE – P. 5 – 9.
16. Jankovic M. V. Deep prediction model: The case of online adaptive prediction of subcutaneous glucose / M. V. Jankovic; S. Mosimann; L. Bally // 13th Symposium on Neural Networks and Applications (NEUREL), 22 – 24 Nov. 2016, Belgrade, Serbia/ IEEE.
17. Ching Wei Wang New Ensemble Machine Learning Method for Classification and Prediction on Gene Expression Data // International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 30 Aug. – 3 Sept. 2006, New York City, New York, USA/ IEEE. – P. 3478 – 3481.

УДК 678.665:678.744.7:615.281.9

БІОМАТЕРІАЛИ З ТІАМУЛІН ФУМАРАТОМ НА ОСНОВІ ПОЛІУРЕТАНСЕЧОВИН З ФРАГМЕНТАМИ КОПОЛІМЕРУ N-ВІНІЛПІРОЛІДОНУ З ВІНІЛОВИМ СПИРТОМ У ЇХ СТРУКТУРІ

Руденчик Т.В.¹, Рожнова Р.А.¹, Наражайко Л.Ф.¹, Руденко А.В.²

¹ Інститут хімії високомолекулярних сполук НАН України, м. Київ

² Інститут урології НАМН України, м. Київ

Резюме. Проведені мікробіологічні дослідження та дослідження методом культури тканин гідрофільних плівкових матеріалів з тіамулін фумаратом синтезованих на основі поліуретансечовин, які містять у своїй структурі фрагменти кополімеру N-вінілпіролідону з вініловим спиртом. Отримані результати дозволяють зробити висновок, що досліджувані полімерні матеріали характеризуються відсутністю токсичної дії та володіють бактерицидними властивостями, проявляючи дію на бактерії *Staphylococcus aureus* та *Escherichia coli*. Отже досліджувані біоматеріали можуть бути використані для виготовлення дренажів в абдомінальній хірургії та можуть бути запропоновані для проведення клінічних випробувань.

Ключові слова: поліуретансечовини, кополімер N-вінілпіролідону з вініловим спиртом, гідрофільність, тіамулін фумарат, бактерицидні властивості.

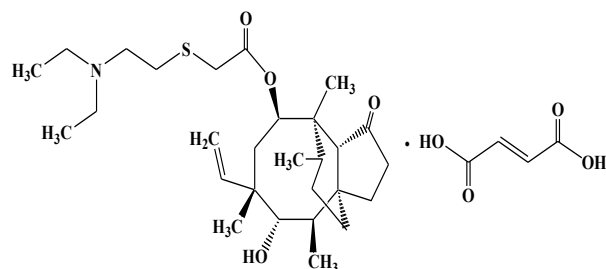
Abstract. The conducted microbiological research and study by tissue culture of hydrophilic film materials with tiamulin fumarate synthesized based on polyurethaneureas which contain in its structure fragments of the copolymer N-vinylpyrrolidone and vinyl alcohol. The obtained results allow to conclude that the studied polymer materials characterized by the absence of toxic action and have antibacterial properties, showing effects on bacteria *Staphylococcus aureus* and *Escherichia coli*. Consequently investigated biomaterials can be used for making drainage in abdominal surgery and can be proposed for clinical trials.

Key words: polyurethaneureas, copolymer of N-vinylpyrrolidone with vinyl alcohol, hydrophilicity, tiamulin fumarate, antibacterial property.

Вступ. Поліуретансечовини (ПУС), що містять у своїй структурі фрагменти кополімеру N-вінілпіролідону з вініловим спиртом (ВП-ВС) використовують як полімерну матрицю при створенні полімерних лікарських форм пролонгованої дії. Полімерні матеріали на основі зазначених ПУС задовільняють вимоги до полімерів медичного призначення за фізико-механічними властивостями, є біосумісними та гідрофільними за рахунок введення до структури ПУС гідрофільних ланцюгів кополімеру та є здатними пролонговано вивільняти лікарські речовини.

Так, на основі ПУС, які містять у своїй структурі фрагменти кополімеру ВП-ВС розроблено плівкові матеріали з декаметоксином, які проявляють протимікробну дію та запропоновані для лікування ран та опіків [1–2] та плівкові матеріали з циклосерином, які проявляють бактерицидні властивості [3].

Раніше [4] на основі ПУС з фрагментами кополімеру ВП-ВС розроблено та досліджено плівкові матеріали наповнені тіамулін фумаратом – антибіотиком, який являє собою напівсинтетичне похідне природного походження антибіотика плевромутіліна та використовується в медичній практиці як гідрофуларат з бактерицидними властивостями [5]:



Мета роботи полягає у дослідженні бактерицидної активності та біосумісності гідрофільних ПУС з тіамулін фумаратом, які містять у своїй структурі фрагменти кополімеру N-вінілпіролідону з вініловим спиртом.

Матеріали. Гідрофільні ПУС, які містять у своїй структурі фрагменти кополімеру ВП-ВС, синтезовані з подовжувачем макроланцюга 1,6-гексаметилендіаміном [4].

Методи дослідження. Дослідження гістотоксичності зазначених матеріалів проводили на культурі тканин підшкірно-жирової клітковини білих лабораторних щурів [6]. У флакони також вносили зразки досліджуваних полімерних матеріалів розміром 0,5 x 0,5 см, потім додавали ембріональний екстракт й одержували згусток плазми (тверду фазу). Після формування твердої фази (10-15 хв.) вносили живильне середовище 199 та сироватку великої рогатої худоби (рідка фаза). Зміну рідкої фази живильного середовища та дослідження росту і розвитку клітинних елементів підшкірної клітковини

білих щурів як в контрольній, так і в дослідних групах проводили через 3, 7, 10 та 14 діб культивування.

Бактерицидну активність гідрофільних ПУС досліджували відносно найбільш поширених грампозитивних та грам-негативних бактерій, які контамінують ранову поверхню, викликаючи її інфекційне ураження. Її визначали *in vitro* методом дисків, розміщених у живильному середовищі, мікробне навантаження $5 \cdot 10^7$ колонієутворювальних одиниць у 1 мл. Розрахунки проводили після інкубації посівів у термостаті при температурі $+36,6^\circ\text{C}$ від 1 до 48 год.

Результати дослідження. Наповнені тіамулін фумаратом ПУС з кополімером ВП-ВС у своїй структурі синтезовані за співвідношення 1,6-гексаметилендіаміну до кополімеру ВП-ВС = 70:30 з найбільшими значеннями фізико-механічних показників ($\sigma = 7,3$ МПа, $\varepsilon = 100\%$) характеризуються водопоглинанням, яке становить 21% [4], що є достатнім для пролонгованого вивільнення лікарської речовини з полімерної матриці. Тому для подальших досліджень обрані полімерні матеріали саме такого складу.

З метою дослідження впливу полімерних матеріалів на ріст та розвиток культури фібробластичних елементів були проведені гістотоксичні дослідження за допомогою культури тканин. Згідно отриманих результатів культура фібробластів, культивована з полімерними матеріалами з тіамулін фумаратом і без лікарського препарату, перебувала в стадії стабільного росту (рис. 1). Встановлено, що наявність у живильному середовищі дослідних зразків свідчить про відсутність токсичної дії на культивовані клітини.

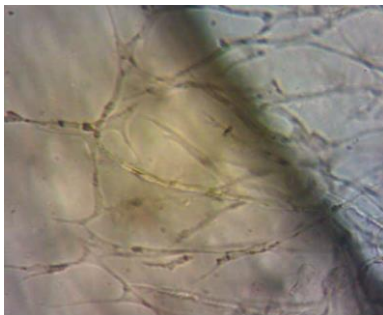


Рисунок 1 – Сітководна зона фібробластичних елементів на 7 добу культивування полімерного матеріалу з тіамулін фумаратом

За результатами мікробіологічних досліджень полімерних матеріалів з тіамулін фумаратом спостерігали відсутність росту тест-культури бактерій *Staphylococcus aureus* (рис. 2а) та відсутність росту тест-культури бактерій *Escherichia coli* (рис. 2б) з

діаметром зони затримки росту 50 мм (висіви з під полімерних матеріалів).

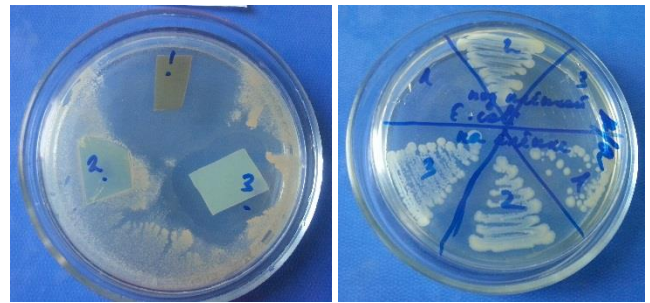


Рис. 2. Дія полімерних матеріалів з тіамулін фумаратом (1) на тест-культури бактерій *Staphylococcus aureus* (а) та *Escherichia coli* (б).

Висновки. Таким чином, проведені дослідження гідрофільних плівкових матеріалів з тіамулін фумаратом синтезовані на основі поліуретансечовин, які містять у своїй структурі фрагменти кополімеру N-вінілпіролідону з вініловим спиртом показали відсутність токсичної дії на культивовані клітини та прояв бактерицидних властивостей на бактерії *Staphylococcus aureus* та *Escherichia coli*. Досліджувані біоматеріали можуть бути використані для виготовлення дренажів в абдомінальній хірургії

Перспективи подальших досліджень. Гідрофільні плівкові матеріали можуть бути запропоновані для проведення клінічних випробувань.

Література

1. Карпенко О.С., Галатенко Н.А., Рожнова Р.А., Кісельова Т.О., Нечаева Л.Ю. Синтез нових поліуретансечовин медичного призначення, наповнених декаметоксином // Полімерний журнал – 2015. – Т. 37, № 2. – С. 200–204.
2. Рожнова Р.А., Карпенко О.С., Руденчик Т.В., Галатенко Н.А., Кісельова Т.О. Розробка плівкових матеріалів з декаметоксином на основі поліуретансечовин, які містять у своєму складі фрагменти кополімеру N-вінілпіролідону з вініловим спиртом в макроланцюзі // Наукові записки НаУКМа. – 2016. – Т. 183. – С. 54–59.
3. Руденчик Т.В., Кісельова Т.О., Стащенко К.В. Властивості гідрофільних поліуретансечовин з циклосерином, які містять у структурі фрагменти кополімеру N-вінілпіролідону з вініловим спиртом // Збірник тез доповідей дев'ятої Української наукової конференції студентів, аспірантів і молодих учених з міжнародною участю "Хімічні проблеми сьогодення". – Вінниця, 2016. – С. 253.
4. Руденчик Т.В., Рожнова Р.А., Галатенко Н.А., Кісельова Т.О. Плівкові матеріали з тіамулін

фумаратом на основі поліуретансечовин з фрагментами кополімеру N-вінілпіролідону з вініловим спиртом у їх структурі // Вісник Одеського національного університету. Хімія. –2016. – Т. 21, № 3 (59). – С. 67-76.

5. Islam K.M.S., Klein U., Burch D.G.S. The activity and compatibility of the antibiotic tiamulin with

other drugs in poultry medicine — A review // Poultry Science. – 2009. – Vol. 88, N 11. – P. 2353–2359.

6. Токсиколого-гігієнічні та доклінічні дослідження полімерних матеріалів і виробів на їх основі медичного призначення / [Лебедев С.В., Константинов Ю.Б., Галатенко Н.А. та ін.]. – К.: Наукова думка, 2009. – 98 с.

УДК 621.3

МЕТОДИ ДЕТЕКТУВАННЯ ЕПІЛЕПТИЧНИХ НАПАДІВ НА ОСНОВІ ВАРІАБЕЛЬНОСТІ СЕРЦЕВОГО РИТМУ

Смірнов Я.С.

КПІ ім. Ігоря Сікорського, Факультет електроніки, Київ, Україна

Резюме. Задача автоматичного детектування та прогнозування епілептичних нападів залишається досі не вирішеною, а отже продовжуються пошуки нових та вдосконалення вже запропонованих методів її вирішення. Розглянуто декілька варіантів постановки задачі детектування, що різняться довжиною інтервалів перед нападом. Створено алгоритми класифікації інтервалів “перед” та “між” нападами, перевірено варіабельність ритму серця на наявність аномалій в 20 хвилинний період перед нападом. Методи тестуються на різних пацієнтах в різних умовах, середня точність детектування змінюється від 80 до 91% залежно від методу і пацієнтів.

Ключові слова: епілепсія, ВРС, епілептичні напади, прогнозування

Abstract. Automated seizure detection and prediction task is still active, needs new researches and improving of old ideas. This paper considers three versions of epileptic seizure prediction algorithm that differ windows sizes and preictal interval lengths. Two of them based on svm classifier algorithm, third detected anomaly by monitoring linear combinations of features. Methods were tested on patients of different alter, average accuracy changes from 80 till 91% depend on methods and patients.

Key words: epilepsy, HRV, epileptic seizures, prediction

Вступ. Епілепсія – група неврологічних захворювань, що характеризується раптовими нападами на фоні загального благополуччя [1]. Напад трапляється через нетипову електричну активність клітин головного мозку, що супроводжується криком, судомами, зупинкою дихання, виділенням слини. Відомо, що на епілепсію страждає близько 0,8-1% населення планети [2], а кількість самогупців серед хворих на епілепсію на 15,6% більша ніж серед здорових людей [3]. Хоча перші описи епілепсії були приведені на глиняних табличках ще у Вавилоні понад 3000 років тому, до сьогодні немає універсальних ліків від неї. Лише 70% пацієнтів реагують на ліки, а напади тривають усе життя. Саме тому актуальною є задача детектування та прогнозування нападів, задля уникнення нещасних випадків та створення гідних умов життя хворим.

Популярним є напрям прогнозування нападів на основі даних електроенцефалограми (ЕЕГ), що не дивно, адже детектування на основі ЕЕГ є доволі легкою задачею. Проте отримати гарні дані поза межами лабораторії складно, тому все більше популярність набуває напрям прогнозування нападів на основі електрокардіограми (ЕКГ), запис якої можна проводити не втручаючись в повсякденну активність хворого. Типовий сигнал ЕКГ складається певної послідовності піків, найвищий з яких має позначення R. RR-інтервалом називають відстань між двома послідовними піками, зміни в флуктуаціях яких несуть в собі багато діагностичної інформації. Вплив нервової системи на роботу на серця вже встановлено [4], також зафіксовано підвищений ритм серцевої активності під час нападу [5].

Матеріали і методи. У цій роботі проводиться огляд сучасних методів детектування епілептичних нападів на основі аналізу ЕКГ.

Метод на основі багатовимірного статичного керування процесами (БСКП) ВРС [6]. Метод для прогнозування епілептичних нападів, що передбачає аналіз варіабельності серцевого ритму та подальше детектування аномалій. Первинна обробка RR-інтервалів проходить у вікні розміром в 3 хвилини шляхом виділення 8 характерних ознак:

- 1) Середнє значення RR-інтервалів
- 2) Стандартне відхилення RR-інтервалів
- 3) Середньоквадратичне відхилення двох послідовних RR-інтервалів
- 4) Дисперсія RR-інтервалів
- 5) Кількість пар RR-інтервалів, відстань між якими перевищує 50 мс
- 6) Потужність низькочастотного діапазону (0.04-0.15Гц)
- 7) Потужність високочастотного діапазону (0.15 – 0.4Гц)
- 8) Відношення потужностей низькочастотного до високочастотного діапазону

Для розрахунку частотних ознак сигнал інтерполюється поліномом третього порядку. Метод багатовимірного статичного керування процесами помічає аномалії, які не помічені при моніторингу кожної з ознак незалежно від інших. Він шукає лінійні комбінації ознак, зміни в поведінці яких можуть слугувати для детектування нападу.

Метод був перевірений на 14 пацієнтах і 57 годинах запису ЕКГ. За інтервал “перед” нападом було прийнято 15 хвилин до та 5 хвилин після нападу, інтервал “між” - починався через 50 хвилин після нападу. Детектувати напади вдалося в 10 випадках з 11, при 0.7 хибному спрацюванні на годину.

Метод на основі аналізу власних значень ознак сигналу [7]. В цьому методі первинна обробка RR-інтервалів проходить шляхом виділення 8 описаних вище характерних ознак сигналу. З отриманих даних розраховувалися власні числа і вектори коваріаційної матриці, яка в свою чергу, розраховувалася на основі зазначених вище ознак. Коваріаційна матриця являє собою узагальнення дисперсії вхідних даних, а також описує їх форму. Проекції на власні вектори максимізують дисперсію у заданих векторами напрямках, це дає змогу побачити, в якому напрямку розкид даних є найбільшим, а в якому найменшим. Зміна цих напрямків може слугувати саме тією ознакою, за якою можна визначити RR-інтервали "перед нападами" [7]. Власний вектор, що відповідає найменшому власному числу

нормалізується і класифікується однокласовим методом опорних векторів з ядром “rbf” [8].

Метод перевірений на вибірці з 31 пацієнта у віковій категорії до 25 років. Вікно для розрахунку ознак бралось розміром в 3 хвилини, за інтервал “перед” нападом вважалися останні 6 хвилин перед нападом. Для розрахунку коваріаційної матриці бралися два послідовні вікна.

Результат оцінювався за 2 параметрами: кількістю вдало детектованих нападів, та кількістю вдало детектованих інтервалів між нападами. Отриманий результат досягає точності понад 90 та 80% відповідно.

Метод на основі аналізу власних значень ознак сигналу [9]. Було встановлено що безпосередньо перед нападом інтенсивність ВРС збільшується (рис. 1), це лягло в основу методу. Алгоритм складається з 3 основних кроків: знаходження інтервалу швидкого зростання ВРС, виділення ознак, тренування класифікатора на одному пацієнті та детектування нападу на іншому.

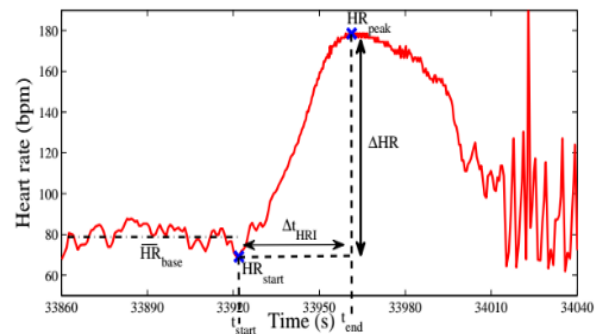


Рисунок 1 – Зміна інтенсивності роботи серця перед та під час нападу

Після знаходження ділянки швидкого росту розраховуються такі ознаки: інтенсивність піку - HRpeak, час наростання - Δt_{HRI} , максимальний градієнт росту, стандартне відхилення, різниця послідовних інтервалів, та декілька частотних ознак виміряних у вікні в 60 с перед нападом. На отриманих даних тренується класифікатор методом опорних векторів з гаусівським ядром. На вже тренуваному класифікаторі перевірялася ефективність роботи методу.

Дані для дослідження були зняті з 17 пацієнтів, понад 900 годин запису, загальна кількість нападів 127. Запис проводився впродовж цілого дня, пацієнтам дозволялося пересуватися по кімнаті. Алгоритм показав різні результати для тренуванні на різних пацієнтів. Точність детектування нападу знаходиться в межах 60 та 100%, середнє значення

81%. При цьому кількість хибних спрацювань класифікатора змінюється в межах від 0,88 до 3,21 випадків на годину. Середній час детектування 13 с перед нападом.

Висновки. В роботі був проведений огляд методів детектування епілептичних нападів на основі варіабельності серцевого ритму. Слід зазначити, що дослідження проводилися на різного віку пацієнтах, при різних умовах. Крім того в кожному з методів були встановлені різні означення інтервалів “між” та “перед” нападами, що безперечно вплинула на точність робіт. Було встановлено, що можна досягти точності детектування в 91% в нічний період моніторингу, та 83% протягом цілого дня.

Тема вимагає подальших досліджень та стандартизації інтервалів «між» та «перед» нападми, відкритої бази даних сигналів ЕКГ, для об’єктивної оцінки роботи кожного наступного алгоритму.

Література.

1. Зенков Л.Р. Клиническая электроэнцефалография (с элементами эпилептологии) / Л.Р. Зенков. – Москва: МИА, 2011. – ISBN 978-5-98322-731-6.

2. Paul R. Carney, Stephen Myers, James D. Greyer Seizure Prediction: Methods // *Epilepsy Behav.* 2011 Dec;22 Suppl 1:S94-101. doi: 10.1016/j.yebeh.2011.09.001.

3. Christian Nordqvist Epilepsy: Causes, Symptoms and Treatments // *Medical News today*, 31.12. 2015

<http://www.medicalnewstoday.com/articles/8947.php>

4. S. Behbahani et al., “Pre-ictal heart rate variability assessment of epileptic seizure by means of linear and non-linear analyses”, *Anadolu Kardiyol Derg.*, vol. 13, pp. 797-803, 2013.

5. <https://drive.google.com/drive/u/0/folders/0Bw9Vdoqcz55DYmc4ZUfcmdbLWw>

6. Koichi F., Miho M. Toshitaka Y. Epileptic seizure prediction based on multivariate statistical process control of heart rate variability features // *IEEE Transaction on biomedical engineering*, Vol 63. No. 6, June 2016

7. Смірнов Я. Аналіз інтервалів між епілептичними нападами для їх прогнозування на основі віриабельності серцевого ритму // *Electronics 2017*, 2017, submitted for publication

8. Google, Scikit-learn. Machine Learning in Python // http://scikit-learn.org/stable/auto_examples/svm/plot_oneclass.html

9. Cooman T. Varon C. Online automated seizure detection in temporal lobe epilepsy patients using single-lead ECG // *Katholieke Universiteit Leuven*, 02.2017

УДК 796.012:378.147

ВДОСКОНАЛЕННЯ МОТИВАЦІЙНОЇ СФЕРИ І РЕАЛІЗАЦІЙНОЇ ЕФЕКТИВНОСТІ РУХОВИХ ДІЙ СТУДЕНТІВ У ПРОЦЕСІ ПІДГОТОВКИ ТА ПРОВЕДЕННЯ ТЕСТУВАННЯ ЇХ ФІЗИЧНОЇ ПІДГОТОВЛЕНОСТІ

Смолякова І.Д.

Одеський національний політехнічний університет, м. Одеса

Резюме. У статті обґрунтована актуальність наукового пошуку і широкого використання в навчальній практиці сучасних біометричних аспектів і біомеханічних технологій з метою оптимізації процесу фізичного вдосконалення, навчання і виховання молоді, що вчиться.

Ключові слова: тестування, мотивація, реалізаційна ефективність рухів.

Summary. The article substantiates the relevance of scientific search and the wide use of modern biometric aspects and biomechanical technologies in the teaching practice in order to optimize the process of physical improvement, education and training of students.

Keywords: testing, motivation, performance-based effectiveness of movements.

Вступ. На сучасному етапі розвитку суспільства, в будь-якій сфері людської діяльності, особливо освітній, виникають проблеми пов’язані з процесом оптимізації професійної підготовки майбут-

ніх фахівців. Успішність освітньої діяльності студентства багато в чому визначається його працездатністю, яка залежить від здоров’я та психофізичного потенціалу молоді, що навчається. Досягнення

достатнього рівня фізичної підготовленості майбутніх спеціалістів украї важливе і актуальне для фахівців вищої школи. Швидкому вирішенню даної проблеми сприяють і останні програмно-нормативні документи МОН України [2,4,6 і ін.]. Програмо-нормативною основою процесу за рішенням проблем оптимізації і досягнення достатнього рівня фізичної підготовки майбутніх фахівців є «Тести фізичної підготовленості громадян України». У 2015 році Кабінет Міністрів України доручив профільним міністерствам і місцевим адміністраціям забезпечити з 2017 року проведення щорічного оцінювання фізичної підготовки населення [5]. У вітчизняній практиці фізкультурно-масової роботи давно склалася система фізичної підготовки такого роду діяльності. Вона традиційно охоплює всі прошарки суспільства: від дитячих дошкільних установ, середньої школи, вищих навчальних закладів і в подальших роках трудової діяльності населення країни. У шкільні і студентські роки закладається «фундамент», а надалі передбачається побудова міцної системи діяльності, що передбачає, зберігаючи здоров'я, на фоні «здорового способу життя», здійснювати високопродуктивну життєдіяльність впродовж всього життя кожного члена суспільства.

Тож у цьому процесі закладка раціонально вистроєного «фундаменту» очевидна.

Метою наших досліджень виявилось моделювання інноваційних психолого-педагогічних підходів по вдосконаленню системи методів і засобів оцінки та управління процесом розвитку рухового потенціалу молоді. Побудови відповідного «фундаменту» що дозволяє, зберігаючи здоров'я, на фоні «здорового способу життя», здійснювати високопродуктивну життєдіяльність протягом всього життя.

Враховуючи тематику конференції, в роботі пропонується внесення деяких інновацій з урахуванням використання деяких біометричних аспектів та біомеханічних технологій оптимізації процесу навчання і виховання молоді, що навчаються.

Завдання дослідження включали: аналіз практики, щодо підготовки студентів, до тестування фізичної підготовленості; пошук і розробку шляхів оптимізації навчального процесу студентів, шляхом широкого використання деяких педагогічних інновацій біометричного і біомеханічного характеру.

Окрім літературного пошуку і педагогічного експерименту ми використовували **методи** опитування, бесіди, анкетування, елементи біомеханічного аналізу і моделювання, а також статистичну обробку фактичного матеріалу.

Аналіз показав, що у вітчизняній практиці спортивно-масової роботи недостатньо широко використовуються передові досягнення спортивних наук. Особливо це стосується біомеханіки і спортивної метрології. Педагогічна практика, що традиційно склалася в Україні, вимагає швидкого свого реформування з урахуванням динаміки розвитку педагогічної науки і сучасних змін в Світовій спільноті.

З метою обґрунтування робочої гіпотези нами було проведено літературний пошук та аналіз основних напрямків навчально-виховної діяльності з реалізації системи тестування фізичної підготовленості молоді, що навчається. Особлива увага нами була приділена її біомеханічним і метрологічним аспектам. Найважливішими метрологічними вимогами до вимірів, використовуваним у системі тестування фізичної підготовленості прийнято вважати: стандартність умов тестування, коректність системи оцінки, надійність і інформативність тестів. Змістом тесту може слугувати досить інформативна та надійна контрольна вправа (*валідно* від англ. validity – обґрунтовано) що вказує на рівень розвитку тієї чи іншої досліджуваної якості, здібності. Міра точності (*валідності*) тесту досліджуваного показника фізичної підготовленості визначається шляхом застосування відповідних метрологічних і біомеханічних технологій [1].

З «формальних позицій» у навчальних закладах проводиться досить істотна і позитивна робота по вирішенню проблеми процесу фізичного вдосконалення майбутніх фахівців. З іншого боку - нами відмічені деякі чинники, що уповільнюють та негативно впливають на даний процес.

В ході аналізу ми звернули увагу на недостатній рівень мотивації студентів щодо процесу власного фізичного вдосконалення. За основу нами була прийнята чотирьохрівнева модель оцінки мотиваційної сфери. До першого рівня нами були віднесені студенти, для яких характерний *негативний* рівень мотивації, другому властива *нейтральна* мотивація, а на третьому та четвертому рівнях відмічені межі *позитивного* і *позитивно-творчого* відношення до педагогічного процесу. У ході дослідження багаторічного навчального процесу не відмічено строгих проявів у тенденціях його динаміки до старших курсів навчання. А до моменту закінчення навчального закладу, навпаки – спостерігається незначне збільшення кількості студентів, яким характерна *негативна* тенденція. Разом з тим нами відмічений досить високий позитивний рівень мотивації у студентів старших курсів, у яких обов'язкових занять з фізичного виховання вже немає,

але вони продовжували займатися фізичним самовдосконаленням у спортивних секціях. Результати дослідження показали, що в цілому, основні сегменти досліджуваних, розподілилися по рівнях таким чином: «негативний» - від 11% до 27%; «нейтральний» - склав від 22% до 64%; «позитивний» вагався, залежно від академічних груп і курсів, в межах від 33% до 75%, а «позитивно – творчий» дуже рідко досягав 5% – 11%. Їх аналіз, не дозволяє зробити, коректного і статистично достовірного висновку і це свідчить лише про необхідність продовження досліджень цієї проблеми і швидкому пошуку адекватних шляхів їх вирішення. Більш того - позитивно судити про успішність формування у студентства «Здорового способу життя» зарано.

Аналіз, традиційної технології, що склалася, прийому нормативів тестування фізичної підготовленості студентів проводили в пошуковому експерименті. При цьому оцінювали не лише результати тестування, а й уявлення, знання і вміння студентів у сфері технології їх самооцінки і корекції. Ця робота виконувалася у формі бесід, опитування, круглих столів, конференцій і контрольних занять. Значний сегмент цієї роботи проводили у формі самостійної роботи у позанавчальний час. Формою звіту були реферати, усні відповіді і анкетування студентів з питань, що вивчалися. Участь студентів в експерименті, у переважному числі випадків було добровільним і на підсумкову оцінку успішності не впливало. Необхідно відзначити, що кількість «добровольців» була украй невеликою і не дозволяла робити статистично достовірні висновки. Проте, навіть настільки нерепрезентативна вибірка учасників експерименту дозволяє судити про украй низький рівень володіння студентами технологіями самооцінки і корекції власного рухового потенціалу. Цей факт зумовив необхідність вживання на практиці і апробації в експерименті простої і сповна методично доступної для студентів технології оцінки та управління технікою рухів в основних видах легкої атлетики, запропонованої нашим колегою з Південноукраїнського національного педагогічного університету ім. К.Д. Ушинського, доцентом Кизимою О.В. [3]. Дана технологія, у своїй основі представляє картку експертної оцінки реалізаційної ефективності індивідуальної техніки в основних видах легкої атлетики. У ній має місце активне використання учасників експерименту в процесі оцінки техніки виконання, структурованого по фазах і елементах контрольної фізичної вправи, визначення основних помилок і у грубому наближенні формує можливість моделювання і корекції деталей виправлення помилок у подальших діях.

Самостійна навчальна діяльність студентів у процесі самооцінки результатів власного виконання контрольної вправи мала творчий конструктивний характер. Будувалася вона не стільки на аналізі і оцінюванні викладача, а більшою мірою включала творчий аналіз товаришів по групі і власне уявлення про свій руховий потенціал та шляхів його підвищення в тій, або іншій контрольній вправі (тесті). Дані заняття включали елементи *комунікативно-консультаційного* характеру і відрізнялися *підвищеним рівнем мотивації* студентів до успішного результату власної діяльності. У експерименті мала місце навчальна діяльність творчої спрямованості, яка, на нашу думку, наближена за складом до *біомеханічного моделювання* і сприяє оптимізації самого процесу тестування.

У експерименті взяли участь студенти, що вступили до університету в 2015 році. Експеримент тривав впродовж 3-х семестрів з жовтня 2015 року по грудень 2016 року. У експерименті брало участь (на різних етапах) близько 300 досліджуваних. У фрагменті формуючого експерименту взяли участь близько 40 осіб. В ході якого кількість об'єктів спостереження скоротилася до 31 досліджуваного. Таке явище пояснюється тим, що з вибірки випали досліджувані жіночої статі, їх кількість не дозволяла зберегти репрезентативність фактичного матеріалу в підгрупі студенток дівчат. Результати дослідження експерименту статистично достовірні лише для підгрупи студентів чоловічої статі, тестованих в бігу на 100 м. Аналіз результатів експерименту показав, що в експериментальній групі простежується чітка тенденція до поліпшення результатів у всіх показниках, що вивчаються.

У мотиваційній сфері показники експериментальної групи студентів значно покращилися. Кількість осіб з негативною мотивацією скоротилася на 16,00% і склала всього лише 3,20%. Нейтральний рівень мотивації зберігся у 23,20%, що свідчить про поліпшення показника на 31,00%. Позитивний і позитивно – творчий рівні досягли відповідно - 51,20% і 22,40% (в сумі - 73,60%) від загальної кількості досліджених, до експерименту їх сумарний показник дорівнював 26,60%.

Спортивні результати тестування в бігу на 100 м не настільки динамічні, хоча і зберігають позитивну тенденцію. У жовтні 2015 року 100 м студенти пробігали в середньому за $14,5 \pm 0,8$ с. (в межах 2 балів), через рік результат незначно покращився і склав $14,1 \pm 0,6$ с. (прагнуть до 3 балів).

Аналіз показав, що у вітчизняній практиці спортивно-масової роботи недостатньо широко використовуються передові досягнення спортивних

наук. Особливо це стосується біомеханіки і спортивної метрології. Традиційно сформована в Україні, педагогічна практика вимагає швидкого свого реформування з врахуванням динаміки розвитку педагогічної науки і сучасних змін в Світовій спільноті. По суті експеримент був пошуковим і дає нам своєю завершальною формуючою фазою зробити відповідні **висновки:**

1. У молодого покоління громадян України спостерігається складна ситуація із станом здоров'я і вирішенням проблеми розвитку рухового потенціалу.

2. Система рухової підготовки молодого покоління, що традиційно склалася в Україні, не завжди відповідає ефективному вирішенню завдань оздоровлення нації.

3. Ряд програмно-нормативних документів держави закликають до реформування системи оцінки і управління фізичною підготовленістю населення.

4. У процесі реформування цієї системи необхідно широко застосовувати передовий досвід накопичений людством в різних галузях знань.

Зробивши підсумки, вважаємо за необхідне відзначити, що запропонована вашій увазі робота нами розцінюється як невеликий крок на шляху подальшого наукового пошуку.

Література.

1. Спортивная метрология: Учеб. для ин-тов физ.культуры / Под ред.В. М. Зациорского - М. : ФиС, 1982. - 256 с., ил.

2. Наказ Міністерства Освіти і Науки України. № 48 від 23.01.2004 р. // Про проведення педагогічного експерименту з «кредитно-модульної» системи організації навчального процесу, м. Київ.

3. Кизыма А. В Реализационная эффективность двигательной деятельности как элемент личностно-ориентированной программы физического совершенствования // Сучасна стратегія та інноваційні технології фізичного вдосконалення студентської молоді - Одеса. :- Наука і техніка, 2010. - С. 380 - 386.

4. Лист МОН від 25.09.2015 № 1/9-45 керівникам ВНЗ щодо організації фізичного виховання у ВНЗ на 4 арк.

5. Постанова. Кабінет Міністрів України від 9 грудня 2015 р. Про затвердження Порядку проведення щорічного оцінювання фізичної підготовки населення України. 1 арк

6. Наказ: - «Про проведення Всеукраїнського конкурсу «кращий студент-спортсмен місяця» // МОН України; Комітет з фізичного виховання та спорту від 14.01 2016 р.; за № 3: - м. Київ, на 1 арк.

УДК 004.93

РОЛЬ МОБІЛЬНИХ ДОДАТКІВ ПРИ НАДАНІ НЕВІДКЛАДНОЇ ДОПОМОГИ

Хоменко В.О. Аверьянова О.А.

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»

Резюме. У статті розглянуті сучасні тенденції розвитку мобільних додатків в сфері надання невідкладної медичної допомоги. Проведено порівняльну характеристику операційних систем Android та IOS. Детально розглянуто розроблений додаток, який може бути застосований в випадку потреби в наданні невідкладної допомоги.

Ключові слова: Android, інформаційні технології, невідкладна допомога.

Abstract. The article considers modern tendencies of development of mobile applications in the field of emergency benefits. Comparative description of the operating systems Android and IOS. In article was considered developed application, which can be applied in case of need in emergency care.

Keywords: Android, information technology, emergency.

Вступ. Інформаційні технології є невід'ємною частиною сучасного життя суспільства. Для більшої зручності використання ІТ-технологій, створюється глобальний інформаційний простір. Зазначений інформаційний простір використовується,

практично, у всіх сферах професійної та індивідуальної діяльності людини.

З кожним роком у геометричній прогресії зростає використання суспільством мобільних пристроїв (інформаційних гаджетів, смартфонів,

тощо), тому має місце потреба в постійному створенні та розширенні функцій мобільних додатків.

Мета дослідження: розробити додаток «Helper» для більш зручного виклику спеціальних служб допомоги та отримання відповідної консультації в екстремальній ситуації

Результати дослідження та їх обговорення.

Під час розробки додатку проведено аналіз операційних систем Android та IOS. Донедавна операційна система IOS безперечно вважалася кращою мобільною платформою завдяки чудовій оптимізації та неперевершеному дизайну. Це дуже проста операційна система з потужною швидкодією. Проте, з виходом 4-ядерної серії Android смартфонів, IOS почала поступатись позиціями на ринку.

Останні версії Android, починаючи з версії 4.0, відрізняються прекрасним дизайном і значно поліпшеною швидкодією [1]. Можна зробити висновок, що вище наведена версія ОС продемонструвала світу абсолютно новий Android, стильний та яскравий.

На сьогоднішній день пристрої на платформах IOS і Android стабільно утримують більше 80 відсотків ринку смартфонів [2].

Що ж таке OS Android? Android - це проект з відкритим кодом, що розробляється Open Handset Alliance під патронажем Google і кількох десятків інших відомих компаній. Відкритість платформи дає надзвичайну гнучкість: розробники додатків можуть модифікувати систему, створювати певні збірки, розробляти під неї будь-які програми та встановлювати Android на найрізноманітніші пристрої (як правило, комунікатори й планшети), тим більше що дана система – безкоштовна [3].

Розроблений додаток зручний та корисний в екстремальних випадках при виклику та наданні першої медичної допомоги, при пошуково-рятувальних операціях, оскільки виконує багато допоміжних функцій.

Додаток розроблений в інтегрованому середовищі розробки «Android Studio». Це середовище розробки має широкий набір бібліотек та зручний інтерфейс розробник.

Мова розробки - Java. Обрана мова займає лідируючі позиції серед інших мов програмування. Це зумовлено простотою в вивченні, широким спектром бібліотек та фреймворків.

Розроблений мовою java додаток має багато корисних функцій.

Одною з найважливіших функцій додатку є функція швидкого визначення місцеположення користувача. Безумовною перевагою додатку є те, що місцеположення відображається в вигляді адреси, а

не координат. Нижче (рис.1) представлено Інтерфейс зображення модулю додатку, який визначає на мапі місцезнаходження користувача. Таким чином постраждалий зможе швидко повідомити екстреним службам своє місцеположення.

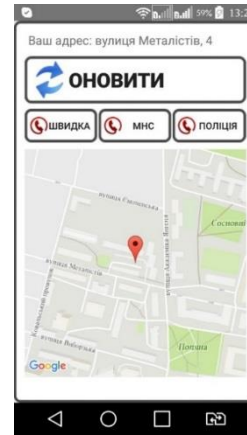


Рисунок 1 – Інтерфейс модулю визначення місцеположення користувача та набору екстрених номерів

Для роботи модуля використовується Google Maps Арі, який забезпечує визначення місцеположення та відображення на мапі. Для швидкого виклику екстрених служб в додаток використовує intent (запит), котрий ініціює екран виклику.

На жаль, відбуваються екстрені випадки, в яких користувач втрачає свідомість та не має часу для дзвінка в служби допомоги. Для допомоги в такому випадку додаток активує модуль «Втрата свідомості».

Функції модуля «Втрата свідомості»:

1. Надсилання в фоновому режимі смс з текстом «Мені терміново потрібна допомога! Моя адреса:» та вказується адреса, котрий визначає додаток. Номери мобільних телефонів, на котрі будуть відправлені смс користувач повинен вказати при першому запуску додатку.

2. Відображення на екрані всіх введених користувачем даних про нього. Таким чином лікар, котрий прийде на допомогу знатиме найважливішу інформацію про постраждалого.

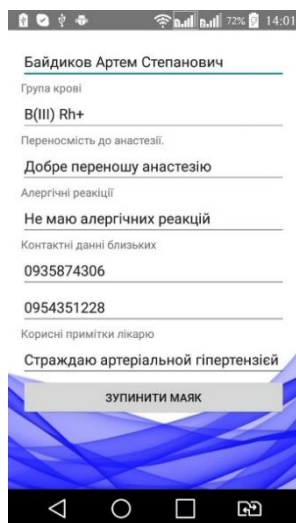


Рисунок 2 – Інтерфейс модуля «Втрата свідомості»

3. Додаток подає періодичний звуковий сигнал. Сигнал подається навіть, якщо екран вимкнений. Це важливо в випадках сходження лавин або обвалів.

Введені користувачем данні зберігаються за допомогою фреймворку Preferences. Це об'єкт, котрий зберігає в пам'яті телефону пари «ключ - значення». Обраний спосіб збереження даних має набагато більше переваг ніж SQLite чи звичайне зберігання в файли.

В першу чергу, Preferences набагато простіший в використанні та не потребує ініціалізації бази даних (випадок SQL) або створення ІО потоку (збереження в файл). По-друге, завдяки чіткій парадигмі «ключ-значення» розробнику надається можливість отримати доступ до збережених даних, не використовуючи тяжкі запити.

Також, додаток містить електронну енциклопедію, в котрій передбачені способи надання допомоги при отриманні різних видів пошкоджень.

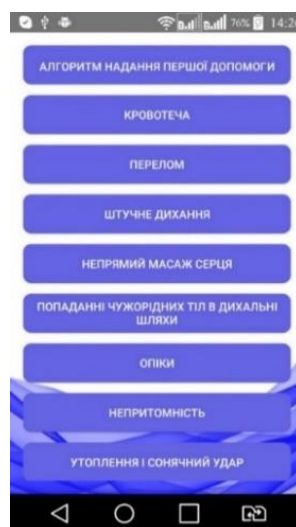


Рисунок 3 – Інтерфейс модуля «Енциклопедія»

Даний модуль працює за допомогою віджета «WebView». Використання WebView - досить популярна практика серед професійних Андроїд девелоперів. Суть практики полягає в тому, щоб не створювати багато екранів, кожен з яких має відповідати певному пункту модуля «Енциклопедія», а створити всього 1 екран, розмістивши віджет WebView та завантажувати в нього відповідні html документи. Це в декілька раз зменшує об'єм робіт та полегшує роботу з наповненням, так як потрібний матеріал тепер можливо скопіювати разом з кодом веб сторінки.

Висновки. При врятуванні людей доцільно використовувати мобільні пристрої, котрі завжди поруч. Проведено аналіз основних тенденцій розвитку ІТ технологій, створено мобільний додаток для надання допомоги в екстрених випадках. Гаджети неодмінно стануть одним із важливих інструментів при наданні першої медичної допомоги.

Література

1. Mobile Medical Applications. – Режим доступу: <https://www.fda.gov/MedicalDevices/DigitalHealth/MobileMedicalApplications/default.htm> – Дата доступу: 27.02.2017.

2. Э. Бурнет. Привет, Android! Разработка мобильных приложений. – СПб.: Питер, 2013. – 256 с.

3. Дейтел П., Дейтел Х., Дейтел Э.А 66 Android для разработчиков. – СПб.: Питер, 2015. – 384 с.: ил. – (Серия "Библиотека программиста")

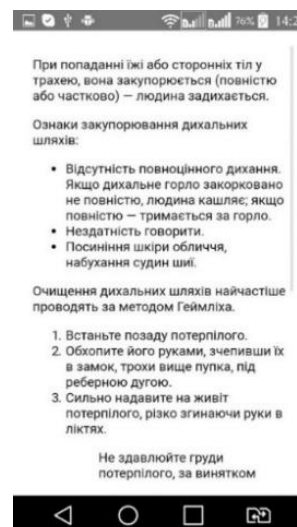


Рисунок 4 – Інтерфейс алгоритму дій на прикладі попадання чужорідних тіл в дихальні шляхи

УДК 004.942:53.05-617.735

МАТЕМАТИЧНЕ МОДЕЛЮВАННЯ ТА ОЦІНЮВАННЯ ВІДГУКУ БІООБ'ЄКТУ ПРИ ЙОГО АКТИВНИХ БІОМЕДИЧНИХ ДОСЛІДЖЕННЯХ З НИЗЬКОІНТЕНСИВНИМ ПОДРАЗНЕННЯМ

Цуприк Г.Б.

Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, м. Тернопіль

Резюме. Робота присвячена розв'язанню актуального наукового завдання, що має істотне значення для математичного моделювання серії відгуків біооб'єкту на низькоінтенсивні подразнення, та розробки автоматизованого оцінювання статистичних характеристик параметрів форми відгуку.

Ключові слова: біооб'єкт, низькоінтенсивне подразнення, математична модель, оцінка.

Abstract. The paper is devoted to the solution of actual scientific problem this having importance meaning for the mathematical modeling of biological object responses on the low-intensity excitations, and development of the automated estimation of statistical characteristics of the morphological parameters of the biological object response.

Results of the research had been implemented at scientific research works and for using in the medical enterprises. Particularly, performances of scientific research and the development of low intensity retinography tools are received. The results are suitable for the use and development of biomedical systems for other clinical purposes, biotechnological systems, synthesis of artificial biological objects.

Key words: biological object, low intensity excitation, mathematical model, estimation.

Вступ. В основу математичного моделювання покладено факт того, що біооб'єкт є динамічним, нелінійним, об'єктом, його поведінка є стохастичною, гладкою, нерозивною. Тому, адекватним математичним об'єктом для моделювання є варіанти стохастичних диференціальних рівнянь в частинних похідних у комплексі з шумом. Оскільки на практиці суттєві результати отримують при використанні спрощених на коректних підставах, диференціальних рівнянь, зокрема, на підставі спостережуваних відгуків біооб'єкту на подразнення, то, для випадку активних фізіологічних досліджень, таким біосигналом є відгук $s(t)$ біооб'єкту на тестове подразнення $\delta(t)$, як ядро лінійного, часовоінваріантного, диференціального оператора $A\{\cdot\}$ [1, 2], порядку не менше за другий – $A\{\cdot\} \hat{=} a_2 \frac{d^2}{dt^2} + a_1 \frac{d}{dt} + a_0 \cdot \cdot$, тобто, $s(t) = A^{-1} \cdot \delta(t)$.

Такий відгук є коливною, зі заспокоєнням функцією: $s(t) = \exp(\alpha t) \sin(2\pi f t + \varphi)$, яка належить до біофізичного, власного (time-domain) простору траєкторій, або функцій, що належать лінійному простору $s(t) \in \mathbb{C}[0, T]$ функцій, з нормою

$$\|s(t)\| = \int_0^T |s(t)|^2 dt, \text{ неперервних на відрізку } [0, T] \quad [3].$$

Матеріали і методи. Фізіологічні властивості біооб'єкту спричиняють приховану затримку початку відгуку (рис. 1)

$$x_{lr}(t) = \begin{cases} s_l(t), & 0 < t \leq \tau \\ s_r(t), & \tau < t < \Theta \end{cases}, \quad (1)$$

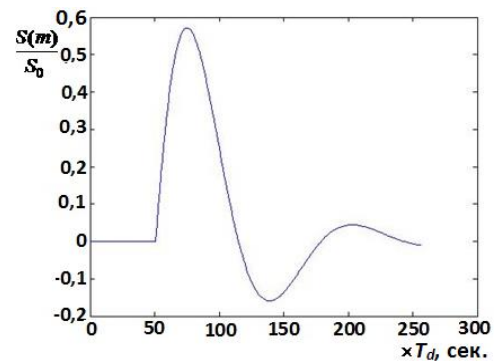


Рисунок 1 – Графічне представлення комп'ютерної моделі детермінованого відгуку, де позначено:

τ – тривалість прихованого відгуку, Θ – тривалість відгуку. Тут, і далі $t \hat{=} mT_d$, $m = \overline{1, \text{int}(\Theta/T_d)}$, T_d – період дискретизації, μ – кількість відліків на період коливань.

Оскільки, при малоінтенсивному подразненні (яке є інформативнішим) біооб'єкту проявляються шуми $n(t)$ спостереження – некорельовані, з основним трендом $s_{lr}(t)$ зміни, енергія яких від інтенсивності подразнення не залежить, та $n_l(t)$ виникає необхідність виконання серії $k = \overline{1, K}$ експериментів (подразнень):

$$x_k(t) = \begin{cases} s_l(t) + n_k(t), & 0 < t \leq \tau_k \\ s_r(t) + n_k(t), & \tau_k < t < \Theta \end{cases} \quad (2)$$

де шуми n_k і час τ_k (затримки коливань) – випадкові, нормальні та виконати оцінювання відгуку за

цією серією. Ймовірнісна міра шумів в біомедичних дослідженнях представляється гаусовим розподілом ймовірності (Hesse C.W.) [4] їх значень, з математичними сподіваннями та дисперсіями $m_n(t)$, $\sigma_n^2(t)$, й $m_\tau(t)$, $\sigma_\tau^2(t)$. Тому, для підвищення достовірності оцінки $\hat{s}(t)$ відгуку, перед когерентним оцінюванням відгуку в ансамблі $x_k(t)$ синхронізують, переважно інтерактивно (шляхом спостереження за ними після їх візуалізації технічними засобами).

Синхронізація відгуків в ансамблі для забезпечення когерентності цих відгуків є основним етапом автоматизації оцінювання відгуку і повинна виконуватися з мінімальною складністю. Для автоматизованого забезпечення когерентності відгуків необхідно встановити початок активної їх частини – коливного процесу, та виконати циклічні зсуви (для забезпечення достовірності оцінки відгуку) кожного відгуку в ансамблі так, щоби відгуку починалися з початку активної фази. Основна трудність цієї процедури полягає в оптимальному оцінюванні значення закінчення латентного періоду відгуку для подальшої статистичної обробки (усереднення за ансамблем).

Результати дослідження та їх обговорення.

Для автоматизованої підготовки (синхронізації) існує низка евристичних алгоритмів різної складності та ефективності. Для ансамблю дискретних значень x_{kj} , $k = \overline{1, K}$, $j = \overline{1, J}$, де J — кількість відліків, є K латентних, початкових, L_k значень. Прямим перебором зареєстрованих в пам'яті значень $\tau_{jk} |_{j,k}$ знаходять значення $j_k |_{\min}$, $k \in [1, L_k]$, при яких середнє значення середньоквадратичного відхилення $m_{\sigma_x} = \frac{1}{J} \sum_{j=1}^J \sigma_x(j)$ оцінки $\hat{s}(j) = m_x(j) \pm \sigma_x(j)$ буде мінімальним, при когерентному оцінюванні ансамблю, в якому реалізації циклічно зсунуті:

$$\arg \min_{k=1, K, j_k |_{\min}} \frac{1}{J} \sum_{j=j_k |_{\min}}^{\text{mod}(J+j_k |_{\min})} \sigma_x(j). \quad (3)$$

Складність такої синхронізації є комбінаторною.

Для зменшення складності синхронізації вибір з ансамблю біосигналів (враховуючи їх не стаціонарність, стохастичність початкової прихованої

частини та вузькосмуговість) запропоновано удосконалити математичну модель ансамблю, шляхом використання аналітичного представлення відгуків $\tilde{x}_{ki} = x_{ki} + X_{ki}$, де $X_{kj} = \mathbb{H}\{x_{kj}\}$ – перетворення Гільберта, та амплітудних $|\tilde{x}_{kj}|$ та фазових $\angle \tilde{x}_{kj}$ його характеристик для знаходження $j_k |_{\min}$ [5, 6]. На рис. 2 наведено приклад (модуль результату перетворення Гільберта прямокутного імпульсу $s(m) = \begin{cases} 1, & 0 < m < 5 \\ -1, & 5 \leq m < 10 \end{cases}$ при $m = 5$ зміна

фази $s(m)$ викликає характерну зміну модуля $|\mathbb{H}\{s(m)\}|$, яку нескладно виявити.

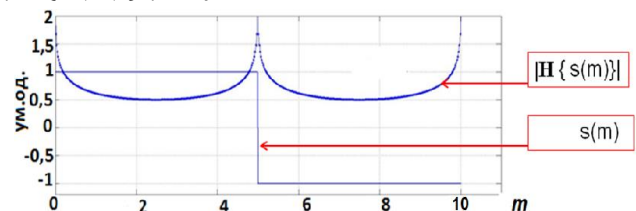


Рисунок 2 – Ілюстрація можливості застосування перетворення Гільберта для виявлення закінчення латентної частини відгуку

Вузькосмуговість відгуку та властивості перетворення Гільберта дали змогу обґрунтувати використання його для представлення ансамблю та оцінювання фазових характеристик цього ансамблю [7].

Для оцінювання ефективності використання удосконаленої математичної моделі через стохастичність оцінок відгуку доцільно використати методи статистичних випробувань на базі байєсівської концепції теорії ймовірності та варіант критерію середнього ризику – який дає змогу встановити при заданій ймовірності помилкового відхилення результату оцінювання відгуку ймовірність його затвердження.

Висновки. Для статистичного випробування методів синхронізації обґрунтовано вибір окремого результату концепції середнього ризику з теорії статистичного ухвалення рішення. Для вибору (ухвалення) рішення про результат оцінювання відгуку (а заодно й про метод оцінювання) використано статистичні функції розподілу густини ймовірності середнього значення середньоквадратичного відхилення m_{σ_x} відгуку, отримані при випробуванні. Нуль-гіпотезу представлено розподілом середнього середньоквадратичного відхилення оцінки відгуку, отриманої без попередньої

синхронізації відгуків в ансамблі.

Література

1. Драган Я.П. Модели сигналов в линейных системах / Я.П. Драган. – К.: Наукова думка, 1972. – 290 с.
2. Марченко Б.Г. Линейные случайные процессы и их приложения / Б.Г. Марченко, Л.Н. Щербак. – К.: Наукова думка, 1975. – 143 с.
3. Ткачук Р.А. Підвищення інформативності та швидкодії біотехнічних систем / Р.А.Ткачук, Г.Б. Цуприк, Б.І. Яворський // Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології. – 2012. – № 2(24). – С. 86-94.
4. Hess W. The Biology of mind / W.Hess. – Chicago: University of Chicago Press, 1964. – 203 p.

5. Alexander R.Its. The Riemann-Hilbert Problem and Integrable Systems//Notices of the AMS. – vol. 50, №11, 2003. – P. 1389-1400.

6. Цуприк Г.Б. Використання перетворення Гільберта при симетризації ансамблю вибірок біосигналу для оцінювання його статистик/ Г.Б. Цуприк // Радіотехнічні поля, сигнали, апарати та системи: матеріали Міжнародної науково-технічної конференції, Київ, 16-22 березня 2015 р. – Київ: Радіотехнічний ф-тет НТУУ «КПІ», 2015. – С. 223-225.

7. Куц Ю.В. Статистична фазометрія: [наукова монографія] / Л.М. Щербак; Тернопільський державний технічний університет. – Тернопіль : ТДТУ ім. І. Пулюя, 2009. – 383 с.

УДК 620.171.3:616.717.8

ПОРІВНЯЛЬНІ ПОКАЗНИКИ НАДІЙНОСТІ СИСТЕМ ОСТЕОСИНТЕЗУ

Шидловський М.С., Заховайко О.П., Димань М.М.

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»
м. Київ, Україна

Резюме. Розглянуті проблеми експериментальної оцінки деформацій систем остеосинтезу кісток. Запропоновані способи вимірювання деформацій систем остеосинтезу, що враховують характер дії зовнішніх навантажень і дозволяють порівнювати різні системи остеосинтезу за допомогою конкретних числових параметрів.

Досліджені характеристики функціональної надійності систем «кістка - засіб фіксації» при дії осевого стискання, поперечного згину і кручення, у тому числі в циклічних режимах; розглянуті систем остеосинтезу з найбільш поширеними способами фіксації переломів для вибору оптимальних з точки зору якості способів закріплення відламків при переломах.

Встановлено, що показники стабільності систем остеосинтезу, виміряні в процесі циклічних випробувань, більш чутливі до типу засобу фіксації і можуть бути використані для ранжирування цих систем за мірою механічної надійності.

За результатами досліджень проведено ранжирування систем остеосинтезу за жорсткістю і деформаційною стабільністю як при дії одноразових короткочасних навантажень, так і при тривалих циклічних навантаженнях (ходьба, фізичні вправи і таке інше).

Ключові слова: засоби фіксації переломів, переміщення уламків, циклічні навантаження.

Abstract. The problems of experimental estimation of deformation of osteosynthesis systems of bones are considered. Methods for measuring deformations of osteosynthesis systems that take into account the nature of the action of external loads and allow comparing different systems of osteosynthesis with the help of specific numerical parameters are proposed.

The characteristics of the functional reliability of the "bone-fixing means" systems under the action of axial compression, transverse bending and torsion, including in cyclic modes, are studied; Osteosynthesis systems with the most common methods of fixing fractures are considered for selecting optimal ways of fixing fragments in fractures in terms of quality.

It has been established that the stability indicators of osteosynthesis systems measured during cyclic tests are more sensitive to the type of fixation and can be used to rank these systems as mechanical reliability.

Based on the results of the research, the systems of osteosynthesis were ranked for stiffness and deformation stability both under the action of one-time short-term loads, and during long cyclic loads (walking, physical exercises, etc.).

Key words: means for fixing fractures, displacement of bone fragments, cyclic loading.

Вступ. Деформації, що виникають в системах остеосинтезу (ОС) при дії зовнішніх і внутрішніх фізіологічних навантажень, можуть привести до сповільнення остеорепації і, зрештою, збільшити

час лікування пацієнта. Системою ОС називається будь-яку систему, вживану для фіксації відламків кісток, тобто комплекс «відламки кістки - засіб

фіксації перелому». Під деформаціями розумітимемо не тільки абсолютне переміщення точок системи ОС, але і взаємні зміщення суміжних точок уламків кістки безпосередньо біля перелому.

Якщо використати чисто механічні підходи, то процеси деформації систем ОС нічим не відрізняються від процесів деформування у будь-яких об'єктах, що вивчаються в опорі матеріалів: дія зовнішніх сил і моментів цих сил - вплив супутніх чинників - результат у вигляді деформацій та переміщень.

Для оцінки функціональної надійності систем ОС слід, передусім, відповісти на такі питання: як система чинить опір одноразовій дії навантаження; як реагує система на одноразову зміну навантаження; як відбувається процес накопичення деформацій при багатократній дії навантажень.

У більшості робіт в експериментальній біомеханіці ОС, зокрема [1-3] розглядалися тільки статичні (одноразові) навантаження, тобто перші два питання. Проте, як показує практика, багаторазові навантаження призводять до більш високих рівнів деформацій і зміщень в місці перелому. Руйнування може настати при менших навантаженнях, ніж при одноразових діях.

Метою досліджень було розробити нову, більш удосконалену, порівняно з відомими, методику реєстрації та аналізу величин зміщень відламків кісток в сучасних системах ОС. На основі застосування цих методів з'являється можливість проводити фото- та відео-зйомку об'єктів випробувань та безконтактними способами при заданих режимах навантаження встановлювати ступінь деформування систем ОС. При цьому визначаються характеристики жорсткості систем «кістка - апарат фіксації» у реальних, включаючи циклічні, режимах дії зовнішніх навантажень під дією стиску, згинання та кручення. За цими даними встановлюються найбільш небезпечні види навантажень на пошкоджені кістки та вибираються оптимальні системи ОС, що забезпечують допустимі рівні взаємних зміщень уламків кісток.

Об'єкти та методи випробувань. В проведених експериментах використовувалися анатомічні препарати кінцівок трупів людей, які померли від пошкоджень та захворювань, не пов'язаних з патологією опорно-рухового апарата. Проводилося моделювання різних типів переломів та остеосинтез

анатомічних препаратів за допомогою різних елементів та апаратів фіксації за загальноприйнятими методиками.

Дослідження деформаційних властивостей кісток проводили на універсальній випробувальній машині (похибка вимірювання навантаження та переміщення не перевищує 1%). Випробування проводили при розтязі, стисканні та згинанні препаратів. Випробування включали: 1) закріплення на робочому столі випробувальної машини пошкодженої кістки з системою фіксації перелому та реперними елементами, попередньо розміщеними на відламках; 2) фотографування ненавантаженого об'єкту та об'єкту, що підданий навантаженням, без зміни положення закріпленої частини об'єкту та пристрою, що фотографує; 3) обробку фотознімків цифровим способом.

Щоб знайти переміщення будь-якої точки перелому під дією навантаження, розглядатимемо обидві частини кістки як абсолютно тверді (їх деформації нехтовно малі у порівнянні з величиною взаємного зміщення в переломі). Координати довільної точки D (рис. 1) після зміщення уламку в системі координат XY, пов'язаній з точкою 1, знаходили аналітично [4].

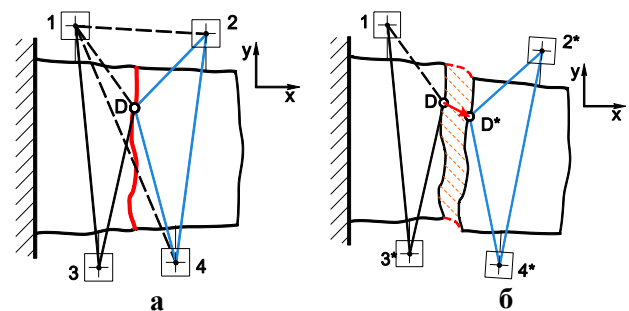


Рисунок 1 – Кістка з переломом в ненавантаженому стані (а) та під дією навантаження (б); схеми розміщення реперних елементів (1, 2, 3 та 4) на уламках кістки та визначення взаємного зміщення сторін перелому у точці D

З метою уніфікації досліджень та подальшого співставлення результатів була розроблена типова програма випробувань (рис. 2), яка, на наш погляд, найбільш повно відображає реальне функціонування кінцівок спільно з пристроями фіксації.

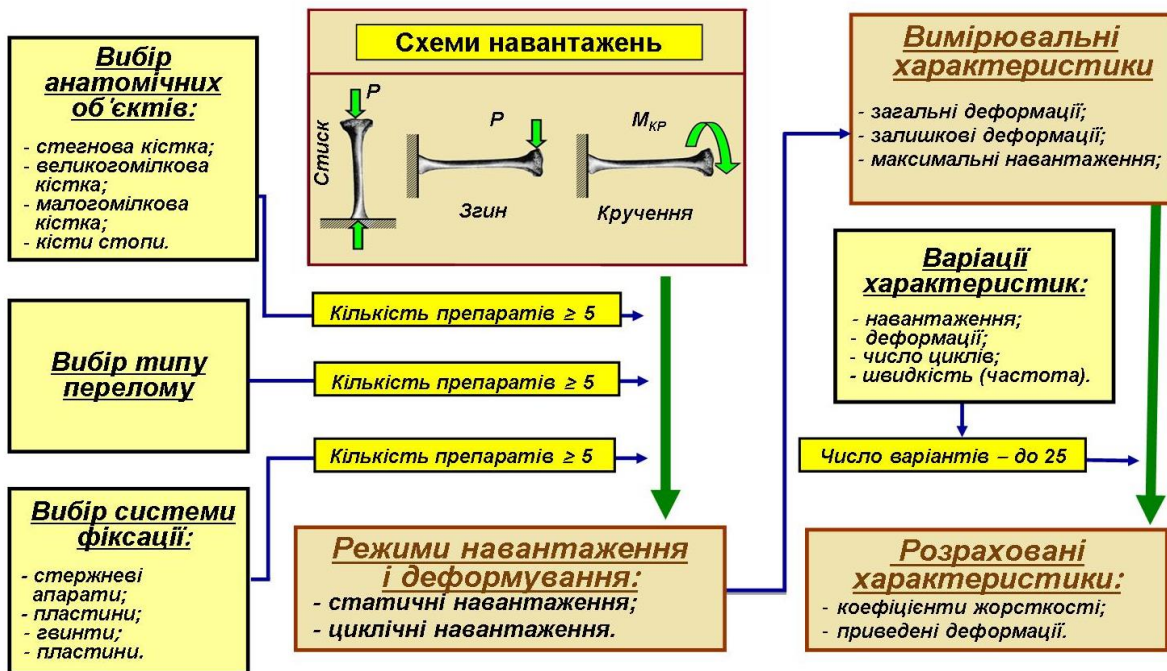
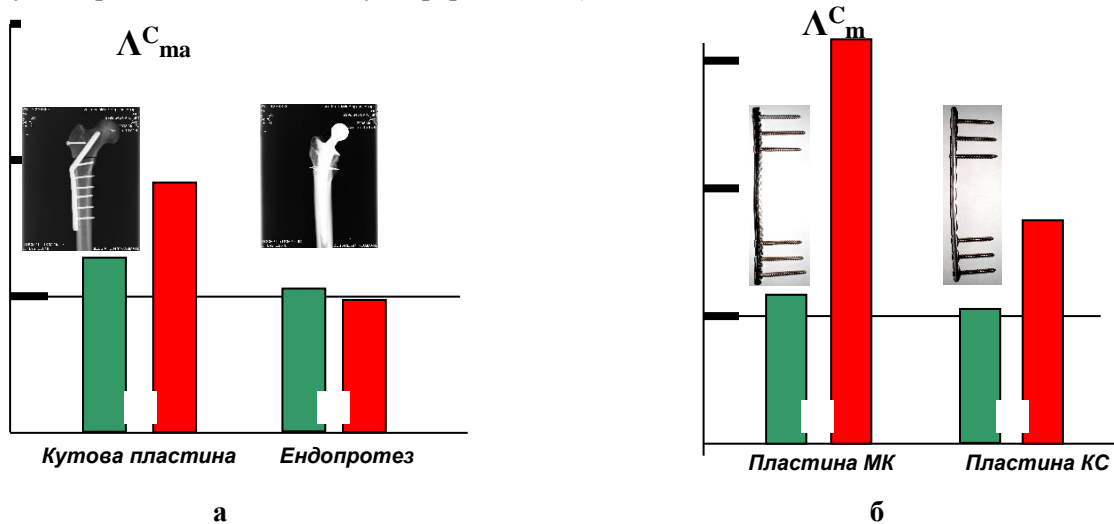
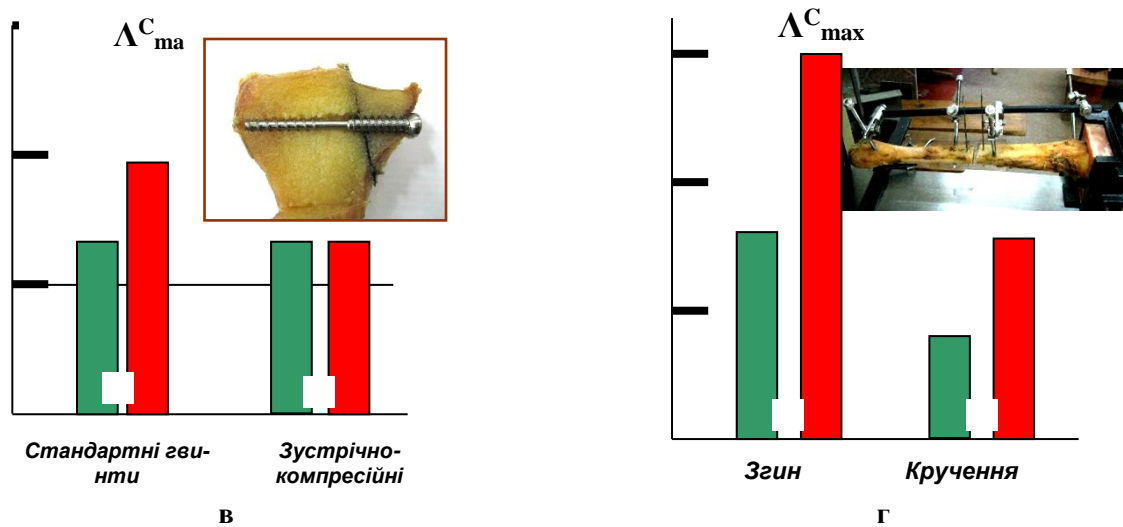


Рисунок 2 – Уніфікована програма досліджень системи остеосинтезу

Результати досліджень. Дослідження процесів деформування кісток з переломами, що зафіксовані системами ОС, проводили у квазістатичних (одноразове навантаження) та циклічних (багаторазове навантаження) режимах [5, 6]. Для подальшого аналізу використали: максимальну деформа-

цію Δ_{\max} , яка була виміряна у кінці 50-го циклу (реєструється в момент, передуючий зняттю навантаження); незворотну деформацію Δ_n , яка була накопичена в об'єкті і не зникла після розвантаження препарату (залишкова або «затримана» деформація).





Позначення: - одноразове навантаження
 - циклічне навантаження

Рисунок 3 – Співвідношення переміщень пошкоджених і неушкоджених кісток під навантаженням: а - перелом вертлюжної ділянки стегнової кістки, синтезовані кутовою пластиною та ендопротезом; б - перелом діяфізу великогомілкової кістки, синтезовані пластиною з мінімальним контактом (МК) та пластиною з кутовою стабільністю (КС); в - перелом проксимального епіфізу великогомілкової кістки, синтезовані стандартним гвинтом та гвинтом із зустрічною компресією; г - перелом діяфізу великогомілкової кістки, синтезовані стрижневим апаратом зовнішньої фіксації

Для порівняння деформацій неушкоджених (вихідних) препаратів і деформацій кісток з модельованими переломами з системами фіксації (рис. 3) в подальшому аналізували відношення $\Delta C_{max} / \Lambda_{max}$ та $\Delta C_n / \Lambda_n$, де чисельники - це переміщення пошкоджених препаратів (препарат з переломом) з системами ОС, знаменники - переміщення точок неушкоджених об'єктів.

1. Закріплення ендопротезом (діаграми 1 та 2 на рис. 3а) надає препаратам підвищену опірність зовнішнім навантаженням, як при одноразовому, так і при багаторазовому навантаженні ($\Delta C_{max} / \Lambda_{max}$ близько до одиниці). Результати показують суттєво більшу чутливість цих систем ОС до циклічного навантаження, чим до статичного.

2. Пластини з кутовою стабільністю показують більшу стабільність в порівнянні з пластинами з мінімальним контактом (рис. 3б, діаграми 3 та 4). Різниця між показниками деформаційної надійності $\Delta C_{max} / \Lambda_{max}$ в режимі циклічного навантаження (праві стовпчики) істотно більше, ніж при одноразовому навантаженні (ліві стовпчики). Використання циклічних навантажень дозволяє більш обґрунтовано вибирати пластины з підвищеною надійністю.

3. З діаграм 5 та 6 (рис. 3в) видно, що застосування гвинтів із зустрічною компресією знижує циклічні деформації практично до рівня статичних, отриманих при одноразовому навантаженні. Зіставлення рівнів тільки статичних деформацій (ліві стовпчики) не показує переваги вказаного закріплення.

4. Переміщення точок перелому великогомілкової кістки з переломом в області діяфізу, зафіксованого стрижневим апаратом зовнішньої фіксації, при згині і крученні (торсії) істотно більші, ніж при одноразовому навантаженні. Співвідношення $\Delta C_{max} / \Lambda_{max}$ в цьому разі істотно більше, ніж в прикладах 1, 2 та 3. Це пов'язано з тим, що деформації системи, в якій застосовується **СТАЗФ**, набагато більші, ніж деформації систем з накістковими і черезкістковими фіксаторами (пластины, гвинти, ендопротези).

Висновки.

1. Розроблений спосіб визначення переміщень уламків кісток з модельованими переломами, що закріплені різними системами фіксації (остеосинтезу), придатний для оцінки функціональної надійності зазначених систем і може бути використаний для оптимізації конструкцій фіксації, їх ранжиру-

вання за показниками надійності та визначення небезпечних режимів та видів навантаження на кістку.

2. При проведенні експериментальних досліджень слід звертати увагу не лише на миттєво отримані деформації, але і на деформації (зміщення в області переломів), що розвиваються в часі при багаторазових навантаженнях.

Література.

1. Ковальчук П. Є. Клініко-біомеханічне обґрунтування малоінвазивного блокуючого інтрамедулярного металополімерного остеосинтезу при лікуванні переломів кісток гомілки та їх наслідків: дис. канд. мед. наук.: 14.01.21 / Ковальчук Петро Євгенович; М-во охорони здоров'я України, Буковинська державна медична академія. – Чернівці. 2004. – 158 с.

2. Марченкова Н. О. Малоінвазивний остеосинтез при переломах кісточок гомілки: дис. канд. мед. наук.: 14.01.21 / Марченкова Наталія Олексіївна; МОЗ України, Тернопільський державний медичний університет ім. І.Я. Горбачевського. – Тернопіль. 2006. – 164 с.

3. Ткачева А. В. Биомеханические системы внешней фиксации при лечении переломов большеберцовой кости: дис. канд. фیز.-мат. наук.: 01.02.08 / Ткачева Ангелина Владимировна; ГОУ ВПО «Саратовский государственный университет им. Н.Г. Чернышевского». – Саратов. 2006. – 149 с.

4. Шидловський М.С. Спосіб визначення переміщень в системах остеосинтезу / Заховайко О.П., Димань М.М. // В кн.: Матеріали XVII міжнародної науково - технічної конференції «Прогресивна техніка, технологія та інженерна освіта» – Одеса - Київ, 2016, – С. 21-22.

5. Шидловський Н.С. Методи дослідження деформаційної надійності систем остеосинтезу кінцівок людини / Шидловський Н.С. // Біомедична інженерія, – К: 2011, – № 1. – С. 24-31.

6. Шидловський Н.С. Методи дослідження систем остеосинтезу кінцівок людини Частина 2. Критерії деформаційної надійності / Шидловський Н.С. // Біомедична інженерія, – К: 2011, – № 2. – С. 42-50.

УДК 620.171.3:616.717.8

ОСОБЛИВОСТІ ОСТЕОПОРОЗНОПОДІБНОЇ ТРАНСФОРМАЦІЇ КІСТКОВОЇ ТКАНИНИ У ДІЛЯНЦІ ВОГНЕПАЛЬНИХ ПЕРЕЛОМІВ

Шидловський М.С.¹, Лакша А.А.², Мусієнко О.С.¹

¹ Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», м. Київ

² Національний військово-медичний клінічний центр "ГВКГ" МО України, Київ

Резюме. Проаналізовані результати розробленої та запропонованої методики біомеханічних натурних стендових випробувань, що дозволила визначати зміни механічних характеристик кісткової тканини на лінійних ділянках деформування до та після вогнепального перелому.

За результатами дослідження встановлено, що зміни біомеханічних характеристик кісткової тканини після вогнепального перелому є наслідком утворення зони ударно-хвильового остеопорозу, які за лінійною залежністю зменшуються при віддаленні від дефекту довгої кістки у діафізарному відділі, і на відстані 40 мм становлять до 20% від інтактною кісткової тканини.

Ключові слова: вогнепальні переломи, кісткова тканина, циклічні навантаження.

Abstract. There are analyzed Results of the developed and offered technique of the biomechanical natural bench testing, that allowed to determine changes of the mechanical characteristics of the bone tissue on deformation line sections before and after a fire fracture.

By the results of the research, had been established that changes of the biomechanical characteristics of the bone tissue after a fire fracture is a consequence of the formation a zone of shock and wave osteoporosis, which on linear dependence are decreasing during removal from defect of the long bone in diaphyseal section, and at distance of 40 mm constitute up to 20% of the intact bone tissue.

Key words: fire fractures, bone tissue, cyclic loading.

Вступ. Взаємодія снаряду, що раниць (СР) з кісткою призводить до руйнування кісткової тканини (КТ) не лише в місці контакту, але і на певному віддаленні, за рахунок поширення ударної хвилі [1, 2]. Це викликає зміни біомеханічних характеристик (БМХ) кісткової тканини в областях віддалених від місця раневого каналу (рис. 1).



Рисунок 1 – Схема взаємодії снаряду з кісткою та зміна структури кістки у області поранення

Надалі під біомеханічними характеристиками (БМХ) матимемо на увазі комплекс властивостей КТ, таких як механічна міцність, пружність, здатність чинити опір циклічним навантаженням і ряд інших показників.

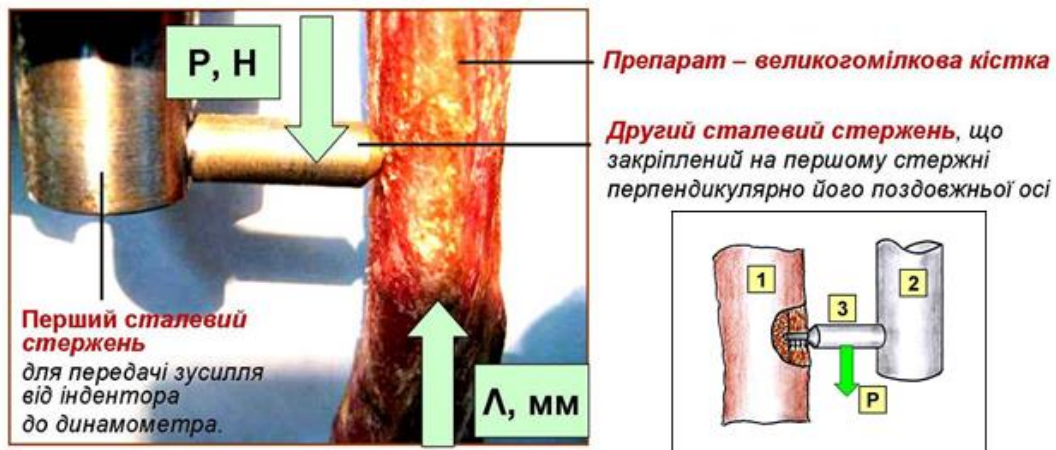


Рисунок 2 – Схема навантаження препарату за допомогою індентора: 1 - кістка; 2 – вертикальний стержень; 3 – індентор; Р – навантаження

Робочий стіл випробувальної машини разом з кісткою переміщається паралельно осі динамометра. За рахунок цього переміщення створюється навантаження, що передається через кістку на індентор, стержні та динамометр. Індентор деформує кістку в області отвору і одночасно реєструється залежність між навантаженням, що діє на індентор, і деформацією кістки. Таким чином, навантаження Р

Метою досліджень була оцінка змін біомеханічних характеристик КТ після вогнепального перелому на різній відстані від раневого каналу порівняно з інтактною кісткою, що дасть можливість підвищити ефективність лікування поранених з вогнепальними переломами довгих кісток

Матеріали та методи дослідження. Для оцінки впливу ударної дії на БМХ кісткової тканини необхідно провести дослідження стану тканини до і після взаємодії СР з кісткою. Це пов'язано з певними методичними труднощами, оскільки відомі методи виміру БМХ ґрунтовані на випробуваннях зразків правильної прямокутної форми, вирізаних з кістки. Вирізка зразків з неушкодженої кістки змінює її стан і подальше використання препарату (моделювання взаємодії СР з кісткою) стає неможливим.

Запропоновано наступний метод випробувань [3]. Кістку 1 (рис. 2) жорстко закріплюють у випробувальній машини. На осі динамометра машини встановлений вертикальний стержень 1, на кінці якого закріплений сталевий індентор 3 круглого поперечного перерізу, діаметр якого менше товщини кортикального шару. У неушкодженій кістці перпендикулярно до її зовнішньої поверхні на рівних відстанях від передбачуваного місця проникнення кулі просвердлені отвори з діаметрами, рівними діаметру індентора. Зазначений індентор по черзі вводить в отвори в кістці.

, що вимірюється динамометром є зусиллям взаємодії індентора та кістки.

Параметрами, що контролюються в експерименті, є деформації неушкодженої і пошкодженої кісток (переміщення Λ) під дією навантаження Р (рис. 2), що передається через індентор, введений в кортикальний шар. Надалі проводиться порівняння

деформацій і за їх зміною визначаються ступінь пошкоджень та розміри пошкоджених областей.

Експериментальне обладнання. Для вимірювання навантажень та деформацій застосовано універсальну випробувальну машину серії TIRA-test з

точністю вимірювання навантаження ± 0.1 Н. Для визначення деформацій використовували індикатор годинникового типу МІГ-1, з похибкою ± 1 мкм. Випробувальна установка з додатковим устаткуванням та кісткою зображена на рис. 3.

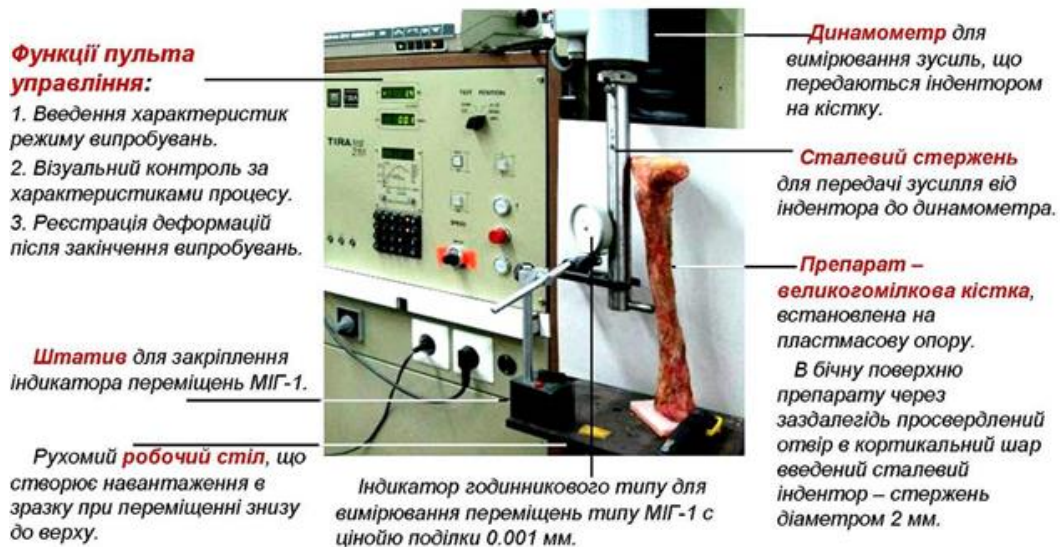


Рисунок 3 – Схема установки для дослідження пошкоджень кісткової тканини після вогнепального поранення

Протягом всього часу випробувань, включаючи випробування при циклічних навантаженнях, реєстрували залежності між переміщенням препарату Λ та виникаючим при цьому навантаженням P у вигляді: діаграм деформування (графічних залежностей $P \sim \Lambda$ та табличних залежностей, в яких, окрім деформацій в навантаженому стані, включені залишкові (такі, що не зникають після розвантаження) деформації препаратів.

На підставі порівняльного аналізу діаграм деформації початкових і пошкоджених препаратів можна судити про міру зміни БМХ кортикального шару кістки за рахунок взаємодії РС з кісткою.

Підготовка препаратів. Для експериментального дослідження використовували трупні нефіксовані великогомілкові кістки (ВГК) людей, що померли від пошкоджень та захворювань, не зв'язаних з патологією опорно-рухової системи (рис. 4).

У ВГК перпендикулярно до поздовжньої осі по *planum* просвердлювали по три отвори в дистальному напрямку і по три отвори в проксимальному напрямку від центру кістки (відповідно точки 1, 2, 3 та 4, 5, 6, рис. 4).



Рисунок 4 – Розміщення точок (отворів для введення індентора) на великогомілкових кістках

Відстань між сусідніми отворами та від центру кістки до найближчих отворів дорівнювала 30 мм, діаметр отворів дорівнював 2 мм. У процесі проведення випробувань один з епіфізів препарату жорстко закріплювали. Для рівномірного розподілення сил між суглобовими поверхнями ВГК при дії осьових стисних навантажень для кожного препарату індивідуально були виготовлені опори з пластмаси «Протакрил-М», які повторювали форму суглобових поверхонь (рис. 4).

Моделювання вогнепальних переломів. В умовах закритого тиру на препаратах ВГК були змодельовані вогнепальні переломи шляхом пострілу з карабіну Remington 700 SPS Varmint з характеристиками СР (кулі): калібр – 22-250 Rem. (5,56 x 45 мм NATO), початкова швидкість кулі -

1300 м/с, маса кулі – 3.5 г. з відстані 100 м. Кінетична енергія кулі $E = mV^2 / 2 = 0,0035 \cdot 1300^2 / 2 = 2957.5$ Дж = 2.96 кДж.

Результати випробувань. У табл. 1 наведено величини приведених переміщень точок λ_{K1} та λ_{K2} препаратів в інтактному стані та після вогнепального перелому при одноразовому навантаженні, розраховані як відношення величини переміщення при максимальному навантаженні до величини цього навантаження.

У табл. 2 наведено абсолютні переміщення Λ_{MAX} точок інтактних та пошкоджених препаратів, що виникають після десятиразового циклічного навантаження силою 500 Н. Переміщення Λ_{MAX} розраховували як суму пружного (зворотного) переміщення, що виміряне на 10-му циклі, та незворотних переміщень, що накопичуються з 1-го по 10-й цикли.

У той же таблиці наведено незворотні переміщення Λ_N точок інтактних препаратів, що накопичуються з 2-го по 10-й цикли навантаження силою 500 Н.

Таблиця 1 – Приведені переміщення точок 1-6 інтактною та пошкодженою (після вогнепального перелому) кісток при одноразовому навантаженні

№ точки	препарат без м'яких тканин		препарат з м'якими тканинами	
	інтактна КТ	після перелому	інтактна КТ	після перелому
Приведені переміщення $\lambda_{K1} = (\Lambda_{MAX} / P_{MAX}) \cdot 10^3$, мм/Н				
1-4	0.862	1.233	1.181	–
2-5	0.955	0.980	0.945	1.31
3-6	0.979	1.045	0.984	1.274
Приведені переміщення $\lambda_{K2} = (\Lambda_L / P_L) \cdot 10^3$, мм/Н				
1-4	0.903	1.397	1.389	–
2-5	0.991	1.131	0.974	1.51
3-6	1.106	1.116	1.070	1.43

Таблиця. 2 – Сумарні максимальні та незворотні переміщення точок 1-6 інтактною та пошкодженою кісток, що виникають після десятиразового циклічного навантаження силою 500 Н

№ точки	препарат без м'яких тканин		препарат з м'якими тканинами	
	інтактна КТ	після перелому	інтактна КТ	після перелому
Сумарні максимальні переміщення Λ_{MAX} , мкм				
1-4	713 ± 35	1195 ± 45	833 ± 40	—
2-5	588 ± 33	566 ± 28	626 ± 35	1175 ± 63
3-6	707 ± 36	654 ± 25	760 ± 39	998 ± 47
Незворотні переміщення Λ_N , мкм				
1-4	35 ± 3	90 ± 6	47 ± 3	—
2-5	32 ± 4	62 ± 5	77 ± 5	165 ± 9
3-6	56 ± 4	82 ± 6	71 ± 5	127 ± 7

Висновки

1. Запропонована методика біомеханічних натурних стендових випробувань дозволила визначити зміни механічні характеристики кісткової тканини на лінійних ділянках деформування до та після вогнепального перелому.

2. При проведенні біомеханічних досліджень зон остеопорозноподібної трансформації кісткової тканини встановлено, що циклічні навантаження є найбільш показовими.

3. При вогнепальному переломі внаслідок взаємодії снаряду, що ранив та кістки, у діафізарній частині довгих кісток утворюються ділянки остеопорозноподібної трансформації кісткової тканини

зі змінами механічних властивостей, які за лінійною залежністю зменшуються при віддаленні від міста перелому і на відстані 40 мм механічні зміни становлять до 20% від інтактною кістки.

4. При операційному лікуванні поранених з вогнепальними переломами довгих кісток необхідно враховувати змінені біомеханічні характеристики кісткової тканини внаслідок поширення остеопорозноподібної трансформації і уникати введення імплантів в цих зонах.

Література

1. Гайдаш А.А. Тонкая структура кости и разрушение костной ткани при импульсном нагружении (к проблеме ударно-волнового остеопороза) /

Синица Л. Н., Баширов Р.С. и др./ Современная баллистика и смежные вопросы механики: Материалы Всерос. науч. конф. – Томск: ТГУ, 2009. – с. 19-22.

2. Ищенко А.Н. Структурные механизмы и математическое моделирование разрушения костной ткани при высокоскоростном ударе / Белов Н.Н., Гайдаш А.А. и др./ Медицина экстремальных ситуаций – 2011. – с. 15- 23

3. Лакша А.М., Метод оценки биомеханических характеристик костной ткани в области огнестрельного перелома / Шидловский Н.С., Ковбаса Н.Л. , Лакша А.А./ Матеріали науково-практичної конференції "Проблеми біомеханіки та медичного матеріалознавства" – Київ, 2013. – Літопис травматології та ортопедії, №1-2/2014 (29-30) С. 208.

УДК 616.21-615.015.12

БІОФІЗИЧНІ ОСОБЛИВОСТІ ЗАСТОСУВАННЯ МЕТОДІВ ІНФРАЧЕРВОНОЇ ТЕРМОГРАФІЇ В КАРДІОХІРУРГІЇ

Шликов В.В.

Кафедра біомедичної інженерії

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»

Резюме. Описані основні біофізичні особливості застосування методів тепловізійної діагностики і встановлені загальні біофізичні принципи, які можуть бути покладені в основу використання методів інфрачервоної термографії в кардіології.

Ключові слова: термографія, інфрачервоне зображення, розподіл температури.

Abstract. The basic biophysical features of the application of thermal imaging diagnostic methods are described and general biophysical principles are established which can be used as a basis for the use of infrared thermography methods in cardiology.

Key words: thermography, infrared image, temperature distribution.

Вступ. Теплобачення є ефективним додатковим методом при діагностиці різних захворювань, що має інформативне поєднання з іншими дослідженнями, наприклад, рентгенологічним, ультразвуковим, радіоізотопним, лазерним, що охоплюють більш широкий спектр електромагнітних хвиль. Використання теплового випромінювання в біомедицині для науково-дослідних і діагностичних цілей, є актуальним в силу високої інформативності самого методу й повної безпеки його застосування для об'єкту досліджень.

Метою дослідження методів термографічної діагностики є встановлення основних біофізичних особливостей застосування цих методів і встановлення біофізичних принципів, які можуть бути покладені в основу використання методів інфрачервоної термографії в кардіології.

Матеріали та методи. Теплобачення як метод діагностики. У клінічній практиці термографічний метод уперше реалізував канадський хірург, доктор Р. Лоусон в 1956 році [1]. Він використав

військовий прилад нічного бачення для ранньої діагностики злоякісної пухлини молочних залоз у жінок, що й поклало початок медичній термографії. Вірогідність визначення даної патології, особливо на ранній стадії, склала тоді близько 60–70%, що при масових обстеженнях виправдувало економічність теплобачення [2, 3].

З моменту відкриття ІЧ випромінювання, дослідниками була проведена велика кількість досліджень, присвячених вивченню його природи з поверхні людини і використання цих особливостей для діагностики різних патологій. В Україні перші термографічні дослідження були виконані професором А.І. Позмоговим у 70-х роках минулого сторіччя, у Київському науково-дослідному рентгено-радіологічному інституті АМН України на термографі з охолодженням типу "Радуга" [3].

Однак, незважаючи на велику кількість монографій, статей і інших публікацій в області медичної термографії, цей метод поки ще не посів гідного місця в практичній медицині поряд із уже існуючими

методами функціональної діагностики, а для України цей абсолютно неінвазивний метод, є взагалі скоріше екзотикою, ніж реальністю. Навіть не дивлячись на наявність методів тепловізійної діагностики в медичних протоколах, повного осмислення корисності методу інфрачервоної термографії для завдань біомедицини поки не відбулося. Справа в тому, що в термографічних апаратах практично була відсутня обробка термограм. Все це вимагало додаткових знань обслуговуючого персоналу та навичок в інтерпретації теплових картин, особливо на ранніх стадіях прояву патологій і контролю ефективності лікування [4].

У теперішній час, у зв'язку з появою нового покоління термографів з високою температурною й просторовою роздільною здатністю, знову проявляється інтерес до цього неінвазивного методу діагностики. Найбільш цінну інформацію несуть термограми тіла людини, тобто розподіл температур по його поверхні. Візуалізовані температурні поля дають можливість робити висновки про стан периферичного кровотоку і отримувати інформацію про глибинні процеси, що відбуваються в організмі [5].

Тепловізійні системи на сучасному рівні знайшли застосування і широко адаптовані в наступних напрямках медичної діагностики [6, 7]:

- онкологія (пухлини молочних залоз, щитовидної залози, лімфатичних вузлів, кісток);
- неврологія (патологія периферичних нервів кінцівок, неврологічні синдроми остеохондрозу різних відділів хребта);
- ангіологія (захворювання магістральних артерій і вен кінцівок);
- травматологія і ортопедія (сколіози, переломи хребта, артрози великих суглобів, рання діагностика глибини опікового ураження);
- загальна хірургія (гостра запальна патологія черевної порожнини, особливо в дітей);
- реконструктивно-відновна хірургія (діагностика життєздатності пересаджених і реімплантованих сегментів, трансплантатів);
- артрологія (захворювання великих і дрібних суглобів кінцівок різного генезу);
- отоларингологія (запальні захворювання придаткових пазух);
- ендокринологія (захворювання щитовидної залози, судинні та неавральні ускладнення цукрового діабету).

Поява і розвиток теплобачення дозволило реалізувати ідею використання інфрачервоного випромінювання людського тіла для медичної діагностики [8]. Одне з перших повідомлень про можливість радіометричного виявлення пухлини молоч-

ної залози було зроблено Р. Лоусоном, який показав, що температура над пухлиною може відрізнятися від температури тіла в середньому на 1°C . При клінічних дослідженнях була отримана певна кореляція між зростанням температури і ступенем розвитку злоякісної пухлини. В результаті досліджень виявилось, що метод бути використаний для проведення профілактичних обстежень аналогічно, як флюорографія застосовується при виявленні ранньої стадії туберкульозу. Застосування тепловізорів для дослідження власного теплового випромінювання тіла людини дозволило встановити ряд показників фізіологічного стану організму, пов'язаних з розподілом температури по поверхні шкірного покриву [9].

Особливість досліджень в області ІЧ спектра полягає в тому, що різні предмети, що оточують поверхню спостереження, мають близьку до неї температуру. Внаслідок цього радіаційні контрасти виявляються недостатніми для безпосереднього спостереження: навіть різниця температур 1°C створює при довжині хвилі 10 мкм контраст, приблизно рівний 1%, що вдвічі менше мінімального контрасту, який розрізняє око. В сучасних методах термодіагностики основними критеріями служать виявлення термоасиметрії і визначення величини перепаду температури між проблемною областю та оточуючими тканинами [10].

Причини виникнення температурних перепадів на поверхні тіла людини продовжують широко обговорюватися, проте не викликає сумнівів прямий зв'язок поверхневих температурних ефектів з процесами, що відбуваються в організмі. Поряд з чисто фізичною природою виникнення температурних перепадів, існує ще залежність їх від роботи вегетативної нервової системи, що викликає при будь-яких змінах теплової енергії внутрішніх органів ефект зміни кровонаповнення, і, як наслідок, зміни температури [11].

Рішення задач медичної діагностики полегшується при наявності еталона, так званої нормальної термограми. Виявлення різниці між нормою і патологією залежить від кваліфікації лікаря. Найбільш корисним є періодичне, протягом життя людини, її термографування для порівняння теперішніх та попередніх термограм. Для виявлення патології необхідно знати орієнтовні значення перепадів і абсолютних значень температур різних ділянок тіла [12, 13, 14].

Основна частина власного теплового випромінювання тіла людини знаходиться в діапазоні довжин хвиль від 4 до 50 мкм з максимумом спектра-

льної щільності, розташованим в області приблизно 9.6 мкм. Вивчення оптичних властивостей шкірного покриву тіла людини в інфрачервоному діапазоні хвиль показало, що вони близькі до характеристик абсолютно чорного тіла. Ця обставина дозволяє застосувати відомі фізичні закони, досить точно розрахувати власне випромінювання з поверхні тіла, або визначити радіаційну температуру ділянки тіла за величиною реєстрованого випромінювання [15].

На рисунку 1 приведена діаграма розподілу за довжинами хвиль спектральної щільності потоку випромінювання абсолютно чорного тіла з температурою 300 К (+27°C) [16, 17]. Енергетична світність такого випромінювача дорівнює 462 Вт/м². Положення спектрального максимуму випромінювання відповідає 9,66 мкм. Невеликі зміни температури такого випромінювача порівняно мало впливають на характер розподілу спектральної щільності потоку випромінювання щодо максимуму.

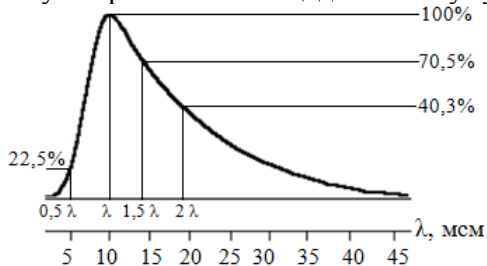


Рисунок 1 – Діаграма розподілу спектральної щільності потоку

Однак при цьому змінюється положення максимуму в спектрі і чисельні значення величин потужності випромінювання. Так, при збільшенні температури абсолютно чорного тіла від 27 до 37°C відбувається зміщення максимуму спектральної кривої на 0,3 мкм в сторону більш коротких хвиль, а енергетична світність випромінювача збільшується приблизно на 13%. Цього цілком достатньо для того, щоб за допомогою сучасних приладів реєструвати зміни радіаційної температури з точністю до 0,05°C [18].

Однією з особливостей інфрачервоного випромінювання є його високе поглинання різними тілами. Шкіра людини прозора для інфрачервоних променів в діапазоні 0,7-1,5 мкм, для довжин хвиль від 1,5 до 5 мкм шкіра менш прозора і, нарешті, абсолютно не пропускає інфрачервоне випромінювання з довжинами хвиль понад 5 мкм. У навколишньому середовищі діапазон довжин інфрачервоних хвиль менше 3 мкм займає не більше 2% від усього випромінювання, тому вклад цих фонових хвиль в загальну тепловізію картину тіла людини

незначний. Більш того, селективність приймачів інфрачервоного випромінювання дозволяє приймати хвилі тільки певної довжини, зазвичай від 9 до 10 мкм.

Органом, що здійснює основну функцію тепловіддачі, є шкіра з її складовими частинами. Аферентним ланкою терморегуляції шкіри є терморецептори, а виконавчими органами – судини, потові залози, м'язи [10, 11]. Оскільки в гоміотермному ядрі організму повинна строго підтримуватися певна температура, то пойкилотермна оболонка несе основне навантаження в терморегуляції. Експериментальна оцінка коефіцієнта випромінювання шкіри людини в інфрачервоній області спектра при довжинах хвиль від 4 до 50 мкм показала, що цей коефіцієнт наближається до одиниці, що підтверджує велику схожість оптичних властивостей шкірного покриву людини з абсолютно чорним тілом. Крім того, коефіцієнт випромінювання не залежить від кольору і стану шкірних покривів, а також практично не схильний зміні під впливом зовнішніх джерел інфрачервоного випромінювання.

Таким чином, ми можемо сказати, що термограма відображає власне інфрачервоне випромінювання об'єкта, і характер випромінювання відображає стан власних фізіологічних процесів цього об'єкта. Термограма являє собою візуалізовану картину розподілу цього інфрачервоного випромінювання по поверхні шкірних покривів.

Особливості розподілу температури в біологічних об'єктах. Відомо, що запальні, судинні, онкологічні і дегенеративні патологічні процеси змінюють локальний розподіл температури на поверхні тіла. Ці зміни тим більше виражені, чим ближче до поверхні розташований патологічний осередок. Зазвичай локальні зміни температури випереджають візуальні клінічні прояви, що дуже важливо для ранньої діагностики та своєчасного лікування. Причому, в різних ділянках тіла температура неоднакова і змінюється в залежності від фізіологічного стану організму, тому більш правильно ділити організм на два шари: гоміотермне ядро (глибокі частини тіла, внутрішні органи) і пойкилотермна оболонка (поверхневі шари, шкіра). Підвищення температури ядра або охолодження оболонки викликають рефлекторні зміни кровообігу, тонуусу судин, що дозволяє підтримувати температурну константу. В дійсності взаємини між ядром і оболонкою надзвичайно складні і регулюються як місцевими, так і системними реакціями організму за участю кори головного мозку.

Тепловий режим організму контролюється в організмі різними відділами нервової системи, головним чином вегетативними. На сучасному етапі

передбачається існування цілого ряду нервових центрів, в тій чи іншій мірі відповідальних за підтримання теплового балансу організму [19]. Вони розташовуються на рівні гіпоталамічних, таламічних, стріарних, коркових і спінальних ядер і в нормі працюють злагоджено.

Теплопродукція організму здійснюється шляхом запуску біохімічних процесів, які супроводжуються вивільненням тепла. Це тепло поглинається кров'ю, що призводить до підвищення її температури. Кров омиває нервові центри терморегуляції, які оцінюють температуру крові і регулюють шляхом складних нейрогуморальних впливів. Це – так званий гуморальний шлях терморегуляції. Він працює в масштабах цілого організму і служить для контролю теплоутворення [20]. Другий спосіб терморегуляції – рефлекторний. В даному випадку терморегуляція здійснюється шляхом перерозподілу кровотоку через зміну тонуусу судин [21]. Нервові центри приймають сигнали з відповідних терморцепторів і подають команди на розширення або звуження кровоносних судин відповідної частини тіла. Крім того, для більш швидкої зміни температури певної ділянки тіла можуть залучатися й інші механізми терморегуляції, такі як м'язові скорочення (підвищення температури) і потовиділення (охолодження).

Інтегральним показником розподілу температури на поверхні тіла є температура шкіри. У формуванні її температури беруть участь кілька чинників:

1. Судинна мережа. Регуляція температури шкіри в основному здійснюється шляхом зміни просвіту периферичних судин. При охолодженні шкіри виникає уповільнення кровотоку і звуження поверхневих судин. При цьому виникає так званий поперечний температурний градієнт – різниця температури між поверхневим і глибинними шарами шкіри. Така реакція дозволяє організму зберегти тепло. В іншій ситуації, при нагріванні шкірних покривів, кровотік перерозподіляється в сторону поверхневих судин, що полегшує відведення тепла в НС.

2. Рівень обмінних процесів. Шкіра як орган має свої власні фізіологічні системи, робота яких призводить до зміни температурних параметрів шкіри. Інтенсивність цих процесів, а, отже, і кількість вироблюваного в ході них тепла, невелика і досить постійна. У зв'язку з цим власна теплопродукція шкіри вносить несуттєвий і відносно постійний вклад в шкірну температуру, що несуттєво для задач медичної тепловізійної діагностики.

3. Теплопровідність тканин. Теплопровідність шкіри в основному залежить від величини підшкірно-жирової клітковини і чим вона більш розвинена, тим гірше теплопровідність. Цей параметр обов'язково враховується при аналізі термограм і в ряді випадків робить неможливим термографічне обстеження деяких органів в методиках так званої прямої термографії.

4. Теплопередача. Зміна температури шкіри внаслідок теплопередачі спостерігається в місцях розташування великих внутрішніх органів і судин. Наприклад, область печінки, серця, підколінної ямки і пахвова область. Істотним фактором, що визначає ефективність теплопередачі, є теплопровідність шкіри, яка головним чином залежить від товщини підшкірної жирової клітковини.

Тому, при аналізі термограм повинні враховуватися всі ці фактори. Головним з них є судинний, який і визначає основні тепловізійні особливості в клінічній медицині [10, 11]. Також потрібно враховувати, що патологічні процеси, що проходять в організмі людини, змінюють нормальний розподіл температури. Чим ближче розміщена патологічна ділянка до поверхні тіла, тим зміни сильніші [15, 16].

Отже, основними причинами зміни локальної температури тіла є [9, 10]:

- запалення, при якому відбувається локальне розширення судин мікроциркуляторного русла і посилення обмінних процесів;
- злоякісні новоутворення, в яких також активізуються обмінні процеси. Особливо ефективна локальна термодіагностика при злоякісних новоутвореннях шкіри та молочної залози;
- порушення венозного відтоку і венозний застої;
- подразнення спинномозкових корінців і периферичних нервів. У цьому випадку підвищення температури спостерігається в зоні їх іннервації;
- підвищення рівня метаболізму різних органів;
- порушення артеріального кровопостачання (атеросклеротичне ураження артерій, тромбози);
- зменшення мікроциркуляції (мікроангіопатії різного генезу, порушення вегетативної регуляції судинного тонуусу);
- зниження рівня метаболізму різних органів вікового або патологічного характеру;
- дегенеративні процеси з заміною функціонально активної тканини на сполучну;
- виражені порушення функції спинномозкових корінців і периферичних нервів.

З цього можна зробити висновок, що основною причиною порушення локальної температури тіла є порушення мікроциркуляції організму [11]. Тому

знання нормальних і патологічних причин зміни локальної температури тіла щоб правильно прочитати термограму недостатньо. Необхідно мати чітку уяву про розподіл внутрішньої температури, мати розуміння про те, як ця температура може змінюватись в залежності від індивідуальності кожного пацієнта, а саме, його ваги, статури, роду занять.

Аналіз термографічних зображень. Аналіз термограм на якісному рівні полягає в загальному візуальному аналізі зображення, вивченні температурного рельєфу і розподілу гарячих і холодних зон. При такому візуальному аналізі звертають особливу увагу на виявлення зон гіпер- і гіпотермії і порушення структури судинного малюнку, оцінюють протяжність ділянки гіпер- або гіпотермії (обмежений, протяжний, дифузний), його локалізацію, розміри, форму, контури.

Кількісний аналіз дає можливість уточнити результати візуального аналізу термограми і визначити різницю температур досліджуваної ділянки і оточуючих тканин або симетричності ділянки. При запальних процесах визначається зона гіпертермії, що відповідає області інфільтрації, що має неоднорідну структуру, при цьому відзначається різниця температур з навколишніми тканинами 0,7-1°C при хронічному запаленні, 1 -1,5°C при гострому і понад 1,5-2°C - при деструктивному процесі [13, 14].

Наприклад, в експериментальних та хірургічних ситуаціях, пов'язаних з серцем, термографія дозволяє хірургові контролювати температуру в потрібній точці епікарду шлуночків і візуалізувати, наскільки добре функціонують трансплантати. Дані термографії можуть допомогти визначити ступінь ішемічного пошкодження міокарду, серця і кровоносних судин під час операції [22 - 24].

В умовах штучного кровообігу на термограмах проявляються ефекти нерівномірного розподілу температури в тканинах організму людини під час керованого охолодження і зігрівання [25]. Дослідження біофізичних основ інфрачервоної термографії серця дозволить вжити ефективні заходи щодо вдосконалення інтраопераційного захисту життєво важливих органів та інструментів контролю його ефективності.

Інформативність термографічних досліджень можливо підвищити за рахунок лінійного контрастування зображення термографічного зображення. Завдання контрастування пов'язана з поліпшенням узгодження динамічного діапазону зображення і екрану, на якому виконується візуалізація (наприклад, на фоні контрасту температур між об'єктом дослідження і навколишнім середовищем). Крім

того, діагностична цінність результатів тепловізійних досліджень багато в чому залежить від точного виконання методики проведення тепловізійної діагностики (термографії).

У зв'язку з тим, що тепловізійне дослідження полягає в реєстрації розподілу температури по поверхні тіла пацієнта, основні вимоги пред'являються до температурного режиму приміщення (кабінету термографії), де проводяться дослідження [26]. У приміщенні повинен підтримуватися постійний температурний режим у межах 20–25°C. Така температура є оптимальною для людини, тобто різниця між температурою навколишнього середовища й середньою температурою шкіри людини повинна бути в межах 10–15°C. При обстеженнях у більш теплому приміщенні, знижується контрастність термограм, а при температурі повітря понад 30°C, проведення тепловізійних досліджень стає практично неможливим.

Іншим немаловажним фактором при одержанні об'єктивних результатів тепловізійного обстеження є адаптація пацієнта до умов проведення обстежень [26]. Витримування певного часу перед проведенням тепловізійних досліджень необхідно для того, щоб установилися певні стабільні температурні відносини між тілом пацієнта й навколишнім повітрям. З метою виключення артефактів, необхідно враховувати вплив навколишнього середовища, або зовнішніх факторів, які можуть суттєво змінити температурні показники тіла і відповідно теплову картину досліджуваних ділянок.

З балансу кількості тепла, що передається через шкірний покрив в одиницю часу і кількості тепла, вироблюваного усередині організму, можна оцінити величину часу прогріву тканини тіла τ до температури T_0 [18, 26]:

$$\tau = \frac{c\rho l^2}{\lambda} \quad (1)$$

де $c = (2-4) \cdot 10^3 \text{кДж} \cdot \text{г}^{-1} \cdot \text{град} \text{K}^{-1}$ – вагова питома теплоємність шкірного покриву; $\rho = 1,02 \cdot 10^3 \text{кг} \cdot \text{м}^{-3}$ – питома вага шкірного покриву; $l = (5-10) \cdot 10^{-3} \text{м}$ – товщина шкіри, включаючи жировий прошарок; $\lambda = (0,2-2) \text{кДж} \cdot \text{м}^{-1} \cdot \text{год}^{-1} \cdot \text{град} \text{K}^{-1}$ – теплопровідність.

Оскільки процес прогрівання має експоненціальну залежність, то час адаптації оцінюється як 3τ , тому у середньому на температурну адаптацію пацієнта, при зовнішній температурі нижче -5°C , необхідно витратити не менш 30–40 хвилин. Основним чинником, що впливає на розподіл локальної температури, є рівень мікроциркуляції, тому при дослідженнях термоаномальних зон на поверхні біологічного об'єкту, разом зі знанням нормальних і патологічних причин зміни локальної температури

тіла, необхідна чітка уява про розподіл внутрішньої температури [27], що надає можливість не тільки оцінити біомедичні можливості методу, а і вірно інтерпретувати теплову картину.

Висновки. Теплобачення є ефективним додатковим методом при діагностиці різних захворювань, у тому числі в кардіології. Висока інформативність методу термографії обумовлена неінвазивністю його застосування до об'єкту досліджень, а також біофізичними особливостями методів інфрачервоної термографії:

- запальні, судинні, онкологічні і дегенеративні патологічні процеси змінюють локальний розподіл температури на поверхні тіла;
- зміни температури тим більше виражені, чим ближче до поверхні розташований патологічний осередок;
- локальні зміни температури випереджають візуальні клінічні прояви, що дуже важливо для ранньої діагностики та своєчасного лікування.

Перспективи подальших досліджень. Впровадження в клінічну практику інтраопераційного захисту серця на основі методів безконтактного контролю температури серця при операціях в умовах штучного кровообігу суттєво підвищує ефективність і безпечність операцій на відкритому серці.

Література

1. Госсорг Ж. Инфракрасная термография. Основы, техника, применение / Госсорг Ж – Москва: Мир, 1988 – 460 с.
2. Мазурин В.Я. Медицинская термография / В.Я. Мазурин. – Кишинев: Штиинца, 1984. – 147 с.
3. Вавилов В. П. Инфракрасная термография и тепловой контроль / В. П. 4. Вавилов. – Москва: Спектр, 2009. – 544 с.
4. Коротаев В.В. Основы тепловидения. Учебное пособие / В.В. Коротаев, Г.С. Мельников, С.В. Михеев. – Санкт-Петербург: НИУ ИТМО, 2012. – 122 .
5. Иваницкий Г.Р. Современное матричное тепловидение в медицине / Г.Р. Иваницкий // Успехи физических наук. – 2008. – №12. – С. 1293–1320.
6. Дегтярев Ю.П. Место и роль дистанционной инфракрасной термографии среди современных диагностических методов / Ю.П. Дегтярев, В.И. Ничипорук, С.А. Мироненко. – Київ: Електроника и связь, 2010. – С. 192–196.
7. Иваницкий Г. Р. Тепловидение в медицине / Г. Р. Иваницкий // Вестник Российской академии наук. – 2006. – №1. – С. 48 – 62.
8. Аль-Мзирави А.М. Тенденции развития медицинских тепловизионных приборов / А.М. Аль-Мзирави, В.Г. Колобродов, В.Й. Котовский. – Київ: Приладобудування, 2011. – 67 с.
9. Котовський В. Й. Термографія як неінвазивний метод первинної діагностики / В. Й. Котовський. // Біомедична інженерія і технологія. – 2011. – С. 92–95.
10. Розенфельд Л.Г. Основы клинической дистанционной термодиагностики / Л.Г. Розенфельд. – Киев: Здоровье, 1988. – 222с.
11. Воронов С. Розробка методів вимірювання та контролю стану капілярної системи людини на основі обміну кисню та теплового випромінювання / С. Воронов, А. Ячник, В. Котовський. – Київ, 2008. – 137 с.
12. Дистанционная инфракрасная термография при заболеваниях челюстно-лицевой области / [А. А. Тимофеев, И. Б. Киндрас, Е. Ф. Венгер та ін.]. // Электроника и нанотехнологии. – 2009. – №3. – С. 236–240.
13. Стороженко Г. Р. Обработка изображений температурных полів для проведения термографической диагностики / В. О. Стороженко, С.Б.Малик, В.Ш. Аведян. – Харків: Харківський національний університет радіоелектроніки. – 2012. – 3 с.
14. Nicholas A. Medical Infrared imaging / Nicholas A, Diakides B., Joseph D., Bronzino A. – CRC Press Taylor Group LLC, London. 2008 – 451p.
15. Ткаченко Ю.А. Клиническая термография (обзор основных возможностей) / Ю.А.Ткаченко, М.В. Голованова, А.М. Овечкин. – Ростов на Дону, 1999. – 274с.
16. Пасечник В.И. Акустическая термография биологических объектов / В.И. Пасечник // Радиотехника – 1991, №8 – 89 с.
17. Тарасов В. В. Инфракрасные системы «смотрящего» типа / В. В. Тарасов, Ю. Г. Якушенок. – Москва: Логос, 2004. – 213 с.
18. Максименко В.Б. Звіт про науково-дослідну роботу. Медико-інженерна розробка технічних засобів керованого термічного впливу та його контролю для хірургічного лікування серцево-судинних захворювань. Наукове обґрунтування технологій неінвазивного контролю температури внутрішніх органів людини, із використанням вітчизняних та закордонних технічних засобів/ В.Б.Максименко, В.В. Шликов, В.Й. Котовський [та ін.]; - Київ: Науково-учбовий центр «Серцево-судинної інженерії» (ННЦ ССІ НТУУ «КПІ»). – 2011, - 71 с.
19. Лагутин А.Ю., Шлыков В.В., Гришина Н.Л. Средства оценки состояния ЦНС у кардиохирургических больных / Международный научно-исследовательский журнал, № 5-3 (24), Часть 4. – Екатеринбург: ООО «Импекс», 2014. – с. 26 – 27.

20. Возможности метода термографии для определения ишемического повреждения миокарда / Р. Лякас, П. Крищукайтис, П. Якушка, Г. Цивинскене. // Кардиология. – 2010. – №3. – С. 71–73.
21. Becker R., Bauer A., Senges Ju.C., Schreiner K.D., Voss F., Kuebler W., Schoels W. Effect of radiofrequency ablation on atrial myocardium. // Basic Research in Cardiology. - 2001. - Vol. 96., № 5. - P. 478-486.
22. Данілова В.А., Шликов В.В. Застосування теплотачення в діагностиці судинних патологій / Электроника и связь, 2014, Том 19, №5(82). - с. 73 – 75.
23. Danilova V.A., Shlykov V.V. Use Of Thermal Imaging For Diagnosis Of Vascular Pathologies / Электронный научный журнал: Биомедицинская инженерия и электроника, №1, Херсонский национальный технический университет, 2014 г., – URL: <http://biofbe.esrae.ru/pdf/2014/1/939.pdf>
24. Данілова В.А., Шликов В.В. Тепловізійне дослідження розподілу температури міокарда / Наукові Вісті НТУУ «КПІ», №5 Приладобудування та інформаційно-вимірвальна техніка, 2014. – с.106 – 111.
25. Khudetsky I.U., Danilova V.A., Shlykov V.V. Use of Thermal Imaging for Control of the Process Hypothermia Cardiac/ The Polish Journal of Applied Sciences, ISSN: 2451-1544, Lomza State University of Applied Sciences, 2015 - p. 93-96, – URL: http://pjas.pwsip.edu.pl/pjas_vol/vol1/Vol1_3_art4.pdf
26. Котовський В.Й. Обґрунтування вимог до умов проведення термографічних досліджень біологічних об'єктів / В.Й. Котовський // Вісті академії інж. наук України. – 2009. – № 2(39). – С. 6 – 11.
27. Данілова В.А., Шликов В.В. Метод безконтактного контролю температури / Наукові Вісті НТУУ «КПІ», Серія Приладобудування. – 2015. – Вип. 49(1). – с.88 – 94.

УДК 612.122.1: 004.421

АЛГОРИТМ РОЗРАХУНКУ НЕОБХІДНОЇ КІЛЬКОСТІ ІНСУЛІНУ

Щербина Д.А., Є. Яворська Є.Б.

Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, м. Тернопіль

Резюме. Розроблено алгоритм розрахунку необхідної кількості інсуліну для автоматичного виставлення дози на ручці-шприці, щоб уможливити використання приладу людьми з вадами зору та людьми похилого віку. Алгоритм надає вибір типу лікування – комбінований інсулін в пропорціях 3:2 вранці і ввечері та комбінування інсуліну короткої дії і пролонгованої інсуліну в таких же пропорціях.

Ключові слова: діабет, інсулін, глікемія, алгоритм, доза.

Abstract. It was developed the algorithm for calculating the required amount of insulin. We describe the principle on which the calculations of insulin. To verify the algorithm was compiled program in environment MATLAB. Also, they tested the weight of the patient, the correction coefficient, time of day and the treatment options that confirmed the full functionality written algorithm. The algorithm allows calculating the required dose of insulin without the calculations manually, which greatly simplifies insulin. Compiled algorithm can be used for coding microprocessor pen-syringe. Automated pen-syringe can use the elderly and visually impaired people, as used automatic calculation and alignment necessary amount of insulin. Enhanced device is easy to use for patients because it does not require special skills, as well as additional costs for expensive consumables.

Keywords: diabetes, insulin, glycemia, algorithm, dose.

Вступ. Цукровий діабет (ЦД) є великою проблемою сьогодення, оскільки кількість хворих зростає з кожним роком у всьому світі. За даними міжнародної федерації діабету [1] кількість хворих до 2030 року становитиме 592млн., що дає підстави говорити про глобальну епідемію. У 90-95% хворих діагностують ЦД 2 типу, основою розвитку якого є генетична зумовленість, ожиріння, малорухливий спосіб життя. Станом на 1 січня 2014 р. в Україні

зарєєстровано 1 380 047 хворих на цукровий діабет (2,9 відсотка чисельності населення) [2]. Проте кількість людей з недиагностованою патологією перевищує цей показник у 3–4 рази [2]. В світі розроблено прилади для вимірювання рівня глюкози, проте проблемою залишається складність контролю за рівнем цукру в крові та розрахунку необхідної для введення кількості інсуліну.

Важливим питанням при діагностиці ЦД є самоконтроль рівня цукру в крові (глікемії [3]). Діабет відноситься до невиліковних хронічних захворювань, проте, його необхідно контролювати, щодня спостерігаючи рівні глюкози в крові, за допомогою індивідуальних глюкометрів [4], що надто важливе для попередження розвитку ускладнень захворювання.

Виходячи із порівняльної характеристики [5] існуючих методів та приладів, найефективнішими для контролю глікемії є системи тривалого моніторингу рівня глюкози, оскільки вимірювання проводяться протягом тривалого часу і можливо детально прослідкувати зміну рівня цукру протягом доби. Однією із них є система тривалого моніторингу рівня глюкози в крові Guardian REAL-Time [6], яка уможлиблює ефективно проконтролювати глікемію та досить точно відкоригувати інсулінотерапію. Проте, жодна з існуючих систем не передбачає можливості використання без сторонньої допомоги, особливо це стосується людей похилого віку та людей з вадами зору, та не проводить розрахунку необхідної кількості інсуліну. Також не існує приладів з автоматичним розрахунком та виставленням необхідної дози.

Тому, актуальним та важливим завданням є розробка ручки-шприца з автоматичним розрахунком необхідної кількості інсуліну та автоматичним виставленням дози на ручці-шприцу, щоб уможливити використання приладу людьми з вадами зору. Одним із завдань є розробка алгоритму розрахунку необхідної кількості інсуліну.

Мета дослідження. Розробити алгоритм розрахунку необхідної кількості інсуліну для автоматичного виставлення дози на ручці-шприцу, щоб уможливити використання приладу людьми з вадами зору та людьми похилого віку.

Матеріали і методи дослідження. Про необхідність проведення тривалого моніторингу глікемії для оцінки контролю вуглеводного обміну у хворих цукровим діабетом переконливо свідчать результати міжнародного дослідження, проведеного Bruce W. Vode [7]. У ньому брало участь 101 пацієнт, причому кожен учасник пройшов моніторинг глюкози крові в середньому протягом 12 днів. Пацієнти, використовуючи часті вимірювання глікемії протягом доби і одержуючи, хорошу цукрознижувальну терапію, знаходилися в нормоглікемічному діапазоні всього біля 65% часу в день, а часовий інтервал, протягом якого вони досягали жорсткого глікемічного контролю (до 5,5 ммоль/л перед їжею і до 7,5 ммоль/л через 2 години після прийому їжі), складав менше 30% в добу. Це свідчить

про те, що існуючі методи моніторингу і терапії діабету недостатні для щоденної підтримки нормоглікемії. Майже 30% часу пацієнти знаходилися в гіперглікемічному діапазоні з більш вираженою тенденцією до гіперглікемії (підвищеному рівню цукру в крові). Крім того, були отримані дані про періоди гіпоглікемії, на які доводилося близько 8% часу.

У дослідженні Einhorn [7] результати 88% пацієнтів, що пройшли тривалий моніторинг глюкози в крові за допомогою системи CGMS [8], зажадали зміну схеми інсулінотерапії або таблетованих препаратів, яку неможливо було спрогнозувати, не дивлячись на інтенсивне дослідження глюкози крові за допомогою глюкометра.

Специфічний підбір терапії може включати перехід на застосування іншого цукрознижувального препарату, зміну вуглеводного складу живлення, режиму введення інсуліну або навіть напрям пацієнта на консультацію до психолога, щоб підсилити мотивацію на дотримання режиму лікування. Результати досліджень показали, що за допомогою системи тривалого моніторингу рівня глюкози, та корекції інсулінотерапії дозволило підвищити перебування пацієнта в нормоглікемічному діапазоні [9] до 92%.

Також було проведено дослідження [10], де вивчався вплив коливань рівня глюкози на розвиток субклінічних (прихованих) гіпоглікемічних епізодів у хворих на цукровий діабет 1-го типу та можливість при цьому використання системи тривалого моніторингу рівня глюкози.

На міжнародному 24-тижневому рандомізованому відкритому клінічному дослідженні (PRESCHOOL [11]) в паралельних групах порівнювалися ефективність і толерантність терапії інсуліном тривалої дії «Лантус» один раз на добу й терапії інсуліном пролонгованої дії НПХ (Нейтральний протамін Хагедорна [12]) один або два рази на добу у дітей, хворих на ЦД 1 типу, віком менше 6 років.

Усі вказані вище дослідження свідчать про ефективність спостереження за рівнем глюкози в крові за допомогою систем тривалого моніторингу, проте немає систем, які передбачали б використання людьми похилого віку та з вадами зору без сторонньої допомоги. Зокрема, не існує ручок-шприців з автоматичним розрахунком та виставленням необхідної дози інсуліну.

Для розробки ручки-шприца з автоматичним розрахунком і виставленням дози інсуліну була розроблена блох-схема [13]. Для подальшого удосконалення ручки-шприца необхідно розробити алго-

ритм, за яким буде проводитись розрахунок необхідної кількості інсуліну, а також на його основі буде написано програмний код для прошивки мікропроцесора.

Алгоритм розраховує необхідну кількість добового інсуліну за формулою:

$$z = x \cdot k, \quad (1)$$

де z – добова кількість інсуліну; x – вага пацієнта; k – коригуючий коефіцієнт.

Вага пацієнта – змінне значення, яке вказує лікар або сам пацієнт. Далі необхідно вибрати коригуючий коефіцієнт, який вказує на категорію пацієнта (див. табл.1.).

Таблиця 1 – Необхідність в інсуліні пацієнтів з цукровим діабетом (за В.І. Катеренчуком, 2008) [5]

Категорія пацієнтів	Позначення категорії в MATLAB	Добова доза необхідності в інсуліні, Од/кг
Цукровий діабет на перших стадіях захворювання	a	0,5-0,8
Кетоацидоз, декомпенсація	b	1,5-2,5-3,5
Період «медового місяця»	c	0-0,3
Через 5-10 років з початку хвороби	d	0,7-1,0
Діти до 10 років	e	0,4-0,6
Діти старше 10 років і підлітки	f	1,0-1,5-2,0
При інфекційних захворюваннях	g	1,5-3,0
Під час операцій	o	1,5-2,5
При стресах	p	0,6-0,8
Вагітність в I-II триместрі	r	0,8-1,2

Також алгоритм дозволяє вибрати тип лікування. Цей пункт передбачає два варіанти лікування. Перший варіант – комбінований інсулін у пропорціях 3:2 зранку та ввечері. Другий варіант – комбінування інсуліну короткої дії та пролонгованого інсуліну у таких же пропорціях. Отримана необхідна добова доза інсуліну буде розділена у пропорціях на ранішню та вечірню дозу. Залежно від часу доби на ручці-шприцу буде виставлено необхідну для введення дозу.

Результати дослідження та їх обговорення. Для верифікації роботи алгоритму було складено програму у середовищі MatLAB. Категорії пацієнтів введені у вигляді коефіцієнтів a,b,c,d... (табл.1), де ці значення відповідають нижній границі добової дози інсуліну. Тобто, цукровий діабет на перших стадіях захворювання, введений в MATLAB, як коефіцієнт $a = 0,5$.

Спочатку програми введено значення категорій пацієнта:

```
% коефіцієнти категорій пацієнта
a=0.5;
b=1.5;
c=0.1;
d=0.7;
e=0.4;
f=1.0;
g=1.5;
o=1.5;
```

```
p=0.6;
```

```
r=0.8;
```

Після чого введено час доби (h), як прилад вибрано:

```
h=19.05; %час доби
```

Далі вибрано вагу пацієнта (x) і коригуючий коефіцієнт (k), який в прикладі відповідає значенню категорії пацієнта «a».

```
x=60; %вага пацієнта
```

```
k=a; %коригуючий коефіцієнт
```

Далі вибрано варіант лікування (i).

```
i=1;%варіант лікування
```

Значення $i=1$ відповідає типу лікування «1» - комбінований інсулін у пропорціях 3:2. Значення $i=2$ відповідає типу лікування «2» комбінування інсуліну короткої дії та пролонгованого інсуліну.

Далі обчислюється добова кількість інсуліну (z), яка розраховується за формулою (1). Функція $y=round(z)$ округлює отримане значення z до цілого значення

```
z=x*k; % розрахунок добової дози інсуліну
```

```
y=round(z);
```

Далі за допомогою функцій «if, else» перевіряються параметри типу лікування та часу доби. Оператор умови «if end» обчислює деяке логічне вираження і виконує відповідну групу інструкцій залежно від значення цього виразу. Якщо логічний

вираз істинний, то MATLAB виконає всі інструкції між «if» і «end», а потім продовжить виконання програми в рядку після «end». Якщо умова помилкова, то MATLAB пропускає всі твердження між «if» і «end» і продовжить виконання в рядку після end.

```
If i<2
    y2=y/2.5;
    y3=round(y2);
y1=y-y3;
if h>12.00
an=y3
else
an=y1
end;
```

При $i < 2$ та $h > 12.00$ значення «an» рівне «y3», де «an» – це розрахована доза інсуліну, яка виводиться на екран, а «y3» – вечірня доза при лікуванні комбінованим інсуліном. При $i < 2$ та $h < 12.00$ «an» рівне «y1» ранкова доза при лікуванні комбінованим інсуліном.

```
В іншому випадку, коли варіант лікування i=2:
else y2=y/2.5;
    y3=round(y2);
    y1=y-y3;
    y4=y1/3;
    y5=round(y4);
    y6=y1-y5;
    y7=y3*0.357;
    y8=round(y7);
    y9=y3-y8;
if h>12.00
    an1=y8
    an2=y9
else
    an1=y5
    an2=y6
end;
```

При $i \geq 2$ та $h > 12.00$ отримано вечірні дози комбінованого інсуліну короткої дії «y8» і пролонгованого інсуліну «y9». При $i \geq 2$, але $h < 12.00$ отримано ранкові дози комбінованого інсуліну короткої дії «y5» і пролонгованого інсуліну «y6».

Значення «an1», «an2» відповідають дозі комбінованого інсуліну короткої дії та пролонгованого інсуліну відповідно, при другому типі лікування.

Також, були перевірені інші значення ваги пацієнта, коригуючого коефіцієнта, часу доби і варіанти лікування, що підтвердило повну працездатність написаного алгоритму. Це дає можливість використовувати алгоритм для написання програмного коду мікропроцесора ручки-шприца.

Висновки. Розроблений алгоритм дозволяє розрахувати необхідні дози інсуліну без проведення розрахунків вручну, що значно спрощує інсулінотерапію. Описаний алгоритм можна використовувати для написання програмного коду мікропроцесора ручки-шприца. Автоматизовану ручку-шприц можуть використовувати люди похилого віку і з вадами зору, оскільки використовується автоматичний розрахунок і виставлення необхідної кількості інсуліну. Удосконалений прилад буде зручним у використанні для пацієнтів, оскільки не вимагає спеціальних навичок, а також додаткових витрат на дорогі витратні матеріали.

Перспективи подальшого дослідження. Надалі буде написаний програмний код мікропроцесора на базі складеного алгоритму. Також, буде складена типова структурна схема, що дозволить спроектувати макет автоматизованої шприц-ручки, а також проведено дослідження на зібраному макеті.

Література.

1. Атлас диабета [Электронный ресурс]: (Международная федерация диабета). - 2014. – Режим доступа: <http://www.idf.org/sites/default/files/attachments/Atlas-poster-RU.pdf>
2. Во Львовской области начались Дни профилактики и раннего выявления сахарного диабета [Электронный ресурс]: (МОЗ Украины). – 2014. – Режим доступа: http://www.moz.gov.ua/ua/portal/pre_20141104_b.html.
3. Материал из Википедии. Гликемия: [Электронный ресурс]. – 2014. – Режим доступа: <http://uk.wikipedia.org/wiki/%D0%93%D0%BB%D1%96%D0%BA%D0%B5%D0%BC%D1%96%D1%8F>
4. Материал из Википедии. Глюкометр: [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <http://ru.wikipedia.org/wiki/%D0%93%D0%BB%D1%8E%D0%BA%D0%BE%D0%BC%D0%B5%D1%82%D1%80>
5. Щербина, Д.А. Методы измерения уровня глюкозы в крови человека / Д.А.Щербина, Е.Б. Яворская // Электронный журнал «Биомедицинская инженерия и электроника». – Херсон, 2012. – № 1.
6. Guardian REAL-Time CGM System [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <https://www.medtronicdiabetes.com/treatment-and-products/guardian-real-time-cgm-system>
7. Карпова, Е.В. Значение непрерывного мониторинга гликемии в пациентов с сахарным

диабетом [Електронний ресурс]. - Режим доступа: http://www.celt.ru/articles/art/art_154.phtml

8. СИСТЕМА НЕПРЕРЫВНОГО МОНИТОРИНГА ГЛЮКОЗЫ CGMS GOLD [Електронний ресурс]. - Режим доступа: http://mes.kiev.ua/produkty/cgms_gold.aspx

9. Медицинская энциклопедия "Medico" [Электронный ресурс]. - Режим доступа: <http://medico.su/endokrinologiya/471-norma-cukru-v-krov-u-zhnok-cholovkv-dtey.html>

10. Мохорт Т.В. Возможности использования системы длительного мониторинга глюкозы при сахарном диабете 1-го типа / Т.В. Мохорт, Е.С. Махлина, М.А. Машкова // Международный эндокринологический журнал. – К., 2012. №1 (41).

11. Dannea T. A randomized trial comparing the rate of hypoglycemia – assessed using continuous glucose monitoring – in 125 preschool children with type 1 diabetes treated with insulin glargine or NPH insulin (the PRESCHOOL study) /Thomas Dannea, Areti Philotheoub, David Goldmanc et al.// Pediatric Diabetes. – 2013. – Г. 19.).

12. Материал из Википедии. NPH insulin [Электронный ресурс]. - Режим доступа: https://en.wikipedia.org/wiki/NPH_insulin

13. Щербина Д. А. Блок-схема удосконаленої системи тривалого моніторингу рівня глюкози в крові людини / Д.А. Щербина, Є.Б. Яворська // Вісник НТУУ «КПІ». Серія Радіотехніка. Радіоапаратування. – 2015. – № 61. – с. 122-130.

УДК 004.891.3: 51-76: 616.12-07: 621.6.021

ЗАДАЧА СТВОРЕННЯ КЛАСИФІКАЦІЙНИХ МОДЕЛЕЙ ВИЗНАЧЕННЯ ПАТОЛОГІЧНИХ СТАНІВ ОРГАНІЗМУ ЛЮДИНИ

Якимчук В.С., Носовець О.К.

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»,
Факультет біомедичної інженерії, м. Київ

Резюме. Розглянуто проблему побудови класифікаторів для диференціальної діагностики у випадку взаємної кореляції показників. Використано підходи для створення математичних моделей, а саме бінарна логістична регресія з покроковим включенням інформативних ознак та метод групового урахування аргументів. На прикладі бази даних з аналізом хімічних складових видиху та функціональних показників організму людини з ішемічною хворобою серця показана ефективність методу групового урахування аргументів, який показав ефективність класифікатору на тестовій вибірці 85,7%.

Ключові слова: оцінка ефективності, класифікаційна модель, метод групового урахування аргументів, ішемічна хвороба серця.

Abstract. The problem of constructing classifiers for differential diagnosis in the case of cross-correlation parameters has been performed. The different approaches were used to determine informative classifiers of cardiovascular system pathologic condition diagnosis such as binary logistic regression with stepwise inclusion of informative characteristics and group method of data handling. A database with attributes of chemical components exhalation and functional parameters of the human body with coronary heart disease was collected. Using this database was shown the effectiveness of group method of data handling. The efficiency of group method of data handling was proved. This method allowed to get control group total sensitivity of 91,7, specificity of 98,7 and correctly ranked data total percentage of 85,7.

Key words: efficiency evaluation, classification model, group method of data handling, ischemic heart disease.

Вступ. Створення комп'ютерних діагностичних систем для своєчасного виявлення патології є однією з найактуальніших проблем сьогодення. Використання таких систем в сучасній медичній практиці дозволяє на ранніх етапах розвитку захворювання встановлювати діагноз та призначати адекватне медикаментозне або хірургічне ліку-

вання. Прикладами таких систем є метод біорезонансної терапії [1], метод фазаграфії [2] та метод визначення складових повітря, що видихається [3] та інші.

Методи відбору діагностичних ознак для побудови класифікаційних моделей широко описані в роботі [4]. Правильний вибір сукупності ознак, що

використовуються для моделювання класифікаційних моделей, є актуальним, оскільки підвищує якість розпізнавання та зменшує вартість діагностичної системи [5]. Даний процес включає в себе такі етапи як конструювання вихідного простору ознак та селекція ознак, яка зводиться до мінімізації сформованого простору. Крім того, перед дослідниками постає проблема побудови стійких класифікаційних моделей, що призначені для реалізації у вигляді інформаційних систем, та їх застосування у медичних закладах різного профілю, в більшості випадків обумовлена мультиколінеарністю результатів спостережень. Таким чином, вибір методу відбору ознак та побудова класифікаційних моделей на їх основі є актуальним.

Мета дослідження – аналіз ефективності наявних підходів для створення класифікаційних моделей для визначення патологічних станів організму людини.

Матеріали та методи. Для пошуку можливого варіанту досягнення поставленої мети розглянуто та використано побудовану інформаційну технологію дослідження стану серцево-судинної системи (далі – ССС) людини за складом повітря, що видихається [3]. Проаналізовано патологію роботи серця, а саме ішемічну хворобу серця (далі – ІХС).

В ДУ «Національний інститут серцево-судинної хірургії ім. М. М. Амосова НАМН України» були проведені дослідження повітря, що видихається, на вміст хімічних сполук у 72 пацієнтів з ІХС. Діагноз був попередньо визначено різними методами діагностики: ЕКГ, коронарографія, фонокардіографія, МРТ та ін. Окрім взятої проби видиху, зібрано анамнез з загальними характеристиками стану організму та фізіологічними даними (вік, зріст, вага, стать, систолічний та діастолічний тиски та ін.). Середній вік хворих становив 52 роки, з них 46 чоловіків та 26 жінок.

В Національному технічному університеті України «Київський політехнічний інститут ім. І. Сікорського» проводились обстеження 63 практично здорових осіб. Також заповнювався анамнез та аналізувався хімічний склад повітря, що видихається. Середній вік обстежуваних – 55 років, з них 40 чоловіків та 15 жінок.

Всі обстежені випадковим чином були розділені на дві групи – навчальну та контрольну. Навчальна група включала в себе 108 (80%) спостережень та була використана для побудови діагностичних моделей. Контрольна вибірка відповідно містила 27 (20%) спостережень та застосовувалась для оцінки стійкості моделі та можливості її застосування при створенні реальної інформаційної

системи. Кожна модель оцінювалась за показниками чутливості, специфічності та загального відсотку правильно передбачених значень.

Застосовано статистичні методи порівняння груп спостережень, математичні методи для створення прогностичних моделей (бінарна логістична регресія та метод групового урахування аргументів). Використані пакет для статистичної обробки даних IBM SPSS Statistics 22.0 та GMDH Shell.

Результати дослідження та їх обговорення. Для відбору значимих ознак використані стандартні статистичні методи (кореляційний аналіз та методи порівняння груп). В результаті відібрано 6 показників, на основі яких знайдено коефіцієнти класифікаційної моделі методом бінарної логістичної регресії (табл. 1).

Якість моделі була оцінена за показниками чутливості та специфічності розрахованими на навчальній та контрольній вибірках (табл. 2).

Таблиця 1 – Результати моделювання при попередньому відборі ознак за допомогою стандартних статистичних методів

Ознаки	Коефіцієнт моделі	p
Вік, роки	-0,090	0,008
Стать (1 – чоловіки, 0 – жінки)	0,600	0,002
Рівень O ₂	0,311	0,001
Рівень NH ₃	2,117	0,009
Рівень HF	-0,472	0,001
Рівень CO ₂	-0,672	0,001
Константа	-6,623	-

Результати в таблицях 1 та 2 показують, що незважаючи на високу точність отриманої моделі на навчальній вибірці, показники чутливості та специфічності на контрольній вибірці були занадто низькими. Це викликано мультиколінеарністю обраних показників. Таким чином, даний підхід є невиправданим з точки зору отримання стійкості класифікаційної моделі для діагностичних систем.

Таблиця 2 – Оцінка якості результатів моделювання при попередньому відборі ознак за допомогою стандартних статистичних методів

Вибірка	Навчальна	Контрольна

Чутливість	87,5	27,3
Специфічність	85	18,3
Загальний відсоток правильно класифікованих даних	86,3	24,6

На наступному кроці використовується метод, який перевіряє значимість ознаки, яку додали або видалили, та називається покроковою регресією з різними комбінаціями процедур додавання або видалення ознак (табл. 3).

Таблиця 3 – Результати моделювання за допомогою покрокової регресії

Ознаки	Коефіцієнт моделі	p
Вік, роки	-0,082	0,013
Рівень O ₂	0,323	0,038
Рівень HF	-0,470	0,002
Рівень CO ₂	-0,761	0,001
Константа	-6,403	-

Якість моделі була оцінена за показниками чутливості та специфічності розрахованими на навчальній та контрольній вибірках (табл. 4).

Таблиця 4 – Оцінка якості результатів моделювання за допомогою покрокової регресії

Вибірка	Навчальна	Контрольна
Чутливість	87,5	66,7
Специфічність	85	56,7
Загальний відсоток правильно класифікованих даних	86,4	64,4

Аналіз одержаних результатів показав, що враховуючи відбір ознак за допомогою покрокових процедур вдалося підвищити показники точності на контрольній вибірці на 39,8%. Однак оцінка відібраних показників з клінічної точки зору показав, що в модель не був включений такий показник як стать, що за різними літературними даними є одним з найважливіших з прогностичної точки зору.

Наступним підходом до вирішення поставленої мети було застосування методу групового

урахування аргументів. Метод заснований на рекурсивному селективному відборі моделей, на основі яких будуються складніші моделі. Точність моделювання на кожному наступному кроці рекурсії збільшується за рахунок ускладнення моделі. Оптимальну модель одержуємо шляхом оцінки показників точності на контрольній вибірці. Такий підхід дозволяє не тільки вирішити питання відбору ознак, а й забезпечити стійкість моделі на даних, що не приймали участь у моделюванні.

Якість моделі була оцінена за показниками чутливості та специфічності розрахованими на навчальній та контрольній вибірках (табл. 5).

Таблиця 5 – Оцінка якості результатів моделювання методом групового урахування аргументів

Вибірка	Навчальна	Контрольна
Чутливість	90,2	91,7
Специфічність	87,8	98,7
Загальний відсоток правильно класифікованих даних	89,1	85,7

Класифікаційна модель, отримана даним методом має наступний вигляд:

$$y = -16,454 - 0,009 * HF * CO_2 + 0,389 * O_2 + 2,925 * NO_2 - 0,006 * Вік * O_2 + 0,262 * Вік + 0,003 * Вік * NO - 14,133 * NO_2 * H_2S - 0,362 * Стать * NH_3 + 0,141 * NO_2 * CO_2 - 0,0007 * O_2 * CO_2 - 0,025 * Стать * HF.$$

Як видно, даний підхід є найбільш виправданим для його застосування при розробці діагностичних систем, оскільки дає найліпші результати на контрольній вибірці.

Висновки. Проведена порівняльна характеристика ефективності підходів до відбору інформативних ознак та створення класифікаційних моделей визначення патологічних станів організму людини. Доведена ефективність методу групового урахування аргументів, застосування якого дозволило отримати загальну чутливість моделі на контрольній вибірці 91,7, специфічність 98,7 та загальний відсоток правильно передбачених значень 85,7.

Література

1. Efficacy Study into Bioresonance Therapy. Bioresonance.com. 2016.

2. Файнзильберг Л.С. ФАЗАГРАФ® – эффективная информационная технология обработки ЭКГ в задаче скрининга ишемической болезни

сердца. Клиническая информатика и телемедицина. 2010. №6-7. С. 22-30.

3. Якимчук В. С. Диагностика состояния больных с сердечно-сосудистыми заболеваниями с помощью показателей газообмена. 2013. №1/9 (61). С. 44-48.

4. Настенко Є. А. Моделювання класифікаторів диференціальної діагностики патологічних станів системи кровообігу. Восточно-Европейский

журнал передовых технологий. 2014. №6/3(72). С. 30-35.

5. Файнзильберг Л.С. Компьютерная диагностика по фазовому портрету электрокардиограммы. К. Освіта України. 2013. 191 с.

ФБМІ КПІ імені Ігоря Сікорського

м. Київ, пр. Перемоги, 37

Тел.: (044) 204 – 85 – 74