

National Technical
University of Ukraine
"Igor Sikorsky
Kyiv Polytechnic Institute"



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

Міжнародна науково-практична конференція
СУЧАСНИЙ СТАН ТА ПЕРСПЕКТИВИ
БІОМЕДИЧНОЇ ІНЖЕНЕРІЇ
присвячена 20-річному ювілею
Факультету біомедичної інженерії
Київського політехнічного інституту імені Ігоря Сікорського

International Scientific and Practical Conference
CURRENT STATE AND PROSPECTS OF BIOMEDICAL
ENGINEERING

dedicated to the 20-anniversary of the
Faculty of Biomedical Engineering of the
National Technical University of Ukraine
"Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute"

МАТЕРІАЛИ КОНФЕРЕНЦІЇ
BOOK OF ABSTRACTS

15-16 грудня 2022 року, Київ, Україна
December 15-16, 2022, Kyiv, Ukraine



УДК [577+616]:62(062)

Сучасний стан та перспективи біомедичної інженерії : матеріали Міжнародної науково-практичної конференції, присвячена 20-річному ювілею Факультету біомедичної інженерії Київського політехнічного інституту імені Ігоря Сікорського (15-16.12.2022, м. Київ) : ел.збірник / Упоряд.: О.І. Голембіовська – Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2022. – 98 с.

Збірник матеріалів доповідей Міжнародної науково-практичної конференції «Сучасний стан та перспективи біомедичної інженерії», присвячена 20-річному ювілею Факультету біомедичної інженерії Київського політехнічного інституту імені Ігоря Сікорського.

Розглянуто широке коло питань в галузі біомедичної інженерії, такі як: проблеми та перспективи біомедичної інженерії як освітньої та наукової галузі; клінічна інженерія, технології діагностики та лікування; медичне приладобудування і біомедична електроніка; регенеративна біоінженерія, біофармацевтична інженерія, медичні біотехнології; реабілітаційна інженерія, фізична терапія, ерготерапія; біомедична кібернетика, телемедицина, інтелектуальні системи в медицині.

Розраховано на наукових та науково-педагогічних працівників наукових установ, закладів освіти фармацевтичного, медичного, біологічного профілю, докторантів, аспірантів, студентів, співробітників підприємств та громадських організацій.

Current state and prospects of biomedical engineering: materials of the International scientific and practical conference dedicated to the 20th anniversary of the Faculty of Biomedical Engineering Ihor Sikorskyi Kyiv Polytechnic Institute (December 15-16, 2022, Kyiv) : electronic abstract book / Edited by: O.I. Golembiovska - Kyiv: KPI named after Igor Sikorskyi, 2022. – 98 p.

Collection of reports of the International scientific and practical conference "Current state and prospects of biomedical engineering", dedicated to the 20th anniversary of the Faculty of Biomedical Engineering of the Igor Sikorskyi Kyiv Polytechnic Institute. A wide range of issues in the field of biomedical engineering are considered, such as: problems and prospects of biomedical engineering as an educational and scientific field; clinical engineering, diagnostic and treatment technologies; medical instrumentation and biomedical electronics; regenerative bioengineering, biopharmaceutical engineering, medical biotechnology; rehabilitation engineering, physical therapy, occupational therapy; biomedical cybernetics, telemedicine, intelligent systems in medicine.

It is intended for scientific and scientific-pedagogical employees of scientific institutions, pharmaceutical, medical, and biological education institutions, doctoral students, postgraduate students, students, employees of enterprises and public organizations.

*За виклад, зміст і достовірність матеріалів відповідальні автори.
Матеріали друкуються мовами оригіналу: українська, англійська.*

Матеріали конференції дозволено до опублікування в Україні та за кордоном.
Наказ № НМКП/98/2022 від 14.12.2022 про Проведення Міжнародної науково-практичної конференції «Сучасний стан та перспективи біомедичної інженерії» КПІ ім. Ігоря Сікорського.

© Автори матеріалів, 2022

© КПІ ім. І.Сікорського, 2022

Організатор та співорганізатори конференції : Conference organizer and co-organizers :

Факультет біомедичної інженерії Київського політехнічного інституту ім. Ігоря Сікорського Faculty
of Biomedical Engineering of National Technical University of Ukraine "Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic
Institute"

Українське представництво Всесвітньої організації охорони здоров'я
Ukrainian representative office of the World Health Organization

ВГО «Всеукраїнська асоціація біомедичних інженерів і технологів»
SO "All-Ukrainian Society of Biomedical Engineers and Technologists"

Гуманітарний фонд Арлін Кемпбел (США)
Arlene Campbell Humanitarian Fund (USA)

Технології здоров'я без кордонів (США)
Health Technologies without Borders (USA)

Познанський університет технологій (Польща)
Poznań University of Technology (Poland)

ФБМІ Чеського технічного університету в Празі (Чехія)
FBME of the Czech Technical University in Prague (Czech Republic)

Корейський інститут науки і технологій (Південна Корея)
Korean Institute of Science and Technology (South Korea)

Інститут прикладних технологій (Китай)
Institute of Applied Technologies (China)

Українсько-японський центр КПІ ім. Ігоря Сікорського
Ukrainian-Japanese Center of Igor Sikorskyi KPI

Вінницький національний технічний університет
Vinnitsia National Technical University

Національний університет «Одеська політехніка»
Odessa Polytechnic National University

Національний аерокосмічний університет ім. М.Є. Жуковського «Харківський авіаційний інститут»
M.E. Zhukovsky National Aerospace University "Kharkiv Aviation Institute"

Харківський національний університет радіоелектроніки
Kharkiv National University of Radio Electronics

Сумський державний університет
Sumy State University

Національного університету «Львівська політехніка»
Lviv Polytechnic National University

Державний університет «Житомирська політехніка»
Zhytomyr Polytechnic State University

Тернопільський національний технічний університет ім. Івана Пулюя
Ternopil Ivan Puluj National Technical University

ДВНЗ «Приазовський державний технічний університет»
Priazovsky State Technical University



КОМІТЕТИ - COMMITTEES

Програмний комітет

Почесні голови програмного комітету:

Згуровський М.З., д.т.н., професор, ректор КПІ ім. Ігоря Сікорського, академік НАН України та НАПН України

Якименко Ю.І., д.т.н., професор, академік НАН України

Пасічник В.А., д.т.н., професор, проректор з наукової роботи КПІ ім. Ігоря Сікорського

Голови програмного комітету :

Максименко В.Б., д.м.н., професор, професор кафедри біомедичної інженерії КПІ ім. Ігоря Сікорського

Галкін О.Ю., д.б.н., професор, в.о. декана факультету біомедичної інженерії КПІ ім. Ігоря Сікорського

Члени програмного комітету :

Акіхіко Ханафуза, професор, департамент біонауки та інженерії Технологічного інституту Шібаура, коледж системної інженерії та науки, Сайтама, Японія

Олаф Чішак, д.т.н., декан факультету машинобудування Познанського технологічного університету, Польща

Чакунашвілі Костянтин, д.м.н., асоційований професор Тбіліського державного медичного університету, Грузія

Чао Ван, Ph.D., асоційований професор Пекінського технологічного університету, Китай

Гурські Філіп, DSc., PhD., доцент факультету машинобудування Познанського технологічного університету

Какабадзе Зураб, професор, Академік Академії природничих наук Грузії, завідувач кафедри клінічної анатомії Тбіліського державного медичного університету, Грузія

Кнеппо Петер, професор, д-р інж., професор кафедри біомедичних технологій Чеського технічного університету в Празі, Чехія

Паресішвілі Теона, д.м.н., запрошений викладач Тбіліського державного медичного університету, Грузія

Аврунін О.Г., д.т.н., професор, завідувач кафедри біомедичної інженерії Харківського національного університету радіоелектроніки

Азархов О.Ю., к.т.н., д.м.н., професор, завідувач кафедри біомедичної інженерії ДВНЗ «Приазовський державний технічний університет»

Бачинський М.В., к.т.н., доцент кафедри біотехнічних систем Тернопільського національного технічного університету ім. Івана Пулюя

Бесараб О.Б., к.т.н., доцент, в.о. завідувача кафедри трансляційної медичної біоінженерії КПІ ім. Ігоря Сікорського

Білошицька О.К., к.т.н., доцент кафедри біомедичної інженерії КПІ ім. Ігоря Сікорського

Бойко Г.Л., к.п.н., доцент, в.о. завідувача кафедри технологій оздоровлення і спорту КПІ ім. Ігоря Сікорського

Висоцька О.В., д.т.н., професор, завідувачка кафедри радіоелектронних та біомедичних комп'ютеризованих засобів і технологій Національного аерокосмічного університету ім. М.Є. Жуковського «Харківський авіаційний інститут»

Карпенко О.В., д.т.н., професор, професор кафедри технології біологічно активних сполук, фармації та біотехнології Національного університету «Львівська політехніка»

Коваль Л.Г., к.т.н., доцент, завідувач кафедри біомедичної інженерії та оптико-електронних систем Вінницького національного технічного університету

Настенко Є.А., д.б.н., професор, завідувач кафедри біомедичної кібернетики КПІ ім. Ігоря Сікорського

Павлов С.В., д.т.н., професор, професор кафедри біомедичної інженерії Вінницького національного технічного університету

Прокопович І.В., д.т.н., професор, директор Інституту біомедичної інженерії Національного університету «Одеська політехніка»

Романішин Ю.М., д.т.н., професор, завідувач кафедри електронних засобів інформаційно-комп'ютерних технологій Національного університету України «Львівська політехніка»

Сторчун Є.В., д.т.н., професор кафедри електронних засобів інформаційно-комп'ютерних технологій Національного університету «Львівська політехніка»

Суходуб Л.Ф., член-кореспондент НАН України, д.ф.-м.н., професор, завідувач кафедри біофізики, біохімії, фармакології та біомолекулярної інженерії Медичного інституту Сумського державного університету

Тимчик С.В., к.т.н., декан факультету інфокомунікацій, радіоелектроніки та наносистем Вінницького національного технічного університету

Тітова Н.В., д.т.н., професор, завідувач кафедри біомедичної інженерії Національного університету «Одеська політехніка»

Худецький І.Ю., д.м.н., професор, завідувача кафедри біобезпеки і здоров'я людини КПІ ім. Ігоря Сікорського

Шликов В.В., д.т.н., доцент, завідувач кафедри біомедичної інженерії КПІ ім. Ігоря Сікорського

Яворська Є.Б., к.т.н., доцент, завідувач кафедри біотехнічних систем Тернопільського національного технічного університету ім. Івана Пулюя

Яворський Б.І., д.т.н., професор, професор кафедри біотехнічних систем Тернопільського національного технічного університету ім. Івана Пулюя



Program Committee

Honorary Chairmans of the Program Committee:

Zgurovskyi M.Z. *Igor Sikorsky KPI*

Yakymenko Yu.I. *Igor Sikorsky KPI*

Pasichnyk V.A. *Igor Sikorsky KPI*

Heads of the program committee:

Maksymenko V.B. *Igor Sikorsky KPI*

Galkin O.Yu. *Igor Sikorsky KPI*

Members of the program committee:

Akihiko Hanafusa *Shibaura Institute of Technology, Japan*

Ciszak Olaf *Poznan University of Technology, Poland*

Chakhunashvili Konstantine *Tbilisi State Medical University, Georgia*

Chao Wang *Beijing University of Technology, China*

Górski Filip *Poznan University of Technology, Poland*

Kakabadze Zurab *Tbilisi State Medical University, Georgia*

Kneppo Peter *Czech Technical University in Prague, Czech Republic*

Paresishvili Teona *Tbilisi State Medical University, Georgia*

Avrunin O.G. *Kharkiv National University of Radio Electronics*

Azarkhov O.Yu. *Pryazovsky State Technical University*

Bachynskyi M.V. *Ivan Pulyuy Ternopil National Technical University*

Besarab O.B. *Igor Sikorsky KPI*

Biloshitska O.K. *Igor Sikorsky KPI*

Boyko G.L. *Igor Sikorsky KPI*

Vysotska O.V. *Zhukovsky National Aerospace University "Kharkiv Aviation Institute"*

Karpenko O.V. *Lviv Polytechnic National University*

Koval L.G. *Vinnitsia National Technical University*

Nastenko E.A. *Igor Sikorsky KPI*

Pavlov S.V. *Vinnitsia National Technical University*

Prokopovich I.V. *National University "Odesa Polytechnic"*

Romanyshyn Yu.M. *National University of Ukraine "Lviv Polytechnic"*

Storchun E.V. *National University "Lviv Polytechnic"*

Sukhodub L.F. *Medical Institute of Sumy State University*

Tymchyk S.V. *Vinnitsia National Technical University*

Titova N.V. *National University "Odesa Polytechnic"*

Khudetskyi I.Yu. *Igor Sikorsky KPI*

Shlykov V.V. *Igor Sikorsky KPI*

Yavorska Ye.B. *Ivan Pulyuy Ternopil National Technical University*

Yavorskyi B.I. *Ivan Pulyuy Ternopil National Technical University*



Організаційний комітет

Голова організаційного комітету :

Галкін О.Ю., д.б.н., професор, в.о. декана факультету біомедичної інженерії КПІ ім. Ігоря Сікорського

Заступник голови організаційного комітету :

Голембіовська О.І., к.фарм.н., доцент кафедри трансляційної медичної біоінженерії КПІ ім. Ігоря Сікорського

Члени організаційного комітету :

Антонова-Рафі Ю.В., доцент, к.т.н., доцент кафедри біобезпеки і здоров'я людини КПІ ім. Ігоря Сікорського

Бовсунівська К.С., старший викладач кафедри біомедичної кібернетики КПІ ім. Ігоря Сікорського

Кротов А.М., учбовий майстер кафедри трансляційної медичної біоінженерії КПІ ім. Ігоря Сікорського

Мороз В.М., завідувач лабораторії кафедри біобезпеки і здоров'я людини КПІ ім. Ігоря Сікорського

Овчаренко Н.В., старший лаборант кафедри біомедичної кібернетики КПІ ім. Ігоря Сікорського

Сиротинська О.К., старший викладач кафедри технології оздоровлення і спорту КПІ ім. Ігоря Сікорського

Соломін А.В., к.ф.-м.н., доцент, доцент кафедри біомедичної інженерії КПІ ім. Ігоря Сікорського

Organization Committee

Chairman of the organizing committee:

Galkin O.Yu. Igor Sikorsky KPI

Deputy chairman of the organizing committee:

Golembiovska O.I. Igor Sikorsky KPI

Members of the organizing committee:

Antonova-Rafi Yu.V. Igor Sikorsky KPI

Bovsunovska K.S. Igor Sikorsky KPI

Krotov A.M. Igor Sikorsky KPI

Moroz V.M. Igor Sikorsky KPI

Ovcharenko N.V. Igor Sikorsky KPI

Sirotynska O.K. Igor Sikorsky KPI

Solomin A.V. Igor Sikorsky KPI



3MICT - TABLE OF CONTENTS

Vortex model of blood flow through the human aorta Anchelov M., Rudnikov Ye., Britan A., Nastenکو Ie.	17
Improved random forest algorithm in the task of liver pathology classification by medical images Babenko V., Nastenکو Ie., Pavlov V.	18
EPR spectroscopy in oncological research Chalenko M., Kovalchuk P., Maksimova A., Kovalenko A.....	19
Biotechnology of enzymes Chalenko M., Maksimova A.....	20
Hybrid classifiers in the task of determining the areas of lung lesion types in Covid-19 by CT images Davydko O., Pavlov V., Nastenکو Ie.	21
The assessment of the properties of SLM-fabricated alloy co-28cr-6mo for biomedical application Efremenko B., Azarkhov O., Efremenko V.	22
Information technology on smartphone for assessing the adaptation capabilities of the human body Fainzilberg I.	23
Problems of prosthetics and rehabilitation of patients with lower limb amputations and high motor activity Khudetskyi I., Snitsar Y.	24
Optogenetics Kovalchuk P., Krailo O., Pisarkova L., Prozor N.	25
Hybridoma cell line Kovalchuk P., Kovalenko A., Shyketa D., Bachynska Y.	26
The use of digital connected care in providing medical care to chronic patients Kovalenko O., Averyanova O., Kislyak S.	27
Class-oriented selection of informative features in the problem of differential diagnosis of drug-resistant and drug-sensitive tuberculosis forms by ct images Matviichuk O., Nastenکو Ie, Pavlov V.	28
A system for determining of socket fit quality during lower limb prosthetics Melnyk H., Khudetskyi I.	29
Effects of magnetic force mediated by fe₃o₄ nanoparticles on breast cancer animal model Orel V., Dynnyk O., Orel V., Galkin O., Dayukevich O., Rykhalskyi O., Syvak L., Dedkov A., Golovko T.	30
Local drug delivery system after surgical cancer treatment Paresishvili T., Kakabadze Z.	31
A modern state of human immunodeficiency virus vaccine development Serba N., Bespalova O.	32



Application of logistic regression in medicine	
Titova N., Manicheva N.	33
Features of testing drainage devices for the treatment of glaucoma	
Tkachuk R., Kucher A., Yanenko O., Shevchenko K.	34
Determination of electromagnetic properties as a new criteria of biocompatibility of implant materials for bone regeneration	
Yanenko O, Peregudov S., Shevchenko K., Malanchuk V., Shvydchenko V.	35
Specification of computer model of quantum states for testing of medical information technological systems	
Yavorsky V.	36
Модель фетального пульсометра на мікроконтролері	
Азархов О. Ю., Сілі І. І.	37
Температурний контроль при лазерній терапії поверхневих новоутворень	
Аміров Т. Я., Богомолів М. Ф.	38
Використання стабілометрії у фізичній терапії	
Антонова-Рафі Ю. В., Худецький І. Ю., Интелегатор Д. О.	39
Багатофункціональний прилад для лікування Covid-19 та його ускладнень	
Байкова А. Г., Богомолів М. Ф.	40
Система управління знаннями в закладах охорони здоров'я	
Білошицька О. К., Зюков О. Л.	41
Екологічна безпека: математичне моделювання процесів очищення газових сумішей	
Бовсунівська К. С.	42
Сучасні методи лазерної діагностики і терапії	
Богомолів М. Ф.	43
Особливості фізичної реабілітації жінок похилого віку після перелому стегнової кістки	
Бочкова Н. Л., Мельник Д. В. ...	44
Особливості аналізу біомедичних даних методами нелінійної динаміки	
Буриченко М. Ю., Архирей М. В., Золотенкова Т. С.	45
Перспективи створення автоматизованої системи для розпізнавання та корекції негативного емоційного стану	
Гевко О. В., Хвостівський М. О., Яворська Є. Б., Паньків І. М., Тимків П. О.	46
Моделювання процесу радіочастотної резекції меніска колінного суглоба	
Гришук Б. Я., Бойко І. В., Шликов В. В.	47
Діагностичний алгоритм класифікації типу ракової пухлини молочної залози на основі аналізу гістологічних знімків	
Добровська Л. М., Іванченко А. С.	48
Дослідження екологічної безпеки наноматеріалів медичного призначення	
Дядюра К. О., Гребеник Л. І., Прімова Л. О., Дядюра І. К.	49
Універсальний лазерний скальпель для роботи в польових умовах	
Євсєєва П. О., Богомолів М. Ф.	50



Програмний застосунок для оцінки ймовірності ризику розвитку суглобових та позасуглобових пошкоджень у пацієнтів з артритом Єфремова С. В., Городецька О. К.	51
Розробка алгоритмів лікування гліоми Зеленський К. Х., Щур В. Є.	52
Моделювання показників ультразвукового дослідження для оцінки кардіологічних патологій у новонароджених після оперативних втручань Каліновська Б. В., Городецька О. К.	53
Порівняльні характеристики провідних біомеханічних протезів кисті Коровкіна В. І., Білошицька О. К.	54
Сучасні технології виготовлення титанових зубних імплантів Кухар Д. М., Голембіовська О. І.	55
Розробка технічного файлу на медичний виріб – біосумісний зубний імплант Кухар Д. М., Голембіовська О. І.	56
Програмно-апаратний комплекс для зняття нейрофізіологічних показників лучників в процесі тренування Литвякова Д. К., Овчаренко Г. Р., Білошицька О. К.	57
Використання культур клітин в токсикологічній оцінці косметичних продуктів Луценко Т. М., Дронько Л. М.	58
Методи обробки МРТ/КТ зображень та їх аналіз Матвеева І. О.	59
Методика опрацювання даних в лікуванні надлишкової ваги Монченко О. В., Корчева С. Г., Єременко В. С., Процюк О. В., Гончарук О. Ю.	60
Математичне моделювання взаємодії динаміки лівого шлуночка із аортою Настенко Є. А., Зеленський К. Х.	61
Перспективи використання природних біополімерів в галузі тканинної інженерії в репродуктивній медицині Отрода М. С., Тодоров Я. С.	62
Система оптимального розбиття вибірки за критерієм «розподіл по дисперсії» у задачах апроксимації та прогнозу Павлов В. А., Настенко Є. А., Гупало М. С.	63
Ідентифікація та аналіз дрібновогневих уражень на магнітно-резонансній томографії головного мозку Павлов В. А., Настенко Є. А., Юрочкін В. В.	64
Багатофункціональний лазерний пристрій для доставки ліків у польових умовах Пацукевич Я. П., Богомолів М. Ф.	65
Електроди для інструменту для зварювання легень Попов С. В., Лебедев О. В.	66
Компартментна модель поширення нових коронавірусних інфекцій, що враховує ефект вакцинації Попова К. І., Луценко В. І., Луценко І. В., Попов І. В., Бабаков М. Ф.	67



Компартментна модель поширення коронавірусної інфекції	
Попова К. І., Луценко В. І., Луценко І. В., Попов І. В., Бабаков М. Ф.	68
Методології багатокритеріальної оцінки життєвого циклу скафолдів для регенеративної медицини	
Прокопович І. В., Дядюра К. О., Прокопович П. І.	69
Інженерна методика визначення овуляції у жінок	
Птуха А. В., Богомолів М. Ф.	70
Використання нейронних мереж для діагностики раку молочних залоз на термографічних зображеннях	
Решетнікова П. О., Білошицька О. К.	71
Мобільний додаток для виявлення порушень ритму серця	
Рудніцька О. В., Недураєва А. Ю.	72
Біполярний затискач для ізоляції легеневих вен при радіочастотній абляції на відкритому серці	
Стасюк Ю. П., Максименко В. Б., Худецький І. Ю.	73
Кімната з бездротовим електроживленням потужних імплантів та протезів	
Теличко Д. В., Олійник В. П.	74
Біомеханічні проблеми регенерації суглобового хряща	
Тодоров Я. С., Отрода М. С.	75
Розробка апаратного комплексу для 3D-друку біооб'єктів на клітинній основі	
Умаров Д. В.	76
Алгоритмічне забезпечення розпізнавання фетального електрокардіосигналу	
Франчевська Г. І.	77
Проектування системи підтримки прийняття лікарських рішень при лікуванні хворих з підтвердженим випадком Covid-19	
Черниш К. Ю., Білошицька О. К.	78
Підвищення точності апаратів для вимірювання рівня оксигенації крові врахуванням концентрації карбоксигемоглобіну	
Шейкус А. Р., Прасол І. В.	79
Роль індукованих плюрипотентних стовбурових клітин в сучасній регенеративній медицині	
Щербак Д. Ю., Луценко Т. М.	80
Особливості оцінки ризиків виробничого процесу отримання біоімпланту	
Щоткіна Н. В., Паламарчук Ю. В., Галкін О. Ю.	81
Парадигма проектування інформаційних систем для автономного, неінвазивного контролю та корекції функціонального стану організму людини	
Яворська Є. Б., Паляниця Ю. Б.	82
Хронологія розвитку медико-інженерних спеціальностей в системі освіти України та становлення біомедичної інженерії	
Максименко В. Б., Азархов О. Ю., Білошицька О. К., Висоцька О. В., Коваль Л. Г., Овчаренко Г. Р., Тарасова Л. Д., Тітова Н. В., Павлов С. В., Прокопович І. В., Романішин Ю. М., Сторчун Є. В., Суходуб Л. Ф., Тимчик С. В., Яворська Є. Б., Яворський Б. І.	83



VORTEX MODEL OF BLOOD FLOW THROUGH THE HUMAN AORTA

Anchelov M.S.¹, Rudnikov Ye.G.^{1, 2}, Britan A.V.¹, Nastenko Ie.A.²

¹Taras Shevchenko National University of Kyiv

²National Technical University of Ukraine

"Ihor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute"

e-mail: angelovmaxim8799@gmail.com

At the current time, a number of characteristics of blood flow through aorta is still unexplained, in particular, a necessity of three-dimensional spiral bend and extreme profitability of heart work, which provide blood transfer, despite significant friction forces in a case of laminar translational flow. The vortex model presumes the main properties of blood motion which will be mentioned below. The presence of aortic bulbs, the areas which form the lacunae, provide the swirling of flows when they enter to the aorta during ventricular systole, which is confirmed by Doppler ultrasonography. Additionally, taking into consideration the anatomical structure of the aortic valve of the heart and the mechanism of its valves, it can be assumed that the formed toroidal vortex does not enter the aorta directly, but also further twists around the axis of the aorta in the direction coinciding with the direction of the spiral twisting of the aorta.

The friction force of the vortex rolling is much less than the friction force in the case of laminar translational flow. A decrease in the share of motion energy per rotational degree of freedom would mean a way out of the economical mode of motion. An analysis of the vortex model presumes the following.

The spiral twist of the aorta provides the first negative feedback for the transformation of energy of translational movement of blood into the rotational energy of the vortex in accordance with the Le Chatelier principle and the law of conservation of angular momentum. Energy dissipation is compensated by a second negative feedback by restoring the stiffness of the aortic walls after they are stretched during blood flow due to chemical reactions when the activity of the heart changes, in accordance with Prigogine's principle. The geometric ratio of the parietal part of the aorta occupied by the vortex and the part of the aorta with translational movement in the center of the toroidal vortex is determined from the law of conservation of momentum, which provides a third negative feedback with the areas of laminar blood flow through the aorta between individual vortices rolling along the aorta.



IMPROVED RANDOM FOREST ALGORITHM IN THE TASK OF LIVER PATHOLOGY CLASSIFICATION BY MEDICAL IMAGES

Babenko V., Nastenko I., Pavlov V.

National Technical University of Ukraine "Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute"

e-mail: vbabenko2191@gmail.com

Introduction. The development of information and computational technologies has brought prospects for solving problems of identifying and predicting the state of objects in a wide range of subject areas. Due to the emergence of large data sets, there is a demand for modern computer systems that can efficiently process data in intelligent analysis tasks. One such task is the classification of liver pathology, where the objects are medical ultrasound images.

Main part. Random Forest is an ensemble learning algorithm, based on bootstrap aggregating (bagging). Despite its successful cases for solving classification problems, in this research, it was decided to eliminate some of the following drawbacks of the Random Forest algorithm: 1) principles of the group method of data handling (GMDH) were used, thus training the decision tree on two samples instead of one; 2) to eliminate randomness in forming a set of features for training the tree, the genetic algorithm (GA) was used that finds the optimal set of features for each tree; 3) the Saati analytic hierarchy process (AHP) was applied to calculate tree weights in the final voting process, which aggregates the classification results of all trees.

Results. The proposed "Improved Random Forest Algorithm" (IRFA) was used to classify liver pathology by ultrasound image data. Images (531 objects of convex sensor, 308 objects of linear sensor, and 190 objects of reinforced linear sensor) were provided by the "Institute of Nuclear Medicine and Radiation Diagnostics". For comparison, models were built on 4 different more well-known classification algorithms. The data samples were split into 3 subsamples: training (60%), validating (20%), and testing (20%). Classification results are shown in Table 1.

Table 1 – Evaluation of classification models on the testing subsample

Classification algorithm	Accuracy	Sensitivity	Specificity
Convex sensor			
GMDH	76.6%	0.745	0.786
Logistic Regression	76.6%	0.765	0.768
Random Forest	73.8%	0.765	0.714
AdaBoost	71%	0.725	0.696
IRFA	87.9%	0.922	0.839
Linear sensor			
GMDH	77.4%	0.778	0.771
Logistic Regression	80.6%	0.852	0.771
Random Forest	85.5%	0.704	0.971
AdaBoost	87.1%	0.741	0.971
IRFA	98.4%	0.963	1
Reinforced linear sensor			
GMDH	86.8%	0.871	0.857
Logistic Regression	89.5%	0.871	1
Random Forest	92.1%	0.935	0.857
AdaBoost	89.5%	0.903	0.857
IRFA	100%	1	1

Conclusions. The research resulted in an improved version of the classifier in the Random Forest class of models. The proposed "Improved Random Forest Algorithm" (IRFA) was created during the task of liver pathology classification based on medical images, where it managed to show better prediction results than other more well-known analogs.



EPR SPECTROSCOPY IN ONCOLOGICAL RESEARCH

Chalenko M.A., Kovalchuk P.S., Maksimova A.Yu., Kovalenko A.V.
National Technical University of Ukraine
"Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute"
e-mail: chalenko-bf01@iit.kpi.ua

It is known that carrier proteins, including albumin, can be a disease biomarker, which provides new opportunities for diagnosing the disease by studying the molecular composition of blood. One of the most effective methods for early cancer detection is based on the principle of electron paramagnetic resonance (EPR) of the albumin molecule.

Cancer cells produce a number of specific bioactive molecules that can bind to albumin. The binding leads to an allosteric conformational change of the albumin molecule. During the accumulation and transfer of cancer cell metabolites, albumin undergoes structural and functional changes related to binding and transfer of fatty acids. The study included more than ten types of cancer [1].

Determination of the transport properties of albumin was carried out by inducing targeted conformational changes in the albumin molecules of the studied serum sample with certain concentrations of a spin-labeled fatty acid (16-doxy-stearic acid) that binds to albumin. Therefore, the research was based on three conformational modifications of serum albumin molecules.

The registered EPR spectrum is taken as a superposition of the specific spectra of molecules of the spin probe immobilized by different albumin binding centers. Following the calculation during the simulation of each EPR spectrum, a set of biophysical parameters necessary for further evaluation, including the mobility and concentration of spin-tagged fatty acids for the three main types of binding centers at albumin from hydrophobic substrates, is obtained. This set of parameters reflects the conformational and allosteric state of the studied albumin [2].

On the basis of the obtained physical parameters of albumin binding of spin-labeled fatty acids, the following indicators of the functionality of albumin in relation to fatty acids are calculated: binding efficiency, detoxifying efficiency, transport efficiency and index of disturbance of albumin conformation (DR). Values of indicators of albumin functionality are expressed as percentages, the indicator of native conformation is in conventional units.

Interpretation of results. The discriminant variable (DR) was calculated using quadratic discriminant analysis to distinguish cancer patients from healthy subjects and patients with chronic diseases. $DR > 1.2$: no active malignancy; $1.2 > DR > 0.8$: possible risk of oncology; $DR < 0.8$: indicates of an active malignant growth [1].

The study of serum albumin by the EPR method by determining changes in the conformational state of the serum albumin molecule provides an opportunity to obtain information about the presence of active malignant proliferation. Of course, the fatty acids albumin binding strength is lower in patients with any pathology, including melancholic depression and cirrhosis of the liver. Albumin ESR spectroscopic analysis has shown good diagnostic discrimination in separating cancer patients from patients with chronic diseases. Studies are currently underway to better characterize the diagnostic and prognostic utility of this test [1].

In summary, the properties of albumin differ between healthy individuals and patients with inflammatory processes, cancer, and even depression. EPR spectroscopy shows good results about the presence of oncological diseases, and there are already ideas for diagnosing atherosclerosis, infectious diseases and other pathologies using this method.

References:

1. Gurachevsky A., Kazmierczak SC., Joerres A., Muravsky V. Assessment of albumin function by use of electron paramagnetic resonance spectroscopy: a promising tool for diagnosis and prognosis of cancer and sepsis. *Clin Chem Lab Med.* 2008;46(9).
2. Hasan K., Hassan F., Michelis R. The relationship between oxidized serum albumin and blood pressure in hypoalbuminemic peritoneal dialysis patients. *Clin. Exp. Hypertens*, 2017, Vol. 39(5), pp. 416–420.



BIOTECHNOLOGY OF ENZYMES

Chalenko M.A., Maksimova A.Yu.
National Technical University of Ukraine
"Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute"
e-mail: chalenko-bf01@iit.kpi.ua

Biocatalysis has several advantages over chemical catalysis, such as efficient kinetics, economic and environmental benefits. Recent decades have shown a rapid development of the enzyme use in commercial applications. The use of enzymes covers various sectors such as the food industry, pharmaceuticals, cosmetics, biofuels, waste management, etc.

Industrial enzymes are produced from fungi, bacteria, yeast, plant and animal sources. Microbial enzymes are most suitable for industrial production due to a number of advantages: high product yield, reproducibility, activity, exponential growth, use of inexpensive media, etc. Many hydrolytic enzymes have been discovered using a metagenomic approach from uncultured extremophile microorganisms.

The development of the bioprocess involves the improvement of strains with the help of enzyme engineering. Individual enzymes are created according to this technology, it helps to produce industrial enzymes efficiently and affordably. Usually, natural enzymes do not tolerate industrial conditions well, so there are difficulties with bioprocessing. The efficiency and stability of natural enzymes are enhanced by a strategy of directed evolution, rational design and metabolic engineering.

Previously, each component was studied separately, according to the classical time-consuming method "one factor at a time" (OFAT). Recently, statistical and mathematical tools have evolved rapidly: a small number of experiments - maximum productivity. This approach is especially effective in developing the conditions of the fermentation medium to determine the optimal pH, temperature, incubation time, stirring speed [1].

Fermentation technology is an important stage in the production of enzymes. The process includes the growth of microorganisms, the metabolism of complex substrates, the breakdown of substrates into simple compounds and, as a result, the formation of enzymes and by-products. SMF, the most commonly used technique involves the controlled cultivation of microorganisms in liquid substrates such as broth. SSF uses solid substrates such as agro-industrial waste with a very lower moisture content [2].

Purity is a determining factor in the activity and stability of enzymes. The separation and purification process are based on the methods of flocculation, sedimentation, filtration and chromatography. It is important for the industry to reduce the number of purification steps, because this affects the production and the cost of the product [1].

Whole-cell catalysis is also worth mentioning. The basis of the method is work with intact cells, which provides physiologically optimal conditions for enzymes. Another advantage is that there is no need to add cofactors to the reaction. Moreover, it is possible to avoid the steps of cell lysis and purification altogether, which reduces the cost of production.

Technologies such as computational biology, biostatistics, biopolymers science, enable us to reveal the potential of enzymes. Today it is possible to detect new strains of non-cultivation microorganisms, optimize production, improve enzymes, increase stability through the use of a whole-cell catalysis. Science is working to find new enzymes in the future and to invent new processing technologies.

References:

1. Singh R., Kumar M., Mittal A.: Microbial enzymes: industrial progress in 21st century. 3 Biotech 2016, 6:174.
2. Adrio JL, Demain AL: Microbial enzymes: tools for biotechnological processes. Biomolecules 2014, 4:117-139.



HYBRID CLASSIFIERS IN THE TASK OF DETERMINING THE AREAS OF LUNG LESION TYPES IN COVID-19 BY CT IMAGES

Davydko O., Pavlov V., Nastenko Ie.

National Technical University of Ukraine

“Kyiv Polytechnic Institute named after Igor Sikorsky”

e-mail: alexander.davydko@gmail.com, pavlov.vladimir264@gmail.com, nastenko.e@gmail.com

Introduction. COVID-19 efficient diagnostic tools are very important in the pandemic time. Current work focuses on creation of the tools for finding and classifying COVID-19 induced lung lesions using hybrid structures of the neural networks and the decision trees.

Materials and methods. Pipeline to resolve stated task consists of two parts – segmenter for determining the areas of lesions and classifier to determine type of found lesions areas. Segmenter accepts initial CT image as an input and outputs segmentation mask. U-Net [1] neural network was used as segmenter. For each lesion area next textural characteristics matrices are calculated: Gray Level Co-occurrence Matrix, Gray Level Run Length Matrix, Gray Level Size Zone Matrix, Gray Level Dependence Matrix, and Neighbouring Gray Tone Difference Matrix. Those characteristics matrices are passed to Feature Constructor neural network [3], which main purpose is to compress and generate features optimal for classification task. Compressed features are passed to logistic self-organized forest classifier [3] which outputs lesion class. The data for training segmenter was obtained from public datasets. Anonymized data for training the classifier part was provided by the State Institution "National Institute of Phthisiology and Pulmonology named after F.G. Yanovsky of the NAMS of Ukraine". The dataset consists of 1831 regions of interest, marked by 3 lesion classes - "ground-glass opacity," "crazy-paving", "consolidation".

Results. U-Net segmenting network was trained for 20 epochs with Adam optimizer when Dice similarity score stopped to improve. Quality metrics for segmentation is provided in table 1:

Table 1 – Segmentation quality metrics

Metric	Value
Precision	0.7869
Recall	0.7646
Dice coefficient	0.7463

Lesion type classification quality metrics are provided in table 2:

Table 2 – Feature Constructor + Logistic Self-Organized Forest classification results

Class	Precision	Recall	F1-score
Ground-glass opacity	1	1	1
Crazy-paving	0.97	0.93	0.95
Consolidation	0.91	0.96	0.93
Total accuracy	0.96		

Summary. A pipeline for COVID-19 induces lung lesions detection and classification is developed. The pipeline parts are showing reasonable results when compared to the state-of-the-art solutions.

References:

1. O. Ronneberger, P. Fischer, and T. Brox, "U-Net: Convolutional Networks for Biomedical Image Segmentation," Lecture Notes in Computer Science, pp. 234–241, 2015.
2. O. Davydko, Y. Hladkyi, M. Linnik, O. Nosovets, V. Pavlov, and I. Nastenka, "Hybrid classifiers based on CNN, LSOF, GMDH in COVID-19 pneumonic lesions types classification task," 2021 IEEE 16th International Conference on Computer Sciences and Information Technologies (CSIT), 2021.



THE ASSESSMENT OF THE PROPERTIES OF SLM-FABRICATED ALLOY Co-28Cr-6Mo FOR BIOMEDICAL APPLICATION

Efremenko B.V., Azarkhov O.Yu., Efremenko V.G.

Pryazovskyi State Technical University, Department of Biomedical Engineering

e-mail: efremenko_v_v@pstu.edu

Co-28Cr-6Mo alloy (ASTM F75) is widely used in different biomedical applications (dental devices, orthopaedic implants, etc.). Casting and metal plastic forming are the two conventional technologies for the fabrication of this alloy. Recently, additive manufacturing has also been adopted. Due to the peculiarities of this technological process, 3D-printed alloys differ from traditionally manufactured alloys in their structure and properties. In the present work, the features of selective laser melted (SLM) Co-28Cr-6Mo alloy were studied in comparison with its wrought analogue. The study included microstructural characterization (optical and electron scanning microscopy), nanoindentation, and tribological testing. It was shown that the SLM alloy featured the “fish-scale” structure, characteristic of additively fabricated alloys (Fig. 1a). This structure was composed of fine columnar dendrites (Fig. 1b).

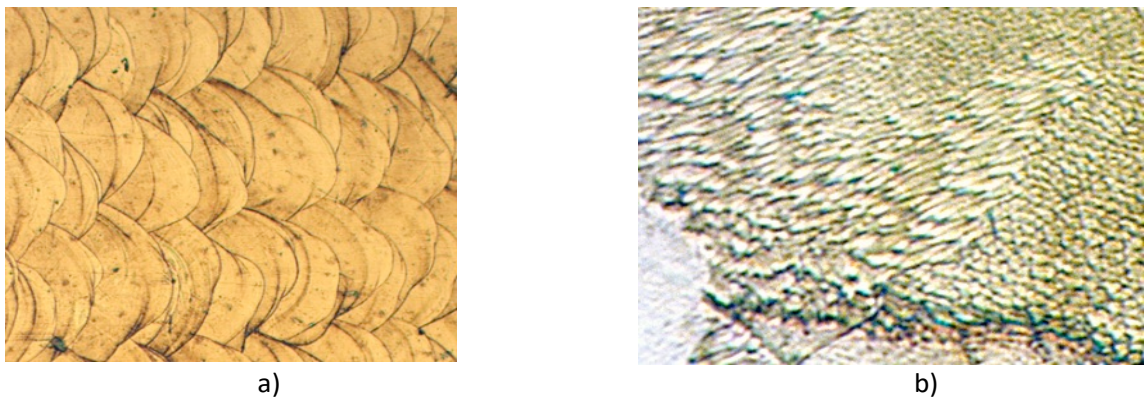


Figure 1 – The microstructure of SLM-printed Co-28Cr-6Mo alloy: (a) a “fish-scale” pattern, (b) the columnar dendrites

SLM-manufactured Co-28Cr-6Mo alloy was found equivalent or superior to the wrought alloy in terms of properties, such as hardness, elastic modulus and tribological behaviour (Fig. 2). This makes additively manufactured Co-28Cr-6Mo alloy a promising candidate for implant applications.

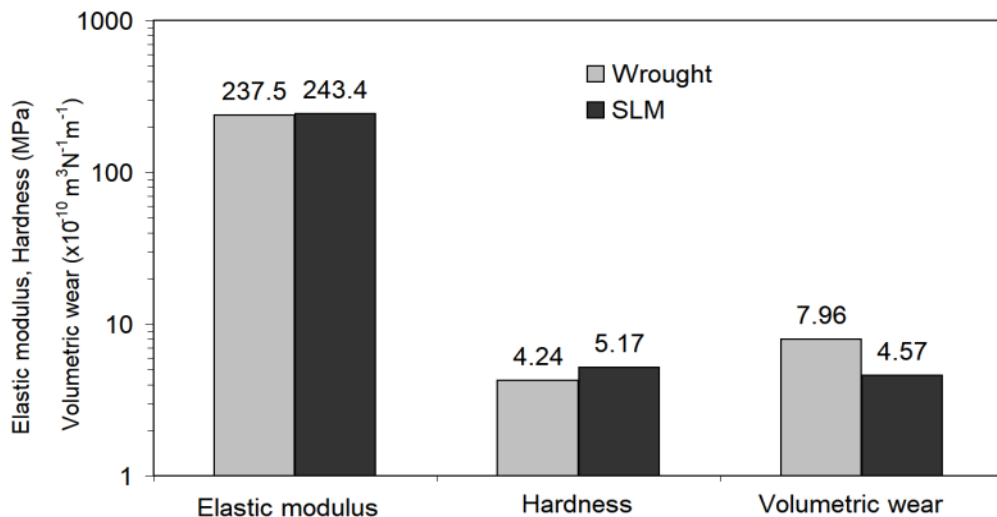


Figure 2 – The comparison of the properties of SLM-printed and the wrought specimens of Co-28Cr-6Mo alloy



INFORMATION TECHNOLOGY ON SMARTPHONE FOR ASSESSING THE ADAPTATION CAPABILITIES OF THE HUMAN BODY

Fainzilberg L.S.

National Technical University of Ukraine "Ihor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute"

e-mail: fainzilberg@gmail.com

An important role in assessing the body's adaptive reserves under conditions of physical and emotional stress is played by information obtained with the help of special tests. Such tests should be convenient enough to quickly obtain the result, including at home and in the field. The rapid development of smartphone technology helps to decide this problem [1].

A distinctive feature of the proposed information technology (IT) is that the registration of a pulse wave is carried out using the built-in smartphone camera without additional technical means (Fig. 1). To overcome the known problems that arise with this method of signal recording, IT uses a set of intelligent computational procedures that provide reliable recognition of true pulse wave bursts caused by heart beats and false bursts generated by artifacts. As a result, it was possible to determine the parameters of cardiac cycle variability before and after exercise under real conditions with acceptable accuracy.

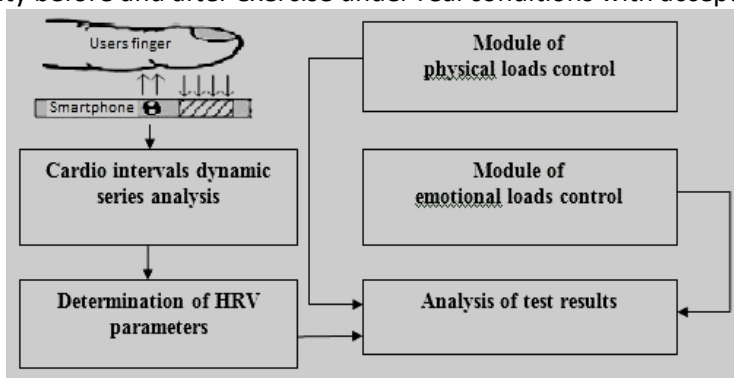


Fig. 1 – Block diagram of the proposed information technology

To manage the loads on the internal processor of the smartphone, software modules are implemented that provide convenience for testing in the field and at home. The physical load control module implements the virtual teacher animation procedure, which demonstrates the correct technique for performing squats, the pace of which is set depending on the age and fitness of the subject. The emotional control module is based on the Stroop's effect, which boils down to the performance of mental work in conditions of time pressure.

Test results are provided in the form of a cognitive graphic image that can be interpreted by a person without special medical education.

References:

Fainzilberg L.S. Intelligent digital medicine for home using. *Clinical Informatics and Telemedicine.*, 2020, vol. 15, iss. 16, pp. 45–56. (In Russian). http://fainzilberg.irtc.org.ua/files/KIT_2020.pdf



PROBLEMS OF PROSTHETICS AND REHABILITATION OF PATIENTS WITH LOWER LIMB AMPUTATIONS AND HIGH MOTOR ACTIVITY

Khudetsky I., Snitsar Y.

National Technical University of Ukraine "Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute"

e-mail: snitsarye@gmail.com

The issue of prosthetics and rehabilitation of patients with amputations of the lower limbs and high motor activity has long been relevant for Ukraine, this is due to the lack of appropriate modern and high-quality rehabilitation equipment of Ukrainian production. This report examines the relevance of developing rehabilitation tools for active patients with amputations of the lower limbs, depending on their needs, based on the scientific and production capacities of Ukraine.

Currently, foreign mechanisms and components are mostly used in the rehabilitation process. This creates its own inconveniences and problems, namely: the rather high cost of knee modules and components, adjustment (for the correct and long-lasting operation of one or another element of the prosthesis, it is necessary to conduct special training of prosthetists, and quality training can be conducted only by the developer of this rehabilitation tool), maintenance (in the case of a breakdown of a complex mechanism, such as a knee module, due to the lack of service certificates, it must be sent to the country of manufacture or to a representative office in the European Union, in which case the repair takes a very long time).

Table 1 Patient mobility levels

Mobility degrees	Conventional designation
inability to move independently	M0
ability to move indoors	M1
limited ability to walk outside the premises	M2
unlimited ability to walk outside the premises	M3
unlimited ability to walk outdoors with particularly high requirements	M4

If we talk about patients with amputations at the level of the hip and activity level M4, the most important element of the prosthesis of the lower limb is the knee module, followed by the elements of the ankle and the foot. It is these elements that ensure safe and comfortable walking. After analyzing the knee joints presented on the website of the Ministry of Social Policy of Ukraine, for the rehabilitation of patients with an activity level of M4, the following imported components are provided:

- polycentric knee assemblies with hydraulic adjustment of support and transfer phase 3R60 and others;
- monocentric knee assemblies with electrical adjustment of the phase of support and transfer 3E80 and others;
- monocentric knee assemblies with hydraulic control of the transfer phase and supports 3R80, VGK and others [1];

For the reliable operation of a prosthesis using these components, high-class prosthetists trained in competent training centers are required. There are not enough of such specialists now. This lengthens the period of manufacturing the prosthesis, which leads to an increase in the rehabilitation period. In case of failure of the above-mentioned knee modules, repairs are not carried out in Ukraine, which increases the duration of repairs, this is due to sending the knee module to the manufacturer. If we talk about the elements of the ankle and the foot of the corresponding level of activity, the situation is similar to the same problems that arose with the knee modules.

To solve these problems, it is necessary to start the development and adjust the production of components in Ukraine. For this, there is already a necessary foundation, such as developed scientific bases in the fields of: rehabilitation, biomedical engineering, electronics and programming, as well as highly qualified engineers, programmers and operators of CNC machines.

References:

КОЛІННІ ВУЗЛИ URL:<http://www.qolos.com.ua/userfiles/file/040812/040812-u.pdf> (date: 30.10.2022)



OPTOGENETICS

Kovalchuk P. Krailo O. Pisarkova L. Prozor N.
National Technical University of Ukraine
“Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute”
e-mail: krailo-bf11@iit.kpi.ua

The development of optogenetics began with the discovery of Peter Hegemann who successfully expressed the depolarizing blue light opsin, the channelrhodopsin-2 (ChR2), in cell culture [1]. Optogenetics was made possible by the discovery of opsins such as ChR2. Opsins are light-sensitive channels that cause cell depolarization or hyperpolarization through mechanisms such as influx of ions or protein signaling cascades [2]. Opsins are sensitive to certain wavelengths of the light. For example, blue light (~470 nm) activates ChR2, which leads to an influx of Na⁺ ions, which in turn depolarizes the neuron [3].

The advantages of using light are obvious: light is non-invasive and can be targeted with high spatial and temporal accuracy. Thus, several wavelengths can be used simultaneously and several areas of the brain can be affected at once, which makes it possible to establish the presence and/or activity of specific molecules. Methods for working with optical reading and manipulation with specific neurons have become available recently. They are based on working with proteins that can be targeted to certain types of neurons [4].

One of the most common applications of optogenetics is to change the membrane potential of excitable cells. In neurons, membrane depolarization leads to the appearance of electrical signals, and hyperpolarization leads to their termination. Managing these processes allows neuroscientists to study how neurons are functionally connected to each other and how neural networks control behavior.

The first genetically encoded system for optical control in mammalian neurons using opsins was created by exogenous expression of a three-gene system from *Drosophila melanogaster*. Neurons expressing these proteins responded to light with waves of depolarization and a sudden voltage surge for a few seconds. The first of these neural switches is channelrhodopsin-2 (ChR2). When this non-selective cation channel is expressed in a neuron and exposed to blue light, it immediately depolarizes the neuron and causes a voltage spike. Several variants of ChR2 have been developed. Recent variants (named eNpHR2.0 and eNpHR3.0) demonstrate greater affinity for the mammalian cell membrane. Optogenetics is rapidly developing, along with the development of technologies that aim to identify new photosensitive proteins in different areas. It should be noted that some of these tools can be used in combination to enable multimodal control of neural activity [5].

From a clinical point of view, the application of optogenetics has become used to study the restoration of vision, deep brain stimulation in movement diseases, heart and cell biology research.

References:

1. Channelrhodopsin-2, a directly light-gated cation-selective membrane channel / G. Nagel et al. *Proceedings of the national academy of sciences*. 2003. Vol. 100, no. 24. P. 13940–13945. URL: <https://doi.org/10.1073/pnas.1936192100>.
2. Häusser M. Optogenetics: the age of light. *Nature methods*. 2014. Vol. 11, no. 10. P. 1012–1014. URL: <https://doi.org/10.1038/nmeth.3111>.
3. Kim C. K., Adhikari A., Deisseroth K. Integration of optogenetics with complementary methodologies in systems neuroscience. *Nature reviews neuroscience*. 2017. Vol. 18, no. 4. P. 222–235. URL: <https://doi.org/10.1038/nrn.2017.15>.
4. Millisecond-timescale, genetically targeted optical control of neural activity / E. S. Boyden et al. *Nature neuroscience*. 2005. Vol. 8, no. 9. P. 1263–1268. URL: <https://doi.org/10.1038/nn1525>.
5. Pastrana E. Optogenetics: controlling cell function with light. *Nature methods*. 2010. Vol. 8, no. 1. P. 24–25. URL: <https://doi.org/10.1038/nmeth.f.323>.



HYBRIDOMA CELL LINE

Kovalchuk P., Kovalenko A., Shyketa D., Bachynska Y.

National Technical University of Ukraine

“Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute”

e-mail: bachynska-bf01@iit.kpi.ua

A hybridoma is a cellular hybrid of a tumour cell with a lymphocyte, obtained by the fusion of an immune antibody-forming cell (a lymphocyte) and a normal myeloma tumour cell. Hybridomas produce a huge number of monoclonal antibodies with unique specificities [1].

To obtain a hybrid, mice are first immunised with the desired antigen, which causes an immune response and the appearance of immune cells that produce protective antibodies. These immune cells are then fused with cancer cells from a mouse tumour (myeloma) using a membrane-damaging agent such as polyethylene glycol or the Sendai virus. It is a ribonucleic acid (RNA) virus that causes flu-like diseases in animals and humans. It is capable of causing hemagglutination. This property is used to fuse B-lymphocytes with cancerous myeloma cells. Then, among the hybrid "immune-tumor" cells formed, a cell is selected that produces precisely the insufficient antibodies, which then gives a clone of hybridoma cells (multiplies). Her offspring produce absolutely identical antibodies - monoclonal antibodies.

Hybridoma clone cells are multiplied and regularly transferred to a new nutrient medium, maintaining their life and thus ensuring the production of antibodies. For long-term storage, they can be frozen in liquid nitrogen and stored there. And for the production of antibodies, they can be placed in an artificial nutrient medium in a thermostat or inoculated into the abdominal cavity of mice, where they multiply and produce many antibodies. Since myeloma cancer cells are practically "immortal", i.e. able to divide and multiply many times, hybridomas producing monoclonal antibodies can exist for a long time if the conditions are suitable [2].

The next step after obtaining the hybrid is cloning and selection of the desired clones. The surviving cells in hypoxanthine-aminopterin-thymidine (HAT) were seeded in special plastic plates, usually containing 96 wells with a capacity of approximately 0.2 cm³. In each well, an average of 10 hybridoma cells were placed, which were cultured in the presence of "feeder" cells, which are not related to hybridomas, but promote their growth. After several days of cultivation, the contents of each well were checked for the presence of antibodies of the desired specificity. Cells from wells containing the desired antibodies were cloned (i.e. reseeded in the same wells, but at the rate of 1 cell per well), cultured again, and checked for the presence of the desired antibodies. The procedure was repeated 1–2 times. Thus, clones were selected that produce antibodies of only one desired specificity, i.e. monoclonal antibodies. The obtained clones can be frozen at -70 °C and stored until they are needed [3].

Hybridomas create unique opportunities for analytical purposes: they can be used as an immunological microscope with extremely high resolution. For example, if it is necessary to compare two cell lines that differ in one or a few antigens and it is necessary to detect such antigens, the hybridoma method provides exceptional opportunities for this [4].

References:

1. Sasson A., A.M. Prokhorov Biotechnology: achievements and hopes BES. In 2 vols. 1987. URL:<https://www.pdfdrive.com/medical-biotechnology-achievements-prospects-and-perceptions-e184239511.html>
2. Fomenkov O.O., Elagin G.D. Manufacturing of Hybridomas-Producers of Monoclonal Anti-Bodies to Tularemia Agent Antigens. Problems of Particularly Dangerous Infections. 2015. URL: <https://doi.org/10.21055/0370-1069-2015-2-92-94>



THE USE OF DIGITAL CONNECTED CARE IN PROVIDING MEDICAL CARE TO CHRONIC PATIENTS

Oleksandr Kovalenko, Olga Averyanova, Sergiy Kislyak

e-mail: askov49@gmail.com, olgaaveryanova@ukr.net, kisluk@ukr.net

Recently, the use of information technologies is increasingly observed in health care. This is the realization of the process of digital transformation of the entire country.

A lot of attention is paid to this precisely in terms of providing medical care to chronic patients who are at home. Today, in this direction, a new paradigm of medical care for such patients is being formed, which is called adjunctive care.

The increase in the amount of data on the health of the patient, which is obtained from devices at home, leads to the implementation of a new system of medicine - a model of continuous connected care, which reflects close interaction between the doctor and the patient. At the same time, diagnostic devices generate more data than a doctor can analyze, and medical information technology is insufficient to process and visualize the data needed to effectively use this data to help patients. Finally, the increase in the burden on patients and clinicians in terms of constant communication and the speed of data processing and analysis for effective patient care necessitates the involvement of new methods and means of information technology, which include telemedicine (for consultation), big data processing (for intelligent support doctor), methods of accelerating data exchange (to increase the efficiency of obtaining information), etc.

Thus, the new paradigm creates a completely new approach to the provision of medical care by doctors and the receipt of various services by patients, which can also improve the quality of the provided care.

Based on the above, we have developed a structure for providing medical care to patients with chronic diseases, which is based on the principles of interoperability and includes the use of information technology methods and tools in the form of a digital medicine ecosystem. All participants in such an ecosystem have relevant functions that are interconnected to ensure effective patient care.

Special attention is paid to the subsystem of supporting the doctor's activity, which is based on intelligent methods of analyzing small data. Data mining methods are used as data analysis methods, namely clustering based on a set of complex indicators, definition of typological groups that are significantly different according to the patient's condition under study. ("functional groups"), etc.

The software is developed in the PYTHON language, and the data is stored in cloud storage.

Approbation of the system in healthcare facilities is expected.



CLASS-ORIENTED SELECTION OF INFORMATIVE FEATURES IN THE PROBLEM OF DIFFERENTIAL DIAGNOSIS OF DRUG-RESISTANT AND DRUG-SENSITIVE TUBERCULOSIS FORMS BY CT IMAGES

O.Matviichuk, Ie.Nastenko, V.Pavlov
National Technical University of Ukraine
"Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute"

e-mail: sasha.matviich@gmail.com, nastenko.e@gmail.com, pavlov.vladimir264@gmail.com

Introduction. The main factor affecting the computational complexity of the model is the size of the information model. In this paper, we propose a class-oriented method for selecting features and forming their composition into an ensemble that would provide the best quality of binary classification.

Body. The use of CT images in the differential diagnosis of chemosensitive and chemoresistant tuberculosis allows to fully examine the structure of the lungs and determine the regions of interest. For qualitative construction of the model for texture recognition, texture analysis approaches are used, which form complex matrix feature sets based on the brightness of pixels on the CT scan. Each such matrix generates a huge number of features that can be used to build a differential model. To build a better model, we have developed an algorithm for feature selection from texture matrices, which allowed to reduce the estimated size of the model, and increase the accuracy of classification by removing noisy inputs from the classifier. The input to the selection algorithm is the data of the texture feature matrices and the sizes of the final ensembles. During operation, the algorithm selects features according to the criteria of intra-class and inter-class variance, and combines single features into an ensemble model according to the criterion: - "Minimum Redundancy - Maximum Relevance" (mRMR), using a genetic algorithm.

To test the results of the algorithm, CT images of lung graphy were selected using the following texture feature matrices: GLHM, GLCM, GLSZM, GLRLM, NGTDM, GLDM.

Results. The obtained texture characteristics were used for multistage feature filtering, shown in Table 1. Where the first column describes the initial number of texture features. Step 1 - the number of features after filtering by the interclass difference of features. Step 2 - number of features after space compression by step function. Step 3 - the number of features after selection by the criterion of minimizing the intra-class variance and maximizing the inter-class variance. Step 4 - the number of features after the genetic algorithm according to the mRMR criterion

Table1 – Feature selection results

Features source	Initial count	Step 1	Step 2	Step 3	Step 4
GLHM	256	82	41	37	10
GLCM	65536	1533	767	690	20
GLSZM	131072	530	265	238	30
GLRLM	131072	768	384	346	30
NGTDM	256	103	52	47	10
GLDM	65536	1432	716	645	20

Conclusions. The selection of features to simplify the classification model reduced the space by more than 3000 times, and allowed to obtain a classification accuracy of 85% on the task of differential diagnosis.



A SYSTEM FOR DETERMINING OF SOCKET FIT QUALITY DURING LOWER LIMB PROSTHETICS

Hanna Melnyk, Igor Khudetsky

National Technical University of Ukraine "Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute"

e-mail: annamelnyk1996@gmail.com

Introduction. The distribution of pressure at the interface between the residual limb and the receiving sleeve of the prosthesis is of crucial importance for the design of the receiving sleeve. The pressure at the receiving sleeve-residual limb interface varies greatly depending on the location, individuals, and clinical conditions of the patients. When manufacturing a prosthesis for a patient, which causes a high load on the areas of the stump that are not able to withstand it, the following problems arise:

- the patient's refusal to use the prosthesis, which significantly reduces the level of his daily activity;
- occurrence of muscle atrophy, trophic disorders at the end of the stump, disorders of skin sensitivity, swelling of the stump;
- limb reamputation (especially in patients with diabetes).

Therefore, the development and production of a complex system for assessing the quality of the stump fit in the prosthetics of the lower limbs is relevant.

Results and their discussion. A complex system for assessing the quality of the stump fit in lower limb prosthetics is proposed, which consists of two systems:

1. A system for determining the distribution of the patient's body weight, which consists of two subsystems for each leg, each of which has 6 piezoresistive pressure sensors: 3 with a limit load of 250 N and 3 with a limit load of 500 N.

2. The system for determining loads at the receiving sleeve-residual limb interface, which consists of 11 piezoresistive pressure sensors: 2 with a limit load of 100 N and 3 with a limit load of 50 N in the front part of the stump; 1 with a limit load of 50 N and 2 with a limit load of 20 N in the lateral part of the stump; 3 with a limit load of 20 N in the medial part of the stump.

The implemented systems must meet the following defined criteria:

1. Zero drift should be <7%.
2. System nonlinearity is acceptable if it can be adequately modeled, but linear output is desirable to ensure accuracy and reliability;
3. Misreading errors should be <1%.
4. The sampling frequency should be at least 50 Hz, preferably 100+ Hz.
5. The load range is defined up to 300 kPa.
6. A resolution of at least 4 kPa is desirable.
7. Accuracy should be <2 kPa
8. Noise should be <1 kPa.
9. Hysteresis: necessary <24%, preferably <7%.
10. Repeatability error should be <5%.

A complex system for assessing the quality of stump fit in lower limb prosthetics can be used for:

- obtaining an acceptable load range at the receiving sleeve-residual limb interface;
- determination of the level of asymmetry of the patient's gait;
- determination of the influence of clinically significant changes in the load at the receiving sleeve-residual limb interface on the patient's condition and his functional capabilities during normal daily activities;

determination of clinically significant changes in load at the receiving sleeve-residual limb interface in patients with transfemoral amputation when using prostheses designed for patients with different levels of mobility



EFFECTS OF MAGNETIC FORCE MEDIATED BY Fe₃O₄ NANOPARTICLES ON BREAST CANCER ANIMAL MODEL

Orel V.B.^{1,2}, Dynnyk O.B.³, Orel V.E.^{1,2}, Galkin O. Yu.², Dayukevich O.I.¹, Rykhalskyi O. Y.¹, Syvak L.A.¹, Dedkov A.G.¹, Golovko T.S.¹

¹National Cancer Institute, Kyiv, Ukraine

²National Technical University of Ukraine "Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute", Kyiv, Ukraine

³Institute of Elastography, Kyiv, Ukraine

e-mail: orel.valeriy@gmail.com

Introduction. Biomechanical properties of malignant tumours play an important role in the activation of biochemical pathways involved in tumour growth and metastasis [1]. Stationary magnetic fields (SMFs) can remotely manipulate the magnetic force exerted by magnetic nanoparticles (MNPs) on the tumour and its microenvironment [2]. We aimed to study the magneto-mechanical effects of MNPs on biomechanical properties, histological changes and growth kinetics of Walker-256 carcinosarcoma under the influence of a nonuniform SMF produced by a permanent magnet (PM).

Materials and Methods. Walker-256 carcinosarcoma-bearing rats were randomly assigned into the following groups: (1) no-treatment control; (2) MNPs; (3) MNPs + PM1; MNPs + PM2; MNPs + PM3. Fe₃O₄ MNPs < 50 nm in diameter (Sigma-Aldrich, USA) were loaded into the tumour during implantation. The magnetic dipole applicator with a neodymium PM was used as a source of a nonuniform SMF. The dispersion of the magnetic force exerted on a single 50 nm MNP by PM1, PM2, PM3 ranged between 0.002 pN and 125.28 pN, 0.021 pN and 255.28 pN, 0.178 pN and 373.36 pN, respectively, over a 30 mm distance from the PM centre. In order to assess the stiffness of tumour tissue, we measured Young's modulus with a Soneus P7 ultrasound scanner (Ultrasign, Ukraine). Histological examination of tumour samples followed the standard methods using an Olympus BX-41 microscope (Olympus Europe GmbH, Japan). The nonlinear kinetics of tumour growth was assessed according to the growth factor. For comparison, two-sided t-test and One-way Analysis of Variance (ANOVA) were performed in SPSS Statistics 25 (IBM, USA).

Results. Young's modulus measured in the tumour was significantly higher than in the normal tissue. Tumours with MNPs alone showed a 1.9-fold increase in stiffness than those in the no-treatment control. MNPs + PM1 resulted in the lowest Young's modulus value measured in the tumour, while tumours treated with MNPs + PM2 had the highest stiffness. The tumour elastic modulus in animals assigned to MNPs + PM3 treatment was 1.5- and 2.1-times higher than in the control and MNPs + PM1, respectively. In addition, MNPs + PM1 resulted in more pronounced necrotic changes in the tumour, which were predominant over apoptotic changes. The obtained data demonstrated a significant decrease in Walker-256 carcinosarcoma growth kinetics only in animals receiving MNPs + PM1 as compared with control and MNPs alone ($p < 0.05$).

Conclusion. Walker-256 carcinosarcoma loaded with MNPs in response to the magnetic force produced by PM1 caused the lowest value of Young's modulus as compared with other animal groups. More pronounced tumour necrosis and lower growth factor was observed after MNPs + PM1 treatment. The application of a nonuniform SMF produced by different PMs can be used to modulate the magnetic force mediated by MNPs in the tumour, its biomechanical and morphological features based on the magneto-mechanical effects.

Key-words: magnetic force, magnetic nanoparticles, magneto-mechanical effect, breast cancer, Young's modulus.

References:

1. Broders-Bondon, F., Nguyen Ho-Bouldoires, T. H., Fernandez-Sanchez, M. E., Farge, E. Mechanotransduction in tumor progression: The dark side of the force. *The Journal of Cell Biology*. 2018. 217(5), P 1571–1587.
2. Naud, C., Thebault, C., Carriere, M., Hou, Y., Morel, R., Berger, F., Diény, B., Joisten, H. Cancer treatment by magneto-mechanical effect of particles, a review. *Nanoscale Advances*. 2020. 2, P 3632–3655.



LOCAL DRUG DELIVERY SYSTEM AFTER SURGICAL CANCER TREATMENT

Paresishvili T., Kakabadze Z.
Tbilisi State Medical University
e-mail: t.paresishvili@tsmu.edu

Introduction: Surgery continues to be the mainstay of treatment for solid tumors. Modern surgery advancements have achieved significant improvement in recent years and have allowed surgeons to be more accurate during cancer resection. However, despite these efforts, local and systemic recurrence after cancer resection remain a considerable challenge. We have developed a local drug delivery system to eliminate residual tumor cells and thereby prevent the formation of recurrences.

Methods: The efficacy of multicomponent gel was evaluated in subcutaneous Ehrlich carcinoma bearing mice. After the successful modeling of cancer, mice were divided into subsequent groups - Group I (n=20): Ehrlich carcinoma model. untreated controls; Group II (n=20) : Ehrlich carcinoma model + surgery; Group III (n=20) : Ehrlich carcinoma model + surgery + Cisplatin (Intravenous Route); Group IV (n=20) : Ehrlich carcinoma model + surgery + multicomponent gel. During surgery, we removed 95% of the tumor mass in each group. The observation period for mice was 3 months.

Results: Studies have shown that the animals of the first group died on days 35-40 after the implantation of Ehrlich carcinoma cells. Tumor progression and invasion in the subcutaneous tissue, muscles, and abdominal cavity were noted. Immunohistochemistry revealed high expression of pancytokeratin and Ki-67. In animals of the second group, the rapid growth of the residual tumor was observed within a month after resection, which lead to the death of all animals. Pancytokeratin and Ki-67 were highly expressed. In the third group, 2 animals died within 2 weeks of modeling, rest died within one month after surgery. Pancytokeratin and Ki-67 were highly expressed, as in the second group. In animals of the fourth group, the wound healed on days 20-25. 4 animals died during the observational period, in the rest of the animals, the wound was closed without complications. On day 8 after the tumor excision, pancytokeratin expression was low and Ki-67 expression was not observed.

Conclusions: The multi-component gel has good biocompatibility and, most importantly, a prolonged drug release effect. It can also be used with other treatment modalities as an additional therapeutic option.



A MODERN STATE OF HUMAN IMMUNODEFICIENCY VIRUS VACCINE DEVELOPMENT

Serba N., Bespalova O.

National Technical University of Ukraine "Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute"

e-mail: serba-bf11@iit.kpi.ua

Introduction. Human immunodeficiency virus (HIV) attacks immune cells, especially CD4⁺ T helpers, leading to an immunodeficiency syndrome. HIV has been a major problem in medicine for decades. It's obvious that new ways to control the infection are needed, with vaccination being a promising way to do so. However, after years of work, the HIV vaccine isn't ready yet. The purpose of this paper is to make a literature review of history and prospects of the HIV vaccine development.

Results. HIV presents a number of difficulties in developing an effective vaccine, especially high mutation rates [1]. However, some small success has been achieved. The first major attempts to develop an HIV-1 vaccine were AIDSVAX trials (VAX003/004, 1999-2003) with a recombinant vaccine based on the envelope protein gp120. Both trials showed no significant results. [1][2]. The next three attempted ad5-adenovirus vector vaccines (HVTN 502/503/505 trials) actually increased incidence in some cases [2]. So far, the only successful trial was RV144 ("the Thai" trial, 2003-2009), which showed a significant efficiency of 31.2% [3]. Despite it being not high enough for clinical usage, this study has established a basis for the next studies. RV144 used a recombinant vector vaccine based on the canarypox virus, which contained three HIV genes, with a AIDSVAX boost [1].

A series of studies has been conducted based on RV144 results. The immunogenicity efficiency with two schemes (RV144 and a similar one) was later studied in HVTN 097/100 trials with positive results [2]. That has allowed to proceed with a next full vaccination trial, HVTN 702 "Uhambo" trial in 2016-2020. It used HVTN 100 protocol with similar but different from RV144 gp120-based recombinant boost vaccine. Unfortunately, this trial showed no efficiency in HIV prevention. [3].

However, nowadays new HIV vaccines are being tested. Two major trials of two ad26-based recombinant so-called "mosaic" vaccines have been initiated – HVTN 705/706. And, although the first trial has already been finished with negative results, HVTN 706 is still conducted, and it presents a hope for some efficiency [4]. Apart from ad5/ad26, other vectors are being tested. Cytomegalovirus (CMV) based VIR-1111, MVA (modified vaccinia virus Ankara) based MVA.tHIVconsv3 and chimpanzee adenovirus-based (just like AstraZeneca's COVID-19 vaccine) ChAdOx1.tHIVconsv1 vaccines are undergoing trials [2]. Another ongoing major trial is PrEPVacc, which studies two DNA vaccines in combination with PrEP [2]. Developing a vaccine that could make the immune system produce broadly neutralizing HIV antibodies (bNAbs) is another approach with studies showing its potential efficiency [1]. Currently, a mRNA HIV vaccine has already been shown to form a durable immune response in mice [2], giving hope to develop a successful mRNA vaccine in the future.

Conclusion. So far, no HIV vaccine has been created. With an efficiency of 32%, RV144 trial was the only to show any efficiency at all. However, it wasn't enough for a clinical usage, and other studies based on RV144 didn't show any results either. At the moment, ongoing trials include a new mosaic recombinant technology, new virus vectors, a combination of DNA vaccines with PrEP. Also, new mRNA and bNAbs-production inducing vaccines give a hope for positive results in the future.

References:

1. Lee J. H., Crotty S. HIV vaccinology: 2021 update. *Seminars in Immunology*. 2021. P. 101470. URL: <https://doi.org/10.1016/j.smim.2021.101470> (date of access: 23.11.2022).
 2. Current approaches to HIV vaccine development: a narrative review / J. Kim et al. *Journal of the International AIDS Society*. 2021. Vol. 24, S7. URL: <https://doi.org/10.1002/jia2.25793> (date of access: 23.11.2022).
 3. Zolla-Pazner S., Michael N. L., Kim J. H. A tale of four studies: HIV vaccine immunogenicity and efficacy in clinical trials. *The Lancet HIV*. 2021. Vol. 8, no. 7. P. e449-e452. URL: [https://doi.org/10.1016/s2352-3018\(21\)00073-4](https://doi.org/10.1016/s2352-3018(21)00073-4) (date of access: 23.11.2022).
- HIV vaccines in 2022: where to from here? / S. Hannah et al. *Journal of the International AIDS Society*. 2022. Vol. 25, no. 5. URL: <https://doi.org/10.1002/jia2.25923> (date of access: 23.11.2022)



APPLICATION OF LOGISTIC REGRESSION IN MEDICINE

Nataliia Titova, Natalia Manicheva
National University «Odessa Polytechnic», Odessa, Ukraine
e-mail: tnv.titova@gmail.com, vmanichev@ukr.net
Ihor TITOV
Instituto Universitário de Lisboa, Lisboa, Portugal
e-mail: titov.need@gmail.com

The previous article [1] shows the use of ROC analysis for building models in medicine and conducting clinical trials. Examples of the use of a binary logistic model for medical purposes are given. The ROC curve (receiver operator characteristic) is the most commonly used curve to represent binary classification results in machine learning.

It is worth noting that technology does not stand still and more and more specialists use logistic regression in medicine to diagnose diseases.

Interesting studies using ROC analysis were carried out in [2]. Electroencephalogram (EEG) dynamics was studied in healthy subjects and patients with epilepsy using three new quantifiers adapted from nonlinear dynamics and Hilbert transform scatter plots (HTSP): dispersion entropy (Disp Entropy), dispersion complexity (Disp Comp), and forbidden function. score (FC), suggesting that the analysis of electroencephalogram (EEG) signals using non-linear and deterministic chaos theory can provide clinicians with information for medical diagnosis and evaluation of applied therapy. Disp Entropy evaluates the unevenness of EEG time series. Disp Comp and FC quantify the degree of variability in a time series. Receiver performance analysis (ROC) shows that all three quantifiers can distinguish between locked and not locked states with very high accuracy. The use of this technique is justified by the presence of non-linearity in the EEG time series using a surrogate test. False positive rejection of the null hypothesis is eliminated by using a Welch window before calculating the Fourier transform and phase randomization when generating surrogate data. The paired t-test revealed significant differences between the scores of the original time series and those of their respective surrogate time series, indicating the presence of deterministic chaos in the original EEG time series.

Logistic regression can be used, for example, to diagnose diabetes. According to statistics, 7% of the world's population suffers from diabetes.

The publication [3] presents the diagnosis of diabetes mellitus (data set taken from the UCI machine learning repository). The training sample contains 768 records with the following fields: number of pregnancies; glucose concentration; arterial diastolic pressure; the thickness of the skin fold of the triceps muscle, mm; 2-hour serum insulin; body mass index; a numerical indicator of the heredity of diabetes mellitus; age, years; dependent variable (1 – presence of the disease, 0 - absence).

The distribution of the dependent variable is as follows: 500 cases of no disease, 268 cases of its presence. Log Likelihood – 2* Likelihood is 723.45. The predictive ability of the model can be described as very good.

Conclusion. Thus, with logistic regression, ROC analysis is more likely to predict and diagnose medical conditions, although ROC analysis can be applied to any model that has a continuous field of inference.

References:

1. Titov I., Titova N., Manicheva N. Machine learning in medicine, binary logistic regression. // Proceedings of the I International Scientific and Technical Conference “MODERN TECHNOLOGIES OF BIOMEDICAL ENGINEERING” May 25-27, 2022, Odesa, Ukraine. P. 199-200.
2. Zweig, M.H. and Campbell, G. (1993) Receiver-Operating Characteristic (ROC) Plots: A Fundamental Evaluation Tool in Clinical Medicine. *Clinical Chemistry*, 39, 561-577.
3. <https://basegroup.ru/community/articles/logis-medic-scoring>.



FEATURES OF TESTING DRAINAGE DEVICES FOR THE TREATMENT OF GLAUCOMA

¹Tkachuk R.A., ¹Kucher A. N., ² Yanenko O.P., ² Shevchenko K.L.

¹Ternopil Ivan Puluj National Technical University,
e-mail: romantkachuk48@gmail.com

² National Technical University of Ukraine "Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute»
e-mail: op291@meta.ua

Introduction. A disease of the human visual system, which is accompanied by atrophy of the optic nerve with characteristic changes in the field of vision, occurs as a result of increased intraocular pressure (IOP), which requires timely treatment [1,2]. In a healthy adult, the normal IOP is in the range of 11-21 mm. mercury Art. Preservation of vision is ensured by the functioning of the trabecular system and the optic nerve, through which visual information is transmitted from the cells of the retina to the brain. Intraocular fluid constantly circulates in the middle of the eye shell, which provides nutrition to the structures of the eye and creates a balance between outflow and its production, ensuring IOP stability. As a result of age-related changes (atherosclerosis), injuries and other factors, deformation of the trabecular system and the optic nerve is possible. This process can be constantly imperceptible, which leads to an increase in the pressure inside the eye membrane and the risk of developing glaucomatous changes. With . blood supply to the optic nerve is disrupted, leading to irreversible vision loss. For example, an increase in pressure by 30 mm. mercury Art. increases the probability of glaucoma from 50% to 100% [2].

Main part. For the treatment of glaucoma with preserved functions of nerve fibers, the method of installing drainage valves by the authors Ahmed A.M., Molteno valve, Anthony C.B. is used. The authors used the MATLAB program to calculate the pressure level, the leakage resistance through the drainage system, and plot stress graphs in the eye shell. Given the complexity and responsibility of surgical intervention, it is necessary to carry out preoperative testing and determine the practical parameters of the valves. The authors [6] proposed a method, developed a schematic diagram and a laboratory sample of an automated system that provides pre-operational testing of valves of various types. The system forms a pressure range of physiological fluid in the range of 0-30 mm Hg. Art. The error of pressure measurement is 0.075 mm. mercury cent or 0.25%. During the test, the valve opening and closing pressure level is determined. Valves that fall into the range of 11-21 mm Hg. are selected and determined as the most suitable for the operation. Products with low- and high-pressure values are missing. Conclusions 1. As a result of the research, the authors developed a method and built a model of a system of individual selection of drainage valves for regulating the intraocular pressure of an individual patient within 9 mmHg. up to 21 mm Hg

Conclusions. As a result of the research, the authors developed a method and built a model of a system of individual selection of drainage valves for regulating the intraocular pressure of an individual patient within 9 mmHg. up to 21 mm Hg

References:

1. Glaucoma: a review of modern international recommendations. 2021. URL: <https://www.umj.com.ua/article/210627/glaukoma-oglyad-suchasnih-mizhnarodnih-rekomendatsij>.
2. Choudhari NS, Badakere SV, Richhariya A, Harsha SNS, Senthil S, Garudadri CS. Is Ahmed glaucoma valve consistent in performance Trans Vis Sci Tech. 2018; pp. 1-8, 7 (3):19
3. Tkachuk, R., Tkachuk, A., Yanenko, O. Implant testing device for regulation of intraocular pressure: Patent 143236 UA, IPC A 61B 1/00. No. 2019 09764; 12. 09. 2019; bulging 27.07. 2020, Byul. No. 14. 4 ths.



DETERMINATION OF ELECTROMAGNETIC PROPERTIES AS A NEW CRITERIA OF BIOCOMPATIBILITY OF IMPLANT MATERIALS FOR BONE REGENERATION

Oleksiy Yanenko, Sergiy Peregodov

Radioelectronic Equipment Designing and Manufacturing Department

Kostiantyn Shevchenko

Department of Information and Measuring Technologies

National Technical University of Ukraine "Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute"

Kyiv, Ukraine

e-mail: op291@meta.ua

Vladyslav Malanchuk, Volodymyr Shvydchenko

Oral and Maxillofacial Surgery Department

O. Bogomolets National Medical University, Kyiv, Ukraine

e-mail: malanchuk_v_a@ukr.net, bio4smile@gmail.com

Based on modern achievements of tissue bioengineering, existing surgical methods of guided bone and soft tissue regeneration the biomimetic scaffold systems, both of synthetic and natural origin or their combination are widely used in reconstructive surgery.

It is important to obtain implantable materials of the desired structure and shape, chemical composition, study their interaction and stay in the human body, taking into account immunological, biochemical and biophysical compatibility.

Authors using a highly sensitive radiometric system, the level of radiation capacity of some biomaterials for bone regeneration was determined and the possibility of forming positive and negative microwave electromagnetic fluxes between tissues and installed implants was shown.

The diagram of the formation and interaction of the dielectric bone replacement implant with the human body is shown in Fig. 1. Area (1) of bone and soft tissues (2) of the human body, tangential to the implant (3). The process of interaction of the installed implant (3) with the adjacent tissues (1, 2) of the positive electromagnetic flux is shown in (Fig. 1a), and the negative flux is shown in (Fig. 1b).



Fig.1 Formation schemes of a) positive flux for $P_3 > P_1 \approx P_2$ and b) negative flux for $P_3 < P_1 \approx P_2$, where: 1 - bone tissue; 2 - soft tissues of the body; P_1 , P_2 – radiation power per unit area of bone and soft tissues of the body; P_3 – radiation power per unit area of the implanted material.

Conducted experimental studies of the radiation capacity of materials used for bone tissue regeneration made it possible to determine the presence and magnitude of the microwave component and to determine their electromagnetic compatibility as a new criterion for interaction with tissues, which can be manifested at the local or general level of the organism.

The use of biomaterials compatible with microwave electromagnetic radiation will contribute to the faster restoration of energy homeostasis of tissues, optimization of reparative processes of wound healing and improvement of the effectiveness of reconstructive and restorative surgical interventions.



SPECIFICATION OF COMPUTER MODEL OF QUANTUM STATES FOR TESTING OF MEDICAL INFORMATION TECHNOLOGICAL SYSTEMS

Yavorsky B.I.

"Ternopil National Technical University named after Ivan Puluj"

e-mail: biotech0@gmail.com

These theses are aimed at clarifying the current developments in medical technology in the direction of modeling quantum states in quantum devices that use the "intermediate scale of quantum noise" in the computational part of quantum signal processing.

The basic feature of society's vital activity is the development of medical technology, relevant information technologies (IT), and technologies of artificial intelligence (machine thinking, artificial intelligence). Modern IT and AI use computing resources for their construction (synthesis and design), creation of classical computing (CC) — hardware, and software. However, a characteristic feature of modern medical technology is the tendency to use quantum processes in IT and AI. At the same time, quantum computing (QC) should become predictively effective. It is very difficult (by the sense of complexity theory) to integrate software and hardware of computer automated design (CAD) to develop specific quantum software and hardware for QC design.

To reduce the complexity, it becomes important to simulate the preparation of the quantum states (the qubits these the data encoding), the creation of conditions for the existence of a data transmission channel of these states, its identification and measurement by CC. The light photons and the method of its quantum tomography are sufficiently suitable for the practical implementation of the simulation of quantum technologies.

The results of difference of analog-to-digital conversion (ADC) of sine functions [1] can be similar to the signatures of squeezed quantum states [2]. It made it possible to justify and evaluate this fact within the framework of quantum mechanics. (It should be noted right away that we are not dealing with a specific, quantum effect, but with the result of a calculation, which is supposed to be a computer model, a simulation of this effect). The resulting images appear as amplitude state, or, phase, quadrature, vacuum squeezed, and the vacuum states. The parameters of the *in silico* homodyne tomography model were identified as the results of difference of ADC of sine functions (analogue of quantum numbers). By determining to which metrical and with what reliability the detected effect is close to the quantum properties of the object as its computer model, it was established that the ADC of sine functions behaves like a harmonic of light. When using quantum IT in CAD in AI systems, software simulation is possible: preparation of the state of the quantum system.

The carrier wave and the message code (signal) are in such a relationship of components that the theory of special physics cannot represent and use as a signal. Modern quantum mechanics and quantum technology make it possible to detect and process a signal to select a message.

These the state model presented through the "geometrics" (by the topology of the difference a digital the sinuses presented its in the Hilbert space) that representation.

The quantum interpretation of the obtained results was studied, the quantum numbers of computer state models were defined and determined, which is important for the introduction of CC simulation (the results are planned to be published in future publications).

References:

1. Y.P. Dragan, B.I. Yavorskii, A Model of the Test Signal Noise in Channels with Digital Signal Processing // Radioelectronics and Communications Systems.- U.S.A.: Alerton Press Inc.- 1986.- V.29, №9.- P. 18-23.
2. B. Yavorsky, "Representation of Quantum Signal Simulating," *2021 IEEE 4th International Conference on Advanced Information and Communication Technologies (AICT)*, 2021, pp. 23-26.



МОДЕЛЬ ФЕТАЛЬНОГО ПУЛЬСОМЕТРА НА МІКРОКОНТРОЛЕРІ

Азархов О.Ю., Сілі І.І.

ДВНЗ «Приазовський державний технічний університет» (м.Маріуполь, Україна)

e-mail: alexazarhov@gmail.com, sili i i@pstu.edu

Частота серцевих скорочень плода - це дуже важливий параметр, який можна контролювати, і який виступає в якості показника для оцінки стану плода [1]. Під час вагітності іншим способом дізнатись про самопочуття плода є використання контролю за рухом плода. Однак даний метод має багато недоліків. В будь-якому випадку важливо проводити моніторинг плоду, оскільки на цьому етапі можна вжити превентивні заходи, у тому випадку, коли будуть виявлені порушення серцевого ритму плода, що можуть призводити до недозрівання або викидня.

Проведений аналіз останніх досліджень свідчить, що спроби визначити серцебиття плоду в утробі матері є в більшості випадків досить успішні. Однак завдяки постійному прогресу технічних, діагностичних і лікувальних можливостей сучасної медицини методи оцінки стану плода в пологах будуть завжди залишатися розвиваючою областю перинатології, а широкий спектр недорогих електронних компонентів дозволяє створити прості, зручні, автономні та досить прецизійні прилади для виміру серцевих скорочень малюка.

У цьому дослідженні ми представляємо нашу конструкцію нового компактного та недорогого фетального пульсометра (ФЕП) на основі конденсаторного мікрофона та мікроконтролера Arduino. Результатом ФЕП є середній пульс плода, який може відобразитися на LCD-дисплеї.

На рисунку 1 показано загальну блок-схему всієї системи для апаратної реалізації. Вона складається з п'яти етапів: збір даних, попередня обробка даних, подача на мікроконтролер, цифрова обробка та відображення.



Рисунок 1 – Блок-схема роботи фетального пульсометра

Етап збору даних складається з одного конденсаторного мікрофона, який діє як датчик для виявлення та отримання серцевого звуку дитини. Звук, який виробляє серце плода, не чути людським слухом. Отже, для отримання сигналу потрібен носій. Конденсаторний мікрофон, здатний реагувати на звуки всіх частот у широкому частотному діапазоні до 20 кГц. Частота серцевого звуку плода до 200 Гц [1], тому була обрана гранична частота 200 Гц.

Попередня обробка даних складається з підсилювача та фільтра. Операційний підсилювач, який використовується для посилення - NE5532. Імітація схеми попереднього підсилення та фільтрації проводилася за допомогою програмного забезпечення Multisim окремо. В проекті ми використали Arduino Uno R3, який має вбудований мікроконтролер ATmega 328 для обробки даних. Сигнал, отриманий після етапу попередньої обробки даних, надходить у Arduino Uno R3 як вхід для подальшої обробки. Для того, щоб отримати показники серцебиття плода, у роботі використовується постійний поріг. У цьому дослідженні було обрано поріг який дорівнює 10. Результат показує, що запропонований прототип демонструє досить добру точність на основі відносної перевірки електронного стетоскопа в реальних клінічних умовах.

Перелік посилань:

1. Сілі І. І., Азархов О. Ю., Федюшко Ю. М., Головаха Р. В. Фетальний пульсометр з мікропроцесорним управлінням. // Наука та виробництво: міжвуз. темат. зб. наук. пр. Вип. 23 / ДВНЗ «ПДТУ». Маріуполь, ПДТУ, 2020. 173 – 181 с. DOI: <https://doi.org/10.31498/2522-9990232020240827>



ТЕМПЕРАТУРНИЙ КОНТРОЛЬ ПРИ ЛАЗЕРНІЙ ТЕРАПІЇ ПОВЕРХНЕВИХ НОВОУТВОРЕНЬ

Аміров Т. Я., Богомолів М. Ф.

Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»
e-mail: tamerlan.amirov10@gmail.com

Актуальність. Зростання ракових захворювань в сучасному світі стимулює пошук нових прогресивних підходів до вирішення онкологічних проблем. У загальній структурі онкозахворювань лідирують немеланомні злоякісні новоутворення шкіри. Такий діагноз у 2020 році поставлено 188 298 українцям [1]. Ефективність лікування раку залежить від стадії розвитку пухлини та ступеня її диференціювання, тому дуже важлива рання діагностика та діюча терапія новоутворень. На даний момент лазерна терапія раку є одним із найперспективніших методів для лікування. Це тому що під час лазерного випромінювання виникають фотобіологічні ефекти. До лазерного методу лікування належить фото динамічна терапія (ФДТ). Головна особливість цього методу полягає у поєднанні флуоресцентної діагностики та лікування в межах однієї процедури.

Основна частина. Запропоновано розробку приладу, який поєднує в собі ФДТ та температурний контроль процедури. ФДТ це сучасний метод у боротьбі з поверхневими новоутвореннями. Цей метод продемонстрував себе як успішний та надійний. Фотодинамічна терапія (ФДТ) – метод лікування передпухлинних захворювань і злоякісних новоутворень, заснований на використанні двох компонентів – фотосенсибілізатора (спеціального лікарського засобу) і лазерів, що генерують випромінювання з певної довжини хвилі [3]. Після введення фотосенсибілізатора в організм пацієнта і його активації лазерним випромінюванням в патологічних клітинах і тканинах запускаються реакції, результатом яких є порушення кровопостачання патологічних тканин і їх подальшим руйнуванням і загибеллю.

На жаль, є й мінус такої процедури. При перегріві торця оптичного волокна (ОВ) цей метод може завдати шкоди прилеглим тканинам. Тяжкість наслідків залежить від температури. Щоб усунути чи мінімізувати цей недолік, я пропоную встановити температурний контроль процедури. Оснащення медичних лазерних апаратів системою контролю температури робочого торця ОВ дозволить не тільки мінімізувати травматичне воздію на біотканини, але й продовжити термін використання волоконно-оптичного інструменту, знизивши тим самим вартість лазерної операції [2]. Пірометричний сенсор допоможе нам покращити результати ФДТ. Необхідно інтегрувати сенсор у драйвер лазерного діода. Цей сенсор буде отримувати енергію від фотонів та перетворювати її в електричний сигнал та виводити на екран. Найкращими з точки зору точності та результатів є квазімонохроматичні пірометри. Модель приладу буде розроблена у Solidworks.

Висновок. Запропоновано прилад для лікування поверхневих новоутворень, що поєднує у собі ФДТ та температурний контроль. Лазер буде знищувати новоутворення, а пірометричний сенсор запровадить температурний контроль, щоб запобігти перегріву та некрозу тканин. Модель приладу запропоновано відтворити у Solidworks.

Перелік посилань

1. Рак в Україні 2020. Інформація до роздумів – аналіз даних канцер-реєстру. *Хемотека*. URL: <https://chemoteka.com.ua/ua/blog/article/rak-v-ukraine-2020-informaciya-k-razmyshleniyu-analiz-dannyh-kancer-reestra-197> (дата звернення: 29.11.2022).
2. Александров С. Е. та ін. Система контролю температури робочого торця оптоволоконна лазерних модулів с волоконним виводом излучения для медицинской аппаратуры. *Физика и техника полупроводников*. 2014. Вип. 48, ч.1. С. 135-141.
3. Фотодинамічна терапія. *Національний інститут раку*. URL: <https://unci.org.ua/fotodynamichna-terapiya/> (дата звернення: 29.11.2022).



ВИКОРИСТАННЯ СТАБІЛОМЕТРІЇ У ФІЗИЧНІЙ ТЕРАПІЇ

Антонова-Рафі Ю.В., Худецький І. Ю., Интелегатор Д.О.

Національний технічний університет України

«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»

e-mail: antonova-rafi@ukr.net

Регуляція пози тіла людини є предметом досліджень й експериментів протягом десятиліть і навіть століть. Підтримка рівноваги під час стояння – процес динамічний. Тіло людини, котра стоїть, робить іноді практично невидимі, іноді добре помітні коливальні рухи в різних площинах близько деякого середнього положення. Характеристика коливань така: їх амплітуда, частота, напрям, а також середнє положення в проекції на площину опори є чутливими параметрами, що відображають стан різних систем, які беруть участь у підтримці балансу.

Одним із основних інструментів постурології служить стабілометрична платформа. Така платформа має датчики сили, які вимірюють лише вертикальні компоненти зусиль. Разом з комп'ютерним комплексом перетворення та обробки сигналів така платформа утворює стабілоаналізатор (стабілограф).

Не вдаючись до докладного опису принципів роботи стабілометричної платформи, зазначимо, що основною інформацією, що видається програмним забезпеченням стабілоаналізатора, є фронтальна x_s і сагітальна y_s координати точки O_n додатка рівнодіючої N сил вертикальних реакцій, що діють в опорах платформи, а також величина цієї рівнодіючої.

Розглянемо опис малих коливань людини щодо положення рівноваги на околиці вертикальної пози. У цьому випадку кути відхилення від вертикалі сегментів тіла людини можна вважати малими і розглядати завдання аналізу коливань в сагітальній і фронтальній площинах окремо, не враховуючи впливу крутильних коливань навколо вертикальної осі.

Для опису рухів людини прийнято традиційні моделі. Рух у сагітальній площині описується моделлю перевернутого маятника. Рух у фронтальній площині описується спрощеною моделлю триланки, дві ланки якого паралельні і спираються на підлогу. Ці ланки моделюють ноги, а третя ланка моделює тулуб, руки і голову, які не змінюють взаємного розташування. Ланки з'єднані шарнірно в кульшових суглобах. Передбачається, що плита стабілоаналізатора (стабілографа) являє собою тверде тіло, що не деформується. Ці моделі використовуються для вираження показань стабілоаналізатора через кути нахилу тіла і моменти в гомілковостопному та тазостегновому суглобах. Їх наближений аналіз показує, що зміни сагітальної та фронтальної координат центру тиску найбільшою мірою характеризують зміну моментів у гомілковостопному та тазостегновому суглобах відповідно. Отримана оцінка справедлива для довільних рухів людини і дозволяє пояснити «погіршення стійкості» у деяких хворих у процесі реабілітації. Передбачається, що такий ефект пов'язаний з тим, що на початку реабілітаційного періоду у зазначених пацієнтів ослаблена м'язова система, і нервова система здійснює стабілізацію вертикальної пози меншими зусиллями. У ході реабілітації м'язова система відновлюється і пацієнт може витратити великі зусилля на стабілізацію вертикальної пози.

Комп'ютерна стабілометрія дає змогу досліджувати функціональну систему підтримки рівноваги. Цей метод має широкий спектр застосування: оцінювання відновлення функцій опорно-рухового апарату за умов протезування, діагностики вестибулярних порушень, обґрунтування критеріїв вертикалізації хворих на гострий інфаркт міокарда, для уточнення й оптимізації режиму рухової активності. Також є обов'язковим компонентом системи моніторингу у відновлювальному лікуванні хворих на геміпаретичну форму дитячого церебрального паралічу



БАГАТОФУНКЦІОНАЛЬНИЙ ПРИЛАД ДЛЯ ЛІКУВАННЯ COVID-19 ТА ЙОГО УСКЛАДНЕНЬ

Байкова А. Г., Богомолов М. Ф.

Національний технічний університет України

«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»

e-mail: nastyabay21@gmail.com

Актуальність. Коронавірусна інфекція (COVID-19) стала значним поштовхом для змін у сферах сучасної медицини, системи охорони здоров'я, а також освіти і економіки. COVID-19, спричинений вірусом SARS-CoV-2, на початкових стадіях проявляється як легке респіраторне захворювання, але у більшості хворих вірус прогресує до появи пневмонії, легеневої недостатності тощо.

Навіть після 2 років активної боротьби з даним вірусом, спостерігається незадовільна тенденція розвитку захворювання у більш складні форми, а також високої смертності. Звідси і важливість поєднання в одному приладі функцій знищення вірусу та лікування ускладнень, спричинених ним. Очевидно, що існує ряд методів, що довели свою ефективність при лікуванні COVID-19 та його ускладнень, але на даний момент поєднання найефективніших з них в одному приладі запропоновано не було.

Основна частина. Запропоновано розробку приладу з поєднанням методу фотодинамічної терапії та інгаляції легень компресорним небулайзером. Метод фотодинамічної терапії при лікуванні COVID-19 є досить новим, але його ефективність при знищенні вірусу успішно доведена [1]. Даний метод полягає у створенні активних форм кисню, що й пошкоджують мішені вірусів, завдяки взаємодії лазерного світла з фотосенситайзером. Фотодинамічна терапія є надзвичайно ефективною при лікуванні COVID-19, оскільки активні форми кисню здатні пошкоджувати вірусні мішені настільки, що прогресування захворювання припиняється.

Іншим методом лікування коронавірусної інфекції та її ускладнень є інгаляція дихальних шляхів за допомогою компресорного небулайзера. Точна доставка лікарських препаратів у відділи дихальної системи і є головною причиною ефективності використання небулайзера для лікування COVID-19. Але даний спосіб лікування має досить критичний недолік: леткі викиди з небулайзера, що з'являються під час проведення процедури, є загрозою для розповсюдження респіраторних патогенів, а отже і коронавірусної інфекції [2].

В якості багатофункціонального приладу для лікування COVID-19 та його ускладнень, наприклад пневмонії, запропоновано поєднання фотодинамічної терапії та інгаляції за допомогою компресорного небулайзера в одному пристрої. Фотодинамічною частиною приладу (трубкою) запропоновано провести процедуру «знищення» вірусу в носовій або ротовій порожнині за допомогою активних форм кисню, після цього – проводити безпечну інгаляцію за допомогою частини приладу з небулайзером. Модель приладу пропонується відтворити в середовищі SolidWorks.

Висновок. Запропоновано багатофункціональний прилад для лікування COVID-19 та його ускладнень, що поєднуватиме у собі функції фотодинамічної терапії та інгаляції компресорним небулайзером. Фотодинамічна трубка буде виконувати функцію знищення вірусу на слизових оболонках, а небулайзер доставлятиме необхідні лікарські препарати у дихальні шляхи. Модель приладу запропоновано відтворити в середовищі SolidWorks.

Перелік посилань:

1. Pires, L., Wilson, B.C., Bremner, R. et al. Translational feasibility and efficacy of nasal photodynamic disinfection of SARS-CoV-2. *Sci Rep* 12, 14438 (2022). <https://doi.org/10.1038/s41598-022-18513-0>

Ari A. Practical strategies for a safe and effective delivery of aerosolized medications to patients with COVID-19. *Respir Med.* 105987 (2020). <https://doi.org/10.1016/j.rmed.2020.105987>



СИСТЕМА УПРАВЛІННЯ ЗНАННЯМИ В ЗАКЛАДАХ ОХОРОНИ ЗДОРОВ'Я

Білошицька О.К.^{1,2}, Зюков О.Л.²

¹ Національний технічний університет України

«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»

² Державна наукова установа «Науково-практичний центр профілактичної та клінічної медицини»

Державного управління справами

e-mail: biloshytska.oksana@iit.kpi.ua

Вступ. Використання систем управління знаннями (УЗ) в закладах охорони здоров'я (ЗОЗ) зростає з кожним роком. На даний час кожен ЗОЗ в своїй роботі використовує систему УЗ, оскільки стрімкий економічний розвиток визначає потребу у прийнятті обґрунтованих рішень під час провадження медичної практики. ЗОЗ, який в свою стратегію розвитку заклад знання, повинен не лише зберігати певний об'єм знань, але й розробляти нові процеси та методики, за допомогою яких створюються нові знання, забезпечувати ефективне впровадження існуючих знань для досягнення нових результатів у наданні високваліфікованої медичної допомоги, підтримувати безперервний професійний розвиток медичного персоналу.

Основна частина. УЗ має комплексне значення, яке набагато більше, ніж самі по собі знання та управління. УЗ як самостійний процес системи управління якістю розглядається в оновленому стандарті ISO 9001:2015. Процес УЗ є динамічним та безперервним і включає в себе основні дії зі знаннями, а саме: створення, зберігання, обмін, передача та застосування. Завдяки процесу УЗ досягаються найвищі результати шляхом набуття нових компетентностей та вдосконалення набутих навиків для їх подальшого ефективного використання в медичній практиці.

Особливу увагу УЗ приділяють під час моделювання та відтворення бізнес-процесів у організаціях. Проте у сфері охорони здоров'я ця практика не так явно застосовується.

Співробітники ЗОЗ (не тільки медичні працівники, а й працівники інших допоміжних служб) в своїй роботі оперують дуже великим обсягом знань. Найчастіше ці знання застосовуються не лише під час прийнятті індивідуальних рішень, але і при командній роботі (наприклад, під час проведення консилиуму лікарів різних спеціальностей).

На жаль, на даний момент, всі знання, які використовуються для організації роботи ЗОЗ, розуміються як інформація, яка обробляється та використовується в рутинній роботі без будь-якого впровадження в інноваційну медичну практику або для забезпечення якісних медичних процесів і послуг.

У ЗОЗ, стратегія якого базується на знаннях, застосовуються не лише затверджені протоколи надання медичної допомоги, а й новітні розробки, які імплементовані в роботу ЗОЗ. Використання протоколів сприяє зберіганню та застосуванню клінічних знань, зокрема, доказової медицини. ЗОЗ, який в своїй роботі використовує знання, застосовує принципи профілактичної медицини через програми скринігу на амбулаторному етапі для збільшення прихильності пацієнтів та отриманні позитивних результатів при попередженні або лікуванні тих чи інших захворювань.

Стратегії отримання знань базуються на досвіді та сильно залежать від організаційного контексту того, як будуть розвиватися робочі процеси.

Висновки. Концепція УЗ тільки починає з'являтися в секторі охорони здоров'я, надаючи ідеальну можливість належним чином оцінити системи збору, обміну та зберігання знань. Потрібні також подальші ідеї про те, як узгодити концепції трансляції знань і управління знаннями для оптимальних процесів і процесів охорони здоров'я та, зрештою, результатів для здоров'я.

Перелік посилань.

Popa I, Ştefan S. Modeling the Pathways of Knowledge Management Towards Social and Economic Outcomes of Health Organizations. International Journal of Environmental Research and Public Health [Internet]. 2019 Mar 28;16(7):1114. Available from: <http://dx.doi.org/10.3390/ijerph16071114>



ЕКОЛОГІЧНА БЕЗПЕКА: МАТЕМАТИЧНЕ МОДЕЛЮВАННЯ ПРОЦЕСІВ ОЧИЩЕННЯ ГАЗОВИХ СУМІШЕЙ

Бовсуновська К. С.

Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»
e-mail: bmj-bks-fbmi@iit.kpi.ua

Циклонні апарати широко використовують як сепаратори для відокремлення дисперсних складових пилу завдяки простоті конструкції і низької вартості.

Шлях до підвищення ефективності очищення газових сумішей у циклонних камерах полягає у визначенні динаміки руху суміші, ентальпії, гідравлічного тиску у камерах. Розробка нових математичних підходів до розрахунку турбулентних закручених течій є важливий крок до створення адекватних методів розрахунку інерційних апаратів з метою оптимізації їхніх технологічних і конструктивних параметрів і запобігання коштовних експериментальних досліджень. Теоретичному та експериментальному дослідженню багатофазних дисперсних турбулентних течій присвячено багато публікацій, наприклад, [1,2].

У переважній більшості цих праць наводиться математична модель турбулентного руху течій, але далі, після суттєвих спрощень, задача зводиться до опису процесів у циклонних камерах у вигляді набору формул для визначення основних конструктивних параметрів циклонних камер, що ніяк не зв'язані із вихідною постановкою задачі по визначенню динаміки турбулентної течії.

Мета цієї роботи полягає у визначенні полів швидкості руху основної і дисперсної фаз повітряного потоку у циклонних камерах.

Математична модель складається із рівнянь, що описують рух повітряної суміші у циклонному пристрої, та рівнянь руху частинок суміші, що відокремлені, на виході із циклонної камери. З огляду складність моделі у пропонованій доповіді розглядається друга частина моделі із використанням отриманого розв'язку відносно швидкості руху суміші [3].

На рис. 1,2 наведено розподіл швидкості руху твердих частинок і їхня концентрація.

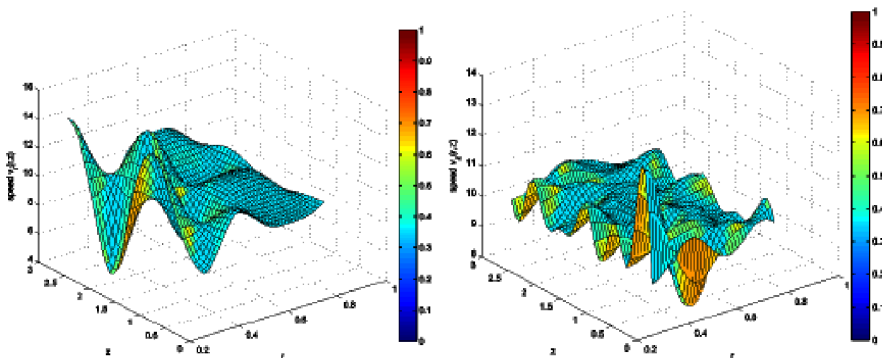


Рис. Розподіл компонентів швидкості руху та концентрації домішків у циклоні: $v_r(r, z)$; $C_z(r, z)$

Перелік посилань:

1. Халатов А, Авраменко А, Шевчук І. Теплообмен и гидродинамика в полях центробежных массовых сил. Том 3.-- Закрученные потоки.- Институт техн. теплофизики НАНУ, 2000.-- 474 с.
2. Ma L. CFD Simulation Study on Particle Arrangements at the Entrance to a Swirling Flow Field for Improving the Separation Efficiency of Cyclones Aerosol and Air Quality Research, 15: 2456–2465, 2015.
3. Зеленський К., Ігнатенко В. , Бовсуновська К. Комп'ютерне моделювання динаміки повітряних потоків у циклонних камерах. Міжвідомчий науково-технічний збірник Адаптивні системи автоматичного управління. 2012, №21 (41), с. 132--145; 2013, №1 (22), с.120--133.



СУЧАСНІ МЕТОДИ ЛАЗЕРНОЇ ДІАГНОСТИКИ І ТЕРАПІЇ

Богомолів М.Ф.

Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»
e-mail: mfbogomolov@gmail.com

У зв'язку з загальним розвитком лазерної техніки, засобів і методів фізичної оптики, волоконно-оптичних мереж телекомунікації та телемедицини, вимірювальної і обчислювальної техніки, широке використання лазерів у медицині визначається наступними чинниками – розвитком досліджень по взаємодії лазерного випромінювання з біооб'єктами, розвитком досліджень по дії лазерного випромінювання на тканини і організм людини в цілому з метою визначення патологій органів при їх лікуванні; визначення санітарно-гігієнічних норм опромінення персоналу; вироблення рекомендацій і заходів щодо безпечної роботи з лазерною апаратурою і розробкою методів та засобів дозиметричного контролю. Експериментальні та теоретичні дослідження взаємодії лазерного випромінювання з організмом людини неподільно зв'язані з гематологічними патологіями – при лазерній терапії різних органів завжди будуть зміни у біохімічному складі крові людини. У зв'язку з цим є без сумніву актуальним подальше дослідження ефектів взаємодії лазерного випромінювання з кров'ю людини з метою удосконалення техніки і технології лазерної діагностики крові людини, а також підвищення ефективності немедикаментозного лікування.

Розвиток лазерних діагностичних комплексів (ЛДК) відбувається по двох кардинальним напрямкам– забезпечення метрологічної перевірки і обслуговування лазерної терапевтичної апаратури (ЛТА), у якій лазерне випромінювання безпосередньо впливає на організм пацієнта цілеспрямовано викликає в ньому зміни для структуризації біотканин, або діє на біологічно-активні точки в рефлексотерапії. Лікувальні методики для ЛТА не враховують зміни на молекулярному рівні після лазерного опромінювання, тому актуальним є питання метрологічного забезпечення ЛТА для підвищення ефективності лікування і якості обслуговування пацієнтів.

В роботі представлені сучасні лазерні діагностичні прилади для лабораторних досліджень мікрооб'єктів в біології та медицині [1]. Проаналізовано зміни на клітинному рівні біологічних речовин при взаємодії з когерентним низькоенергетичним монохроматичним лазерним випромінюванням. Наведені основні типи і характеристики сучасних лазерних джерел випромінювання, які застосовуються для оптоелектронних діагностичних приладів та лазерних терапевтичних систем медичного призначення.

На базі міжфакультетської навчально-наукової лабораторії лазерної медицини розроблені лазерні терапевтичні апарати для поверхневого та ендovasкулярного опромінювання крові людини, широкоспектральної стимуляції біологічно активних точок при коригуванні стану імунної системи організму та підвищення резистивності серцево-судинної системи[2, 3].

Перелік посилань:

1. Statyvka, I., Bohomolov, M. (2022). Optoelectronic Devices for Blood Testing. In: Tiginyanu, I., Sontea, V., Railean, S. (eds) 5th International Conference on Nanotechnologies and Biomedical Engineering. ICNBME 2021. IFMBE Proceedings, vol 87. Springer, Cham. P.136-141. https://doi.org/10.1007/978-3-030-92328-0_18.
2. Богомолів М., Орецьє. "Багатофункціональний стимулятор біологічно активних точок"/In: LAP LAMBERT Academic Publishing is a trademark of Dodo Books Indian Ocean Ltd., member of the OmniScriptum S.R.L Publishing group, str. A.Russo 15, of. 61, Chisinau-2068, Republic of Moldova Europe. 2021, ISBN: 978-620-3-93050-4. 69 p.
3. Богомолів М., Данилець М. "Універсальний мультихвильовий лазерний комплекс для офтальмології /In: LAP LAMBERT Academic Publishing is a trademark of Dodo Books Indian Ocean Ltd., member of the OmniScriptum S.R.L Publishing group, str. A.Russo 15, of. 61, Chisinau-2068, Republic of Moldova Europe. 2021, ISBN: 978-620-3-93051-1p.



ОСОБЛИВОСТІ ФІЗИЧНОЇ РЕАБІЛІТАЦІЇ ЖІНОК ПОХИЛОГО ВІКУ ПІСЛЯ ПЕРЕЛОМУ СТЕГНОВОЇ КІСТКИ

Бочкова Н.Л., Мельник Д.В.

Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»
e-mail: bochkovanl@ukr.net

Зміст фізичної реабілітації жінок похилого віку після травм опорно-рухового апарату обумовлюється не лише наслідками основного захворювання, але і множинними ураженнями органів і систем, спричинених інволютивними змінами в організмі. Мета фізичної реабілітації осіб похилого віку полягає у відновленні функцій до вихідного рівня або формуванні компенсаторних навиків для подальшої рухової активності на деякий час, або на все життя. Серед травматичних ушкоджень опорно-рухового апарату у жінок похилого віку найчастіше трапляються переломи у проксимальному відділі стегна. Це пояснюється тим, що з віком збільшується ймовірність та швидкість розвитку остеопорозу, що обумовлено гормональними змінами в періоді менопаузи, а шийка стегнової кістки є одним з найбільш вразливих місць ураження кісткової тканини [1]. Часові рамки відновлення працездатності жінок похилого віку після перелому проксимального кінця стегнової кістки тісно пов'язані з типом перелому та способом оперативного втручання, оскільки ці фактори визначають середні терміни зрощення кісткової тканини і відповідно можливості осьового навантаження ураженої кінцівки. Терміни зрощення медіальних переломів коливаються від 6-ти до 8-ми місяців, а латеральних – в середньому до 3-4 місяців. Однак якщо впродовж кількох місяців особа похилого віку після перелому проксимального кінця стегнової кістки не буде мобільною, то функціональні порушення, такі, як обмеження амплітуди рухів, зниження м'язової сили, будуть наростати у поєднанні з прогресуванням вікових змін та впливатимуть на терміни відновлення працездатності, які будуть істотно віддаленими, або недосяжними [1, 2]. Підтверджено, що ефективність фізичної реабілітації жінок похилого віку після перелому проксимального кінця стегнової кістки залежить від правильного та своєчасного визначення рухових проблем і адекватного підбору методів і засобів фізичної реабілітації [2]. Помилки при обстеженні чи аналізі результатів спричиняють помилки у подальшій діяльності реабілітолога, що впливає на терміни відновлення. Рівень рухової активності характеризується рівнем мобільності пацієнта. Поряд із медикаментозним лікуванням, зниженню набряку та зменшенню болю в оперованій кінцівці сприяє застосування розвантажувальних положень та активних рухів по малій амплітуді (безболісній), що сприяє відтоку крові та лімфи. Ці заходи дозволяють відновлювати амплітуду рухів в ураженій кінцівці. Для відновлення амплітуди рухів в ураженій кінцівці ефективними є вправи з допомогою та самостійні активні вправи. Відновленню м'язової сили та нормалізації тону м'язів сприяють активні вправи, вправи з утриманням та ізометричні вправи. Вибір методик та дозування фізичного навантаження залежить не лише від загального стану пацієнта та його функціональних можливостей, а й від індивідуальних особливостей. Важливими є м'язова сила здорової нижньої кінцівки та плечового поясу для перенесення ваги під час переміщень, особливо під час ходи з допоміжними засобами. Цьому сприяють фізичні вправи силового характеру, зокрема вправи з навантаженням, які також дозволяють адаптувати організм до зростаючих навантажень.

Перелік посилань

1. Ананко А.А., Бабко А.Н. Сучасна травматологічна тактика при проксимальних переломах стегнової кістки (огляд німецької літератури) // Укр. мед. Журнал №1 (57) – 2007. – С. 22-29.
2. Christopher M. Brammer, M.D.: Physical Medicine and Rehabilitation: Hanley & BELFUS. Philadelphia 2002. – 500 p.



ОСОБЛИВОСТІ АНАЛІЗУ БІОМЕДИЧНИХ ДАНИХ МЕТОДАМИ НЕЛІНІЙНОЇ ДИНАМІКИ

М.Ю. Буриченко, канд. техн. наук, доц., М.В. Архирей, Т.С. Золотенкова
Національний авіаційний університет, Україна,
e-mail: marina_arkhyrei@ukr.net

Складність аналізу біомедичних даних полягає у тому, що зазвичай оцінка їх параметрів здійснюють у припущенні, що такі данні згенеровано стаціонарною динамічною системою, але можуть розвинути нерегулярну поведінку за рахунок своєї не лінійності. Лінійна стаціонарна система може бути описана традиційними моделями інтелектуального аналізу даних. Більшість методів традиційного аналізу використовують представлення біомедичних даних часовими рядами або методами обробки в частотній області. Останні дослідження в області обробки біомедичних даних формують принципи визначення біологічної системи як нелінійної динамічної системи [1]. Динаміка такої системи може бути представлена процес у просторі станів. В ньому відображається складна поведінка біологічної системи, що має нелінійні властивості, і вона може бути описані методами нелінійної динаміки. В такому випадку часові ряди досліджують на коротких інтервалах часу, на протязі яких можна вважати, що біологічна система знаходиться в стаціонарних умовах [2]. Використання методів нелінійної динаміки надають змогу отримати інформацію про зміни фізіологічних процесів в організмі.

Метою роботи є дослідження застосування методів нелінійної динаміки для оцінювання складності хаотичних процесів в біологічних системах. Для цього в роботі застосовано оцінювання таких мір: розмірності Хаусдорфа, старшого показника Ляпунова, ентропії Колмогорова, показника Херста, приблизної і вибіркової ентропії [3].

Проведені дослідження характеристик біомедичних сигналів, отриманих з однієї з баз даних сайту [4]. База даних містить часові ряди RR інтервалів серцевих скорочень які складаються з даних що мають артефакти менше 8%, а також виключені дані ті, що мали артефакти довше 20 с.

Обробка результатів біомедичних сигналів їх зазначеної бази даних дозволило отримати кількісні параметри, що містять додаткову корисну інформацію можливості оцінювання діагностичних параметрів ЕКГ-сигналів за допомогою методів нелінійної динаміки з використанням програмного середовища MATLAB.

Перелік посилань:

1. Tiebing Liu, Wenpo Yao, Min Wu, Zhaorong Shi, Jun Wang, Xinbao Ning, Multiscale permutation entropy analysis of electrocardiogram, *Physica A: Statistical Mechanics and its Applications*, Volume 471, 2017, Pages 492-498, ISSN 0378-4371, <https://doi.org/10.1016/j.physa.2016.11.102>.
2. Eremenko V.S. Burichenko M.Yu., Ivanets O.B. Method of processing the results of measurements of medical indicators. *Science-intensive technologies*. 47, № 3 (2020). p.392 - 398. DOI: 10.18372 / 2310-5461.47
3. Scarciglia, A., Catrambone, V., Bonanno, C., Valenza, G. Quantifying partition-based Kolmogorov-Sinai Entropy on Heart Rate Variability: a young vs. elderly study. 2021 43rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society (EMBC). – IEEE, 2021. – P. 5469-5472. DOI: 10.1109/EMBC46164.2021.9630975.
4. Physionet URL: <https://physionet.org>.



ПЕРСПЕКТИВИ СТВОРЕННЯ АВТОМАТИЗОВАНОЇ СИСТЕМИ ДЛЯ РОЗПІЗНАВАННЯ ТА КОРЕКЦІЇ НЕГАТИВНОГО ЕМОЦІЙНОГО СТАНУ

Гевко О.В., Хвостівський М.О., Яворська Є.Б., Паньків І.М., Тимків П.О.
Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя
e-mail: kaf_bt@tntu.edu.ua

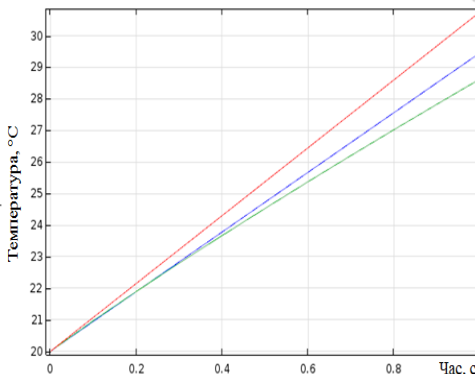
В умовах воєнного часу, пандемії коронавірусної інфекції, загострюється питання психічного здоров'я серед населення (Субашкевич та ін. 2022; Панок В.Г., 2021; Н. Довгань, 2022). Відомо, що тривога та депресія можуть призвести до суїцидальних нахилів. Тому в даній ситуації вагомим завданням є моніторинг емоційного стану операторів критично важливих об'єктів, людей з високим рівнем тривожності, тощо. Стан психічного благополуччя тісно корелює з насиченим переживанням позитивних емоцій (Volynets N., 2018), відповідно негативні емоції спричиняють тривожність. Існує багато підходів до виявлення емоцій, зокрема аудіовізуальний безконтактний спосіб створює мінімум дискомфорту для досліджуваного, але характеризується недостатньою точністю (Wang X-W. et al., 2011). Відповідно, ключова роль, в даному напрямку, сьогодні приділена відслідковуванню ЕЕГ-сигналів (Dai J. et al., 2022) та варіабельності серцевого ритму (Паламарчук О.С., 2019). Відомо, що трактування переживання негативних і позитивних емоцій за даними ЕЕГ-сигналів має неоднозначний підхід, в той час, як багато науковців стверджують, що напруження в функціональному стані автономної нервової системи можна визначити за частотними показниками варіабельності серцевого ритму. В нормі, в спокійному стані домінуючою ланкою вважається парасимпатична, при збудженні і стресі активізується симпато-адреналова система (Kovaleva A.V. et al., 2013). Саме спектральний комп'ютерний аналіз ЕКГ-сигналів дає змогу оцінити симпато-вегетативний баланс. Одними з найбільш інформативних показників в цьому напрямку вважаються показники: LF (низькочастотний компонент спектру серцевого ритму), який характеризує симпатичний тонус, та показник HF (високочастотний компонент спектру серцевого ритму), що відображає парасимпатичний вплив.

За умови інформованої згоди було обстежено 28 студентів (здорові люди віком від 19-ти до 23-ох років). Реєстрували ЕЕГ-сигнали та варіабельність серцевого ритму. Дослідження проводили в стані спокою із закритими очима, відкритими очима, після перегляду з сірого екрану (нейтральний фон) та картинок з міжнародної бази емоційно забарвлених фотозображень IAPS (позитивні і негативні емоції). Серед показників варіабельності особливу роль відводили визначенню потужності HF та маркеру симпатичної активності - LF.

Відслідковувано наступну тенденцію: домінуючим спектром хвиль, де реєструвалася реакція (достовірні зміни) на зображення емоцій по відношенню до нейтрального фону, були діапазони альфа-, бета- та гама хвиль ЕЕГ-сигналів. Такі зміни спектральної потужності співзвучно співпадали з багатьма дослідженнями (Zhang, X., Wu, D., 2019; Hussain, I. et al., 2021). Причём, достовірно наростала саме потужність бета-спектру у відповідь на негативні емоції, що також відображено у багатьох наукових працях (Дмитроца О., 2017; Mishra S. et al., 2022). Підвищення генерації бетаритму домінувало у лобних і парієтальних ділянках, більше справа. Паралельно у відповідь на зображення з негативним вмістом реєстрували достовірне підвищення спектральної потужності LF, в той час як показник HF достовірно змінювався лише під впливом позитивних емоцій.

Отже, підвищення потужності в бета-діапазоні ЕЕГ-сигналів під впливом негативних емоцій разом зі змінами варіабельності у вигляді достовірного підвищення показника LF можуть слугувати маркером рівня стресу. Розширюючи методики дослідження емоційного стану, перспективно є розробка автоматизованої системи зі зворотнім зв'язком, яка б об'єднала відбір ЕЕГ-сигналу з урахуванням бета-активності в передніх відділах мозку та ЕКГ-сигналу, з опрацюванням спектральних показників варіабельності серцевого ритму, а також, забезпечила би процедуру корегування психологічного стану за допомогою візуалізації позитивних зображень





ДИОЧАСТОТНОЇ РЕЗЕКЦІЇ МЕНІСКА КОЛІННОГО СУГЛОБА

Дук Б.Я., Бойко І.В., Шликов В.В.
 «Інженерно-технологічний центр» профілактичної та клінічної медицини ДУС;
 Київський політехнічний інститут ім. І. Сікорського
mail.com, boykoi@ukr.net, v.shlykov@kpi.ua

Дослідження температури нагрівання тканин меніска колінного суглоба і виникає навколо активного електрода артроскопічного біполярного радіочастотного (РЧ) резектора. Дослідження проведено на 30 макропрепаратах меніска колінного суглоба людини. Результати дослідження порівнювались з моделлю для процесу РЧ резекції меніска. Для знаходження оптимальних умов РЧ резекції тканин важливо знати оптимальні параметри впливу, такі як: температура ВЧ плазми та меніску, механічне навантаження на меніск, тривалість процесу резекції [1]. Для визначення цих параметрів, проведено моделювання процесу нагрівання меніска і прилеглих тканин у програмному забезпеченні Comsol Multiphysics 5.1 (рис. 1).

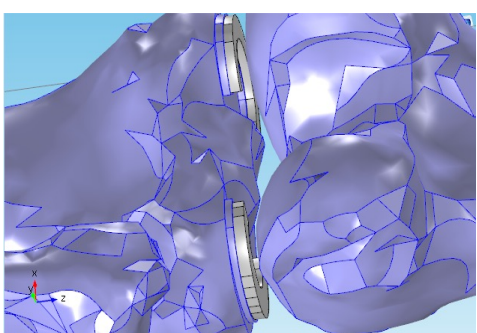
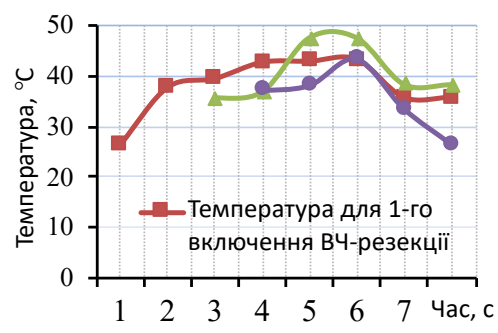


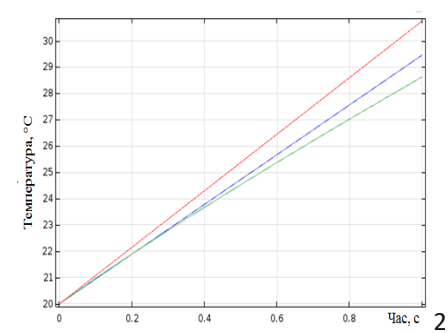
Рис.1 – Модель колінного суглоба

Для реалізації 3D моделі колінного суглоба в Comsol було прийнято вихідні умови: температура кондуктивної рідини, у якій знаходиться меніск 15°C, сила струму 10 А, частота 100 кГц, вихідна потужність 400 Вт, час процесу РЧ резекції 3 с. Моделювання процесу РЧ резекції показує одночасний та рівномірний розігрів меніска до 36°C - 37°C і нагрівання тканин колінного суглоба та кондуктивної рідини NaCl 0,9%.

У моделі максимальна температура на поверхні меніска 31,0°C досягається за час 0,9 с, в експериментах – за час 0,6 с. В експериментах температура 32,5°C досягається за час 0,9 с, довірчий інтервал 1°C, $p < 0,001$ для даних (рис. 2).



1 – Експериментальні дослідження



Модель РЧ резекції в Comsol

Рис. 2 – Температура нагрівання меніска і тканин у центрі дії електрода-петлі

Отже, використання біполярного РЧ резектора, що містить електрод у вигляді петлі, за рахунок відносно невеликої температури ВЧ плазми 37°C, яка не призводить до пошкодження (денатурації) нецільової тканини, є можливість досягнути кращих показників при лікуванні меніска колінного суглоба [2].

Перелік посилань:

1. Dubko, A., Sydorets, V., & Bondarenko, O. (2018). Simulation of the Temperature Distribution with High-Frequency Electrosurgical Heating. 2018 IEEE 38th International Conference on Electronics and Nanotechnology. <https://doi.org/10.1109/ELNANO.2018.8477555>
2. Gryshchuk B., Method for radiofrequency resection of the meniscus and arthroscopic instrument for the implementation thereof (variants). WO2021010936 A61B 17/32, 17/3205, 17/56, 18/12, 18/14. Jan 21, 2021.



ДІАГНОСТИЧНИЙ АЛГОРИТМ КЛАСИФІКАЦІЇ ТИПУ РАКОВОЇ ПУХЛИНИ МОЛОЧНОЇ ЗАЛОЗИ НА ОСНОВІ АНАЛІЗУ ГІСТОЛОГІЧНИХ ЗНІМКІВ

Добровська Л.М., Іванченко А. С.

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

e-mail: dobrovska.liudmyla@iit.kpi.ua

Успішне впровадження інформаційно-комунікативних технологій в медичну практику є важливою запорукою в оновленні системи медицини та охорони здоров'я. Застосування машинного навчання на великих масивах даних (Big Data) революціонізувало область аналізу великого об'єму даних, завдяки чому підвищилась їхня цінність. Алгоритми машинного навчання виконали значні зміни в області Business Intelligence, аналізуючи великий об'єм неструктурованих, неоднорідних, нестандартних та неповних даних про охорону здоров'я. Вони не лише прогнозують, але і допомагають у прийнятті рішень і все частіше відмічаються як прорив у неперервному прогресі для підвищення якості обслуговування пацієнтів і зниження вартості лікування.

Рання діагностика раку молочної залози в медицині має колосальне значення, оскільки ця патологія є одним із найбільш розповсюджених чинників летальності серед жінок по всьому світу. Чи не небезпечнішим підтипом раку молочної залози вважається інвазивна протокова карцинома. Саме тому важливою задачею є автоматизоване виявлення карциноми при діагностиці ракових пухлин молочної залози.

Актуальність дослідження полягає у виявленні можливостей машинного навчання в задачі ідентифікації злоякісної пухлини молочної залози на основі зображень медичного класу. Метою даного дослідження було встановлення основних етапів діагностичного алгоритму класифікації типу ракової пухлини молочної залози на основі аналізу гістологічних знімків, а саме, за допомогою методу локальної порогової бінаризації, а також машинного навчання.

Для цього була взята база даних гістологічних знімків із відкритого джерела *Kaggle*.

Запропоновано алгоритм на основі методу локальної порогової бінаризації для вилучення інформативних ознак з медичних зображень та машинного навчання для побудови моделей розпізнавання типу ракової пухлини молочної залози за допомогою методів класифікації, таких як: 1) метод групового урахування аргументів, 2) логістична регресія, 3) наївний байєсів класифікатор, 4) метод k найближчих сусідів, 5) метод випадкового лісу. Перед їх виконанням вибірку зображень було розбито на робочу (80%) для навчання моделей та екзаменаційну (20%), яка не приймає жодної участі в експериментах аж до отримання результуючої моделі. Після застосування локальної порогової бінаризації отримано дуети (комбінації із двох пікселей) і тріо (комбінації із трьох пікселей). При моделюванні робоча вибірка була розбита на тренувальну (75%) і тестову (25%).

В результаті моделювання та виконання даного дослідження було отримано 10 моделей машинного навчання, найкращою з яких виявилась модель k найближчих сусідів, навчена на дуетах бінаризованих пікселей. Був запропонований та розроблений алгоритм локалізації та розпізнавання типу пухлини молочної залози на основі гістологічних знімків. Точність розпізнавання на основі моделі k найближчих сусідів на множині тестування становила 78,5%.

Основна перевага запропонованого методу класифікації типу ракової пухлини у порівнянні з дослідженими п'ятьма методами – збільшення точності на множині тестування.

Програмне забезпечення розроблялося на мові PYTHON.

У майбутньому планується дослідити можливості текстурного аналізу для винайдення оригінального способу візуальної діагностики гістологічних знімків



ДОСЛІДЖЕННЯ ЕКОЛОГІЧНОЇ БЕЗПЕКИ НАНОМАТЕРІАЛІВ МЕДИЧНОГО ПРИЗНАЧЕННЯ

Дядюра К.О., Гребеник Л.І., Прімова Л.О., Дядюра І.К.

Національний університет «Одеська політехніка»,

Сумський державний університет

e-mail: dyadyura.k.o@op.edu.ua

Кількість виробів медичного призначення з наноконпонентами зростає щороку. Обов'язковим етапом тестування продуктів для наномедицини є аналіз біологічних ефектів наночастинок, як складових та основних агентів, що надають виробам унікальних властивостей. Розробка спеціальних експериментальних тест-систем *in vitro* для дослідження наноматеріалів передбачає визначення задачі, яка буде вирішена при оцінці дії наночастинок на біологічні об'єкти. Аналіз літературних даних останніх років дозволяє стверджувати про суттєве збільшення досліджень екологічних впливів наночастинок у тест-системах з використанням прокаріотичних та еукаріотичних організмів, які моделюють дію наноматеріалів у навколишньому середовищі на всіх етапах життєвого циклу виробів медичного призначення. На відміну від умов *in vitro*, в яких апробується більшість нанотехнологій, при попаданні нанорозмірних матеріалів до структурно і функціонально складних біологічних систем зростають ризики непередбачуваних ефектів наночастинок. Тим не менш, розуміння механізмів взаємодії між біологічними і нанорозмірними структурами (нано-біоінтерфейс) при експериментальному моделюванні процесів, необхідне для успішної розробки безпечних та ефективних медичних продуктів. Впровадження єдиних стандартів для методології нанотехнологічних досліджень, збирання та опрацювання результатів у міждисциплінарних областях, використання дієвих алгоритмів з оцінки ризиків має вирішальне значення для прийняття рішень щодо доцільності впровадження нових медичних виробів, які містять наноконпоненти. На міжнародному рівні регулюючі органи в США та Європі встановили правила і рекомендації щодо оцінки медичних виробів, які виготовляються з використанням нанотехнологій. Зокрема, програма FDA (США) зосереджена на нормативних дослідженнях з оцінки фізико-хімічних властивостей та токсичності наноматеріалів, що використовуються у медичних пристроях, а також впливі виробничих процесів на ці властивості. Аналогічно, у постанові ЄС 2017/745 рекомендуються дуже суворі процедури оцінки відповідності для медичних виробів, що містять наноматеріали з високою ймовірністю прямого впливу на організм людини та навколишнє середовище.

Виходячи з вказаного вище, метою нашого дослідження була розробка універсальної тест-системи з використанням широко розповсюджених мікроскопічних грибів роду *Aspergillus* для вивчення екотоксичності наноматеріалів з антибактеріальними властивостями.

У дослідженні використані наночастинок, які були синтезовані з ZnS та Na солі альгінової кислоти (Alg). Екотоксичність різних концентрацій антибактеріальних наночастинок ZnS-Alg (від 50 мкг/мл до 150 мкг/мл) вивчали з використанням стандартного мікологічного культурального методу. Об'єктом дослідження були мікроскопічні гриби *Aspergillus niger*, які широко розповсюджені у навколишньому середовищі. Аналіз отриманих результатів довів, що запропонована тест-система дозволяє визначити корелятивні залежності ступеня екотоксичності від концентрації наночастинок у середовищі. Для наночастинок ZnS-Alg відсутність токсичної дії на гриби *Aspergillus niger* встановлена для концентрації 50 мкг/мл. Для всіх інших досліджуваних концентрацій визначена ступінь токсичності. Вивчення токсичності наночастинок ZnS-Alg у модельних системах з використанням мікроскопічних грибів роду *Aspergillus* є першим кроком на шляху створення алгоритмів екотоксикологічних досліджень, які можуть бути розглянуті в контексті розширення арсеналу міжнародних стандартів для нових наноматеріалів медичного призначення.

Дослідження виконано в рамках реалізації міжнародного грантового проекту програми Еразмус+ на пряму Жана Моне ERASMUS-JMO-2021-HEI-TCH-RSCH EUNanoGreen – 101047940



УНІВЕРСАЛЬНИЙ ЛАЗЕРНИЙ СКАЛЬПЕЛЬ ДЛЯ РОБОТИ В ПОЛЬОВИХ УМОВАХ

Євсєєва П.О., Богомолів М.Ф.

Національний технічний університет України

“Київській політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського”

e-mail: p.a.evseeva@gmail.com

Вступ. Створення нової медичної апаратури, яка базується на досягненнях сучасної науки і техніки, дозволяє розробляти нові медичні технології, що володіють безперечними перевагами перед існуючими методами. Використання нових технологій дозволяє підвищити ефективність лікування, зменшити ймовірність розвитку ускладнень і рецидивів, больові відчуття пацієнта і час його непрацездатності. Серед цих технологій значне місце займають лазерні технології.

Польова медицина специфічна та важка, багато поранених потребують негайного хірургічного втручання, та не можуть чекати доки їх довезуть до лікарні, на жаль у нинішніх реаліях такі операції проводяться звичайними інструментами.

Основна частина. В роботі представлено універсальний лазерний скальпель, який буде автономним, полегшить працю лікарям та зменшить неприємні фактори операцій для пацієнтів в польових умовах.

Потужність лазера розрахована на спектр різних довжин хвиль випромінювання, які дозволять проводити: розсічення, вапоризації та коагуляції біотканини. Розташування оптичного роз'єму для оптичного волокна зменшить ризик поломки робочого світловода під час роботи та при перенесенні. Функціонування в польових умовах забезпечить джерело безперебійного живлення. Для контролю вихідної потужності запропоновано вбудувати вимірювач потужності випромінювання дистальному кінці робочого світловода.

Робота лазера базується в широкому спектральному діапазоні. Тому, у фахівців є можливість провести оперативне втручання в певній зоні, не зачіпаючи при цьому навколишніх здорових тканин.

До того ж на місці розсічення шкіри лазером не відбувається рубцювання тканин, відновлення протікає за рахунок регенерації тканин. Тобто мала травматичність операції через незначну ширину розрізу, одночасної коагуляції судин і істотного зниження кровотечі. Крім того, на відміну від звичайного скальпеля, випромінювання лазера абсолютно стерильно. Внаслідок усього перерахованого період загоєння рани скорочується в два-три рази.

Висновки. Запропоновано використання автономного лазерного скальпелю для роботи в польових умовах, основна ціль полягає в тому що конструкція має компактний розмір, вологостійкість та захист від зовнішнього забруднення приладу, з автономним живленням.

Перелік посилань:

1. Технічна документація до апарату (скальпель) лазерний хірургічний медичний однохвильовий або двоухвильовий ЛСП- "ІРЕ-Полюс". IPG Photonics Corporation.-2018-Vol.2- с.1-2

Применение диодного лазерного скальпеля в амбулаторной хирургической стоматологии / А.А. Кулаков, Л.А. Григорьянц, А.С. Каспаров, В.П. Минаев. – ФГУ «ЦНИИС и ЧЛХ Росмедтехнологий».- 2008-Vol.4-ст-3-8



ПРОГРАМНИЙ ЗАСТОСУНОК ДЛЯ ОЦІНКИ ЙМОВІРНОСТІ РИЗИКУ РОЗВИТКУ СУГЛОБОВИХ ТА ПОЗАСУГЛОБОВИХ ПОШКОДЖЕНЬ У ПАЦІЄНТІВ З АРТРИТОМ

Ефремова С.В., Городецька О.К.

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

e-mail: sofjarammstein@gmail.com, o.nosovets@gmail.com

Люди з ЮРА потребують постійної підтримувальної лікувальної терапії. У зв'язку з тим, що хвороба починається в дитинстві, основною проблемою є перехід з дитячої системи охорони здоров'я до дорослої. В період цього переходу втрачається час лікування, що загрожує отриманням інвалідності. Саме тому існує потреба у веденні пацієнтів на постійній основі.

Мета: Метою роботи є побудова системи для оцінки стану хвороби дітей у віддаленому періоді з урахуванням проведеного лікування, та створення програмного додатку, який здійснює ведення пацієнтів з ЮРА.

В якості клінічного матеріалу дослідження була використана база даних хворих на ЮРА (ювенільний ревматоїдний артрит). Загальна кількість пацієнтів, які потрапили до бази даних 289 осіб, а саме 148 жінок та 141 чоловік. Вік хворих знаходиться у межах від 16 до 57 років, середній вік - 26,1 років.

З метою оцінки стану хворих на ЮРА були побудовані моделі оцінки віддаленого стану за показниками JADI A та JADI E. Індекс пошкодження ювенільного артриту (JADI) — це клінічний інструмент, який відображає загальний біологічний результат ЮРА. Він складається з двох частин: одна присвячена оцінці пошкодження суглобів (JADI-A), а друга присвячена оцінці позасуглобових пошкоджень (JADI-E). Для побудови використані методи лінійного програмування які дозволили отримати математичні моделі, що можуть бути застосовані для розрахунку вищевказаних показників з урахуванням початкового стану хворого та проведеного лікування. Точність моделей оцінювалась на навчальній вибірці (20%) за показником коефіцієнту детермінації: а саме 0,963 для «JADI-A» та 0,913 для «JADI-E». Моделі були використані у головному функціоналі програмного застосунку. Даний додаток дає можливість вести облік, додавати нових, та проводити оцінку стану хворих на ЮРА. Вигляд даного програмного додатку наведено на рис. 1.

	ПІБ	Вік на момент огляду	Стать	Ріст (м)	Вага (кг)	Інфо	Прогноз
1	Малиновська Олена Максимівна	18	1	1.7	39	i	
2	Козова Ольга Богданівна	32	1	1.25	22	i	
3	Прусенко Наталя Євгенівна	19	1	1.73	68	i	
4	Головко Руслан	18	2	1.8	65	i	

Рисунок 1. Головна сторінка

Висновки: В результаті даної роботи отримано прогностичні моделі, які дозволяють оцінити стан хворих на ювенільний ревматоїдний артрит у віддаленому періоді. Створено програмний додаток, який здійснює ведення пацієнтів з ЮРА та дає можливість спрогнозувати стан хворого.



РОЗРОБКА АЛГОРИТМІВ ЛІКУВАННЯ ГЛІОМИ

Зеленський К.Х., Щур В. Є.

Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»
e-mail: bs11mp-sve-fbmi23@iit.kpi.ua

Онколітичні віруси -- генетично змінені, здатні до реплікації віруси, які інфікують ракові клітини та розмножуються в них, але не завдають шкоди нормальним клітинам. Коли заражена клітина гине, вивільняються і поширюються багато новоутворених вірусів і заражають сусідні пухлинні клітини. Проведено лікування онколітичними вірусами (ОВ) і продовжує активно тестуватися в клінічних випробуваннях на різні види раку із використанням різноманітних вірусів [2], враховуючи ONYX-15, вірус простого герпесу (HSV) і простатоспецифічний аденовірус CN706 і CN708. Мета полягає у тому, щоб побудувати модель, яка фіксує взаємодію між здоровими пухлинними клітинами, інфікованими пухлинними клітинами, вірусами та макрофагами та $TNF-\alpha$, який вони виробляють. Модель PDE базується на [2,3]. Але тут ми сформулюємо модель ODE популяції. Це скорочення дозволить нам провести детальний динамічний системний аналіз моделі, а також аналіз її як задачі оптимального керування. Ефективність обох методів лікування шляхом ін'єкції вірусу та інгібітору $TNF-\alpha$ аналізується у контексті радіуса пухлини, що призводить до необхідності розгляду просторового розподілу пухлини.

Виконано аналіз впливу на пухлину вірусної ін'єкції та інгібітору $TNF-\alpha$ та реакції системи на різні дози, зокрема ефективність терапії, маючи на меті мінімізацію радіуса пухлини.

У випадку інгібіторів $TNF-\alpha$ побічні ефекти включають опортуністичні інфекції, такі як туберкульоз, лістероз і пневмоцистоз. Бувають і побічні явища у тому числі системний вовчак, застійна серцева недостатність та загальна інфекція [1]. Через ці побічні ефекти кількість дозування має бути оптимізована для максимізації ефекту та мінімізації негативних побічних ефектів.

Математична модель динаміки гліоми являє собою систему 4-х нелінійних диференціальних рівнянь із відповідними початковими умовами. Пошук розв'язання цієї системи рівнянь виконується числово-аналітичним методом із застосуванням інтегрального перетворення Лапласа [4].

Математичне моделювання цієї системи виконується з метою визначення параметрів моделі, які суттєво впливають на розвиток хвороби, та синтезу відповідної системи керування цим процесом (визначення оптимальних режимів лікування).

Перелік посилань

1. Auffinger D., Ahmed A., Lesniak M. Oncolytic virotherapy for malignant glioma: Translating laboratory insights into clinical practice, *Front. Oncol.*, 3, 2013, pp. 1--32.
2. Ratajczyk E., Ledzewicz U., Friedman A. The role of $tnf-\alpha$ inhibitor in glioma virotherapy: a mathematical model, *Mathematical biosciences and engineering*, V. 14, No 1, 2017, pp. 305--319.
3. Jacobsen K., Russell L., Friedman A. Effects of CCN1 and Macrophage Content on Glioma Virotherapy: A Mathematical Model, *Bull Math Biol.*, 2015, 29 P.
4. Zelensky K. Kh., Kuzmenko D. Mathematical modeling of vaccination effects to the antiviral immune response Modern engineering and innovative technologies, Issue 20/Part 1, 2022, P. 67--75 (Index Copernicus) DOI:10.30890/2567-5273.2022-10-01-036.



МОДЕЛЮВАННЯ ПОКАЗНИКІВ УЛЬТРАЗВУКОВОГО ДОСЛІДЖЕННЯ ДЛЯ ОЦІНКИ КАРДІОЛОГІЧНИХ ПАТОЛОГІЙ У НОВОНАРОДЖЕНИХ ПІСЛЯ ОПЕРАТИВНИХ ВТРУЧАНЬ

Каліновська Б.В., Городецька О.К.

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

e-mail: kalinovska.bohdana@lll.kpi.ua, o.nosovets@gmail.com

Коарктація аорти та гіпоплазія дуги аорти є одними з найпоширеніших захворювань серцево-судинної системи та трапляються у кожного другого з шести на тисячу народжених, що становить 4–8% від усіх серцево-судинних хвороб, і займає четверте місце за частотою, з рівнем летальності більше 90%. Актуальним є створення прогностичних моделей, що дозволять відслідковувати позитивну або негативну динаміку після хірургічного втручання за допомогою прогнозованих ультразвукових показників, що в свою чергу допоможе знизити рівень смертності серед дітей з даним захворюванням.

Мета: Метою даної роботи є можливість прогнозувати показники ультразвукового дослідження (УЗД) у віддаленому періоді для новонароджених з коарктацією аорти та гіпоплазією дуги аорти після оперативних втручання.

Клінічні дані на основі яких було здійснено моделювання складаються з 445 пацієнтів до 1 року життя, яким було здійснено хірургічне лікування гіпоплазії дуги аорти. База даних формувалась в «Національному інституті серцево-судинної хірургії імені М. М. Амосова» з 2011 по 2019 роки та містила клінічні, доопераційні, інтраопераційні та післяопераційні характеристики хворих. До та після операції усім дітям проведено ехокардіографію, зазначали показники кожного сегмента дуги аорти, Z-score для кожного сегмента дуги аорти, градієнт систолічного тиску та фракцію викиду.

В якості методу дослідження обрано метод групового урахування аргументів. Вся вибірка була поділена випадковим чином на три частини для оцінки якості моделі: 70% даних (навчальна вибірка) використовувалась для побудови множини моделей прогнозування показників УЗД, 20% (екзаменаційна вибірка) – для відбору найбільш точної моделі та 10% (тестова вибірка) – для незалежної оцінки ефективності моделі.

В результаті моделювання було отримано 8 прогностичних моделей для кожного показника УЗД. Змінні що використовувались: стать, вік (в місяцях), градієнт, тривалість операції, штучна вентиляція легень після операції (години), методика реконструкції, фракція викиду, сегменти (А, В, С – відповідно), Z-score для сегментів (А, В, С – відповідно).

Таблиця 1 – Результати коефіцієнтів детермінації для 8 моделей

Вихідні змінні	Навчання	Екзамен	Тест
Gradient	0.86741	0.83159	0.825734
A segm	0.89124	0.85147	0.824723
Z-A	0.87715	0.85781	0.825473
B segm	0.86547	0.84472	0.815513
Z-B	0.82241	0.81582	0.804832
C segm	0.87582	0.85473	0.834234
Z-C	0.80921	0.81743	0.864751
FV	0.90753	0.89253	0.852465

Висновки: В результаті даної роботи отримано 8 прогностичних моделей, які дозволяють спрогнозувати показники УЗД для новонароджених у віддаленому періоді. Оцінка якості даних моделей на тестовій вибірці дозволила отримати показники детермінації від 0.86 до 0.8, що дозволяє стверджувати про можливість їх застосування в подальшій розробці програмного застосунку



ПОРІВНЯЛЬНІ ХАРАКТЕРИСТИКИ ПРОВІДНИХ БІОМЕХАНІЧНИХ ПРОТЕЗІВ КИСТІ

Коровкіна В.І., Білошицька О.К.

Національний технічний університет України

«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»

e-mail: vasilisatsybulko@gmail.com

Вступ. Попит на протези кінцівок в Україні дедалі росте, тому наразі питання покращення даних виробів є вельми актуальним. Наразі у світі відбувається перехід від механічних протезів до біомеханічних, які мають вищі споживчі якості, але й вищу ціну.

Основна частина. В теперішній час на ринку є безліч виробників протезів кистей з різними характеристиками та можливостями. Для проведення досліджень було обрано протези кистей, які схожі між собою за характеристиками, а виробниками є: Taska, Covvi та i-Limb.

Кожен протез має мобільний застосунок, який є суміжною технічною системою, що забезпечує додаткові споживчі якості – керування хватами, редагування хватів, навчання керуванню та інші. Найбільш вантажопідйомними протезами серед наведених є Covvi та i-Limb, які можуть підняти до 90 кг [1, 2], при цьому статичне навантаження на палець для Covvi становить 16 кг [1], а для i-Limb – 20-32 кг [2] в залежності від розміру кисті. В цей час Taska може підняти лише 20 кг. Але виробник Taska зазначає особливість у своїй розробці – вона є єдиною водозахисною [3]. У даній кисті водозахищеність реалізовано за допомогою водонепроникних з'єднань унікальної розробки і це надає можливість користувачу занурювати у воду протез до зап'ясткового з'єднання, а в Covvi та i-Limb протез захищений тільки від бризок води та пилу силіконовою рукавицею [1, 2]. Якщо порівнювати час, за який здійснюється повне відкриття та закриття хвату, то він майже однаковий для цих трьох протезів і становить 0,7-0,8 с. При цьому для кисті Taska пропонується 23 різні хвати та можливість створювати власні [3], для Covvi це тільки 14 хватів [1], а для i-Limb – 18 [2].



Рисунок 1 – Протези кисті різних виробників: а) Covvi Hand [1]; б) i-Limb Ultra titanium [2]; в) Taska Hand [3]

Висновки. Після проведеного аналізу різноманіття протезів на ринку з різними характеристиками та можливостями можна стверджувати, що не існує ідеального протезу, який би забезпечив користувача усіма функціями. Подальші розробки можуть бути спрямовані на повну водозахищеність протезу, збільшення вантажопідйомності, розширення хватів, зміну способу керування і покращення існуючих, та інше.

Перелік посилань:

1. The COVVI Hand. [Електронний ресурс]. – Режим доступу: <https://www.covvi.com> (дата звернення: 28.11.2022).
2. i-Limb Ultra titanium. [Електронний ресурс]. – Режим доступу: <https://www.ossur.com/en-us/prosthetics/arms/i-limb-ultra-titanium> (дата звернення: 25.11.2022).
3. The TASKA Prosthetic Hand. [Електронний ресурс]. – Режим доступу: <https://www.taskaprosthetics.com> (дата звернення: 29.11.2022).



СУЧАСНІ ТЕХНОЛОГІЇ ВИГОТОВЛЕННЯ ТИТАНОВИХ ЗУБНИХ ІМПЛАНТІВ

Кухар Д.М., Голембіовська О.І.

Національний технічний університет України

«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»

e-mail: kuhdiana@ukr.net

Титан посідає чільне місце серед усіх матеріалів, використовуваних в дентальній імплантології. В сучасному світі існує безліч технологій виробництва титанових зубних імплантів, в основу яких покладено процес створення початкової основи імпланту для подальшої обробки. Даний етап виготовлення відбувається на токарних станках або шляхом 3D-друку.

Традиційно виточування на токарних станках проходить із використанням титанового прута довжиною біля 1 м та шириною в 10-15 мм, який поміщають в основну робочу частину токарного станка та вводять параметри для виточування. В результаті створюється одразу десяток початкових імплантів, які потребують подальшої обробки. Під час роботи станка відбувається вирізання імпланту необхідного розміру та форми, але також і забруднення поверхні імпланту машинним маслом та іншими органічними речовинами. Після цього проводять контроль точності розмірів імплантів відповідно до стандартів за допомогою станків з числовим програмним управлінням. Перевірка точності виготовлення здійснюється не тільки для зовнішніх параметрів зубного імпланту, а й для внутрішніх.

Виготовлені шляхом 3D-друку зубні імпланти отримують на 3D-принтерах за допомогою наведених нижче технологій:

1. Виборче лазерне спікання. При цій технологічній обробці спеціальний порошок з металу наноситься пошарово, що дозволяє поетапно контролювати якість імпланту, а принтер запікає покриття вибірково.

2. Виборче лазерне плавлення. Імплант виробляється з дрібнодисперсного порошку, який розплавляється лазерним променем. Поступово шари плавляться і застигають, за рахунок чого конструкція виходить твердою і міцною.

Етапи виготовлення імплантів методом 3D-друку включають в себе моделювання цифрового імпланту в спеціальній програмі та безпосередньо друк конструкції на спеціальному принтері.

Дані технології мають свої переваги та недоліки.

Виготовлення на токарних станках дає можливість за короткий проміжок часу виготовити велику кількість імплантів, проте необхідні додаткові етапи для контролю точності та створення кінцевого імпланту, що відповідатиме усім стандартам.

Виготовлення шляхом 3D-друку є високотехнологічним та точним виробництвом, яке не потребує додаткових етапів для створення імпланту, проте сам процес створення виробу займає значний проміжок часу та потребує контролю виготовлення протягом усього циклу.

Отже, сучасні технології виробництва титанових зубних імплантів мають позитивні та негативні сторони, які впливають на усе виробництво імплантів та потребують контролю якості готової продукції.



РОЗРОБКА ТЕХНІЧНОГО ФАЙЛУ НА МЕДИЧНИЙ ВИРІБ – БІОСУМІСНИЙ ЗУБНИЙ ІМПЛАНТ

Кухар Д.М., Голембіовська О.І.

Національний технічний університет України

«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»

e-mail: kuhdiana@ukr.net

Технічний файл це документація, яка містить в собі основні умови для проектування, виробництва, обігу та експлуатації будь-якої продукції та є обов'язковою умовою при виробництві та реєстрації зубних імплантів як медичних виробів.

Зубні імпланти широко поширенні в сучасній стоматології, адже вони допомагають у відновленні естетичної посмішки, процесу жування та дикції. Зубні імпланти відносяться до довготермінових медичних виробів, адже вони призначені для безперервного застосування протягом більш ніж 30 днів.

За рахунок багатьох клінічних досліджень було доведено, що титан є найбільш біосумісним металом з людськими кістками. Цирконій на даний момент є новим металом, який вже починають широко застосовувати у стоматології, проте він не повністю надійний своєю міцністю, але менший за ціною та має «низьку спорідненість зубного нальоту», що забезпечує чистоту порожнини рота. На основі аналізу та дослідження властивостей матеріалів на біосумісність, було вирішено використовувати титан та цирконій для виготовлення імпланту.

Метою даного дослідження була розробка технічного файлу на медичний виріб - біосумісний титановий зубний імплант з додатковою обробкою поверхні цирконієм.

Основні частини, які включає технічний файл на біосумісний зубний імплант: загальний опис медичного виробу, опис виробництва, інформація про необхідні стандарти, які використовуються, аналіз ризиків, що виникають на виробничих стадіях, тести та клінічні дослідження готової продукції, інструкція та методи стерилізації.

Основні стандарти для виготовлення імплантів є стандарти ISO та ДСТУ, які включають в себе правила, яких необхідно дотримуватися при виготовлення імплантів.

Технологія виробництва включає в себе допоміжні роботи, а саме: підготовка персоналу, підготовка повітря, підготовка матеріалу для виробництва, підготовка води очищеної; стадії основного технологічного процесу: виточування імплантів, контроль точності, обробка поверхні імпланту, перевірка чистоти поверхні імпланту, контроль якості, стерилізація; пакування, маркування та рекомендації до експлуатації готових імплантів.

При виготовленні та експлуатації продукту може виникати низка ризиків, а саме: неможливість приживлення імпланту, видалення імпланту у разі відторгнення, перелом імпланту, помилка встановлення, рухливість імпланту, наявність забруднення та пошкодження пакування, відсутність пористості імпланту.

Основні тести готового імпланту проводяться за рахунок розміщення даних імплантів в хвості щурів, адже саме хвості складаються з губчастої кістки, яка має подібну альвеолярну структуру до нижньої щелепи людини і у хвостах відсутня паренхіма кісткового мозку хребців, маючи таким чином велику схожість з людською щелепою, що дає можливість дослідити біосумісність імпланту.

Інструкція використання даного імпланту включає в себе вказівки з використання, інструкцію із застосування, застереження, запобіжні заходи, перелік патологічних реакцій, перелік протипоказань, строк придатності та умови гарантії.



ПРОГРАМНО-АПАРАТНИЙ КОМПЛЕКС ДЛЯ ЗНЯТТЯ НЕЙРОФІЗІОЛОГІЧНИХ ПОКАЗНИКІВ ЛУЧНИКІВ В ПРОЦЕСІ ТРЕНУВАННЯ

Литвякова Д.К., Овчаренко Г.Р., Білошицька О.К.

Національний технічний університет України

«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»

e-mail: lytviakova.daryna.archer@gmail.com

I. Актуальність

Для досягнення високих результатів при підготовці лучників велику роль відіграють не лише фізичні дані, а і моральна підготовка та виховання спортсмена, особливо у складно-координаційних видах спорту, до яких відноситься стрільба з лука. Данні аспекти тренувань мають своє відображення у показниках нейрофізіологічної активності, а саме у оцінці ступеня концентрації уваги, що є важливим аспектом у корегуванні тренувальних програм. Активно розробляються методики оцінки цих характеристик для кульової стрільби, однак, наразі не існує методик для лучного спорту. Розробка комплексу оцінки вказаних параметрів на основі ЕЕГ може стати універсальним способом виявлення помилок у тренуванні та підбору оптимального способу їх вирішення, тоді як на даний момент успішність підготовки лучників залежить виключно від досвідченості та чутливості тренера [1].

II. Матеріали та методи

Для реєстрації ЕЕГ обрано 16-ти канальний діагностичний комплекс «ТРЕДЕКС» (рис.1, а). Стрільба виконувалася відповідно до особистого алгоритму майстра спорту міжнародного класу (рис.1, б). Було застосовано п'ять способів запису ЕЕГ: з прицілюванням по області та в мішень літнього стандарту на дистанціях 3 м і 50 м та ідеомоторне тренування [2]. Ці способи дозволяють виявити найбільш проблематичні аспекти: вплив прицілювання та дистанції, особливості ідеомоторного тренування.

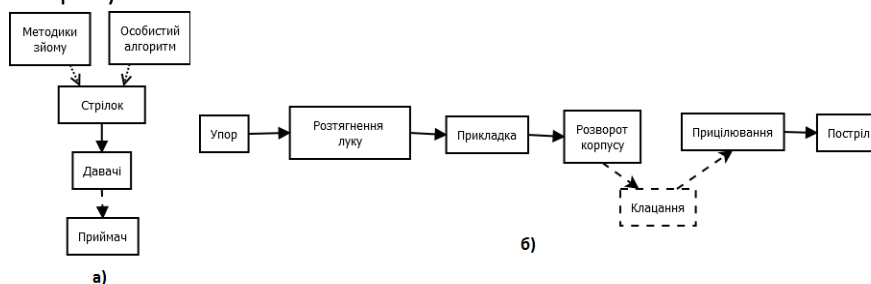


Рисунок 1 – а) блок-схема програмно-апаратного комплексу; б) особистий алгоритм

Для оцінки результатів обрано програму Expert_Net 31.7.2013.0. Було використано наступні методи: картування, візуальний та кореляційний аналізи, аналіз вкладів ритмів, міжпівкульної асиметрії, медіанної частоти, графіків спектрів каналів.

III. Результати та обговорення

Експериментальне дослідження на базі розробленого алгоритму реєстрації нейрофізіологічної активності лучника дозволило визначити основні помилки при класичному тренуванні, а саме: «зацілювання», очікування пострілу, втрата концентрації, «підловлювання» точки прицілювання, невідповідність перенесення уваги, ефективність ідеомоторного тренування, що є основними помилками при підготовці лучника та не можуть бути виявлені іншими методами.

Перелік посилань:

- 1.Комплексна характеристика підготовки студентів, які займаються на навчальному відділенні стрільби з лука НТУУ «КПІ»/О.В. Д'якова // Актуальні наукові дослідження в сучасному світі – 2017 – випуск 3(23) – с. 29-32
- 2.V.M. Antipov Portable tracker for neurophysiological research of sport shooting [Електронний ресурс]/ V.M. Antipov A.A. Badarin, V.V. Grubov, V.B. Kazantsev, A.E. Hramov – 2022 – Режим доступу до ресурсу: <https://doi.org/10.1117/12.2626382> 25.11.2022, 20:4



ВИКОРИСТАННЯ КУЛЬТУР КЛІТИН В ТОКСИКОЛОГІЧНІЙ ОЦІНЦІ КОСМЕТИЧНИХ ПРОДУКТІВ

Луценко Т.М., Дронько Л.М.

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

e-mail: dronko-fbmi@iit.kpi.ua

Через вимоги щодо безпечності та відповідності продукту, вихід на ринок косметичного продукту є справжнім викликом. На даний час в Європі обіг косметичних продуктів регулюється Регламент № 1223/2009 від 30 листопада 2009 року «Про косметичні засоби», що забезпечує нормативну базу для готової косметичної продукції, а головне поступового припинення тестування на тваринах для косметичних цілей.

В Україні на даному етапі відбувається гармонізація законодавства у даній сфері з законодавством Європейського Союзу, так у січня 2021 року Кабінет Міністрів України [прийняв](#) Технічний Регламент, який повністю відповідає Регламенту № 1223/2009 «Про косметичні засоби» який встановлює вимоги до косметичної продукції, що надається на ринку, з метою забезпечення високого рівня захисту здоров'я людини та забороняє тестування косметичних препаратів на тваринах.

Основна частина безпеки косметичних продуктів залежить від токсикологічних даних речовин. Зараз вчені у пошуках альтернатив тестуванню на тваринах для перевірки безпеки косметичної продукції. Одним з перспективних напрямів цієї галузі є розробка альтернативних методів тестування безпеки косметичних продуктів з використанням культури клітини.

На даний час вчені перебувають на початку шляху щодо розробки *in vitro* методів контролю косметичних продуктів та інгредієнтів для їх виробництва.

Розроблено методіку перевірки фототоксичності *in vitro* (95% кореляція з аналізом *in vivo*), що передбачає використання стандартних клітин фібробластів, отриманих з клітин ембріональної тканини швейцарської миші (3T3), і нейтральний червоний барвник для порівняння 50% середньої інгібуючої концентрації (IC50) з і без впливу сонячної радіації [1].

Існує методика перевірки гено та цитотоксичності за допомогою лінії клітин кератиноцитів людини (HaCaT) та лінії клітин фібробластів людини (CCD-1064SK) [2].

Окрім генетичної токсичності, дослідження *in vitro* добре представлені для перевірки подразнення шкіри та подразнення очей [3].

Хоча методи *in vitro* ще не можуть повністю замінити методи *in vivo*, однак для деяких аналізів, вже існує кореляція з методами *in vitro*. Незважаючи на те, що вони поки що не підтверджені для нормативних цілей, але можуть бути використані в скринінгових дослідженнях.

Прогрес у даній сфері обіцяє стати революційною технологією, тобто такою, що замінне тестування на тваринах та створення нових і безпечніших продуктів з економічною ефективністю та стабільністю.

Перелік посилань:

1. Nabarretti BH, Rigon RB, Burga-Sánchez J, Leonardi GR. A review of alternative methods to the use of animals in safety evaluation of cosmetics. Einstein (São Paulo). 2022;20:eRB 5578. https://doi.org/10.31744/einstein_journal/2022RB5578
2. Alnuqaydan AM, Sanderson BJ. Toxicity and Genotoxicity of Beauty Products on Human Skin Cells In Vitro. J Clin Toxicol 6: 315. doi:10.4172/2161-0495.1000315
3. Knight J, Rovida C, Kreiling R, Zhu C, Knudsen M, Hartung T. Continuing animal tests on cosmetic ingredients for REACH in the EU. ALTEX. 2021;38(4):653-668. doi: 10.14573/altex.2104221.



МЕТОДИ ОБРОБКИ МРТ/КТ ЗОБРАЖЕНЬ ТА ЇХ АНАЛІЗ

Матвеева І. О.

Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»
e-mail: kazanceva.ilonka@gmail.com

Сучасні методи медичної діагностики і біомедичних досліджень значною мірою ґрунтуються на аналізі зображень, отриманих за допомогою технічних засобів. Разом з тим, рішення діагностичних і наукових завдань при роботі з візуальною інформацією вимагає знання специфічних методів формування, реєстрації, цифрової обробки і аналізу зображень.

Методом рентгенівської комп'ютерної томографії (КТ) зображення отримують шляхом обертання навколо пацієнта джерела рентгенівського випромінювання, та детектора, який знаходиться на протилежній стороні тіла. Зображення в рентгенівській комп'ютерній томографії мають в десятки разів більшу, ніж на традиційних рентгенівських знімках, роздільну здатність за густиною тканин, що дозволяє добре диференціювати м'які тканини, розділяти зображення структур, які накладаються одне на одне, і точно визначати ділянки патологічних змін. Магнітно-резонансна томографія (МРТ) — найважливіший клінічний метод діагностики багатьох захворювань людини. Магнітно-резонансна томографія — променевий метод дослідження, заснований, як і КТ, на отриманні пошарових зображень. МРТ дає змогу аналізувати і отримувати зображення внутрішніх органів, які відповідають не тільки їх анатомічній структурі, але й їхнім хімічним властивостям та отримувати зображення практично в будь-якій площині без зміни положення тіла пацієнта, змінюючи лише градієнти магнітних полів.

Обробка зображень та їх аналіз. Методи обробки та аналізу медичних зображень дають можливість опису вхідних зображень у вигляді візуальних (вибір об'єктів, що цікавлять), кількісних (щільність, кількість об'єктів, що цікавлять), якісних (ідентифікація, класифікація об'єктів, що цікавлять) та інших даних. Такі методи впроваджують для більшої ефективності досліджень медичних зображень. Тому обробка та аналіз візуальної інформації як наукової напрям швидко розвивається і широко використовується в галузях біомедичної інженерії, медичної фізики та інформатики. Основними задачами наведеного наукового напрямку є: покращення якості зображень, відтворення зображень, визначення структури зображень, виділення складових об'єктів зображень, визначення форми об'єктів зображень, визначення переміщення об'єктів зображень, визначення змісту зображення, сортування зображень, класифікація зображень, пошук зображень тощо.

Можна виділити такі етапи обробки зображень:

1. Попередня обробка. Фаза попередньої обробки усуває відхилення, пов'язані із системою генерації зображення, і зменшує шуми.

2. Зміна контрастності зображення. Аналіз гистограми допомагає судити про якість оцифрування. Якщо гистограма має нелінійний розподіл, то багато деталей буде втрачено. Операції по вирівнюванню гистограми покращують контрастність й, відповідно, відображення деталей.

3. Сегментація. Ця фаза обробки зображення ізолює окремі елементи зображення (органи, клітини й т.д.). Метод заснований на ідентифікації однакових пікселів з допустимим рівнем похибки. Порівнянням двох різних за часом сегментованих зображень виявляють динаміку.

4. Розрахунок параметрів. Розрахунок лінійних й об'ємних параметрів анатомічних утворень. Інтерпретація зображень.

Оцінюючи зображення, можна виділити ще більше абстрактної інформації, що є корисною для діагностики та терапії. Оцінювання зображення може здійснюватися як завдяки візуалізації, так і за допомогою кількісних аналітичних методів.



МЕТОДИКА ОПРАЦЮВАННЯ ДАНИХ В ЛІКУВАННІ НАДЛИШКОВОЇ ВАГИ

О.В. Монченко¹, канд. техн. наук, доц., С.Г. Корчева¹, В.С. Єременко², д.т.н., проф.,
О.В. Процюк³, д.т.н., проф., О.Ю. Гончарук³

¹Національний авіаційний університет, Україна,

²Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут ім. Ігоря Сікорського»,

³Національний університет охорони здоров'я України ім. П.Л. Шупика

e-mail: monchenko_olena@ukr.net

Дослідження присвячені обрахунку методик лікування надлишкової ваги. Дослідження проводили в період з 2017 по 2021 роки на клінічних базах кафедри сімейної медицини та амбулаторно-поліклінічної допомоги НМАПО імені П. Л. Шупика. Загальна кількість обстежених осіб склала 149, з них 128 пацієнти з артеріальною гіпертензією (АГ) та ожирінням і 21 обстежений - група відносно здорових осіб. Пацієнти за АГ та ожирінням були розподілені на 2 групи, рандомізовані за віком, статтю та коморбідною патологією.

Проведенні дослідження були засновані на класифікації образів, маючи за основу класифікацію образів за критерієм мінімуму відстані [1]. Вибір функцій відстані в якості інструмента класифікації є результатом того, що найбільш очевидний спосіб введення міри схожості для векторів образів, які можна розглядати як точку в евклідовому просторі - визначення їх близькості. Важливим моментом є вибір еталона або центра класера, який буде відігравати головну роль в побудові класифікатора образів за принципом мінімуму відстані. В представленому в роботі випадку таким центром класера є вибірка здорових людей. Мірою схожості (подібності), яка буде покладена в основу вимірювання відстані між образами, була застосована відстань Махаланобіса[2]:

$$d^2 = (M_2 - M_1)^T (C)^{-1} (M_2 - M_1). \quad (1)$$

Методика обрахунку даних за принципом мінімуму відстані:

- 1) розрахунок математичного сподівання по кожному показнику у кожній групі (основна, дослідна та еталонна група);
- 2) розрахунок дисперсії по кожному показнику у кожній групі;
- 3) розрахунок різниці між середніми значеннями основної або дослідної групи з основним значенням здорової групи;
- 4) перевірка на однорідність дисперсії за критерієм Фішера [2];
- 5) обрахунок відстані Махаланобіса за формулою (1).

Результати обрахунку виявились наступні:

Вибірки є однорідними за критерієм Фішера, отже відстань Махаланобіса після лікування є:

- 1) між основною та здоровою групою 28.999,
- 2) між дослідною та здоровою групою 59.412,
- 3) між основною та дослідною групою 3.093.

Як видно з отриманих результатів, відстань між основною групою та групою здорових зменшилась, з цього можна зробити висновок, що запропоноване новою методикою лікування виявилось ефективним.

Перелік посилань:

1. J.Tou, R.Gonzalez Pattern Recognition Principles Addison– Wesley Publishing Company London 1974. – 378 s.

2. Статистичний аналіз даних вимірювань: навч. посіб. / Єременко В.С., Куц Ю.В., Мокійчук В.М., Самойліченко О.В. – К.: НАУ, 2013.– 320 с.



МАТЕМАТИЧНЕ МОДЕЛЮВАННЯ ВЗАЄМОДІЇ ДИНАМІКИ ЛІВОГО ШЛУНОЧКА ІЗ АОРТОЮ

Настенко Є. А., Зеленський К.Х.

Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»
e-mail: zelensky126@ukr.net

Вивчення динаміки рідини у серці починалося із зосереджених моделей і дещо складніших одновимірних схем потоків до реалістичніших моделей, заснованих на припущеннях руху в'язких рідин, що необхідно для захоплення завихрення динаміки, яка характеризує імпульсний приплив рідини через мі тральний клапан та її взаємодію із примезовим шаром, що розвивається на стінках рухомого шлуночка.

У роботі розглядається потік всередині моделі лівого шлуночка (ЛШ) із нестисливою рідиною [1]. Лівий шлуночок розглядається як половина витягнутого еліпсоїду. За відомих обсягів витрати крові у роботах, що опубліковано недавно, наприклад, [2]. Математична модель динаміки ЛШ являє собою систему диференціальних рівнянь із частинними похідними (рівняння Нав'є—Стокса) із рухомими стінками ЛШ, але при цьому система координат, що використовується для побудови моделі є канонічна і не враховує рухомих меж.

Врахування рухомих меж при побудові математичної моделі динаміки ЛШ призводить до системи рівнянь у не ортогональних координатах, що суттєво ускладнює виконання математичного моделювання. Отримано математичну модель у вигляді системи нелінійних диференціальних рівнянь зі змінними параметрами. Розроблено алгоритми числово-аналітичного методу розв'язання відповідної крайової задачі [3].

Отримані результати свідчать про наявність вихрових явищ у потоці рідини на виході із ЛШ в аорту. На рис.1 наведено результати моделювання геометрії стінок ЛШ у часі.

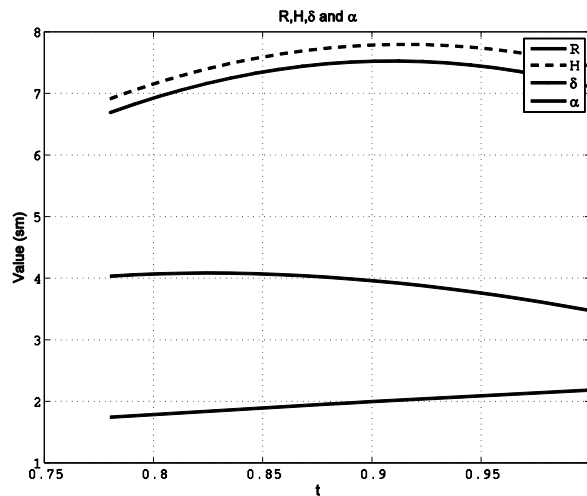


Рис.1 Змінювання геометрії стінок ЛШ у часі

Перелік посилань

1. Vierendeels J., Rienslagh K., Dick E. Computer simulation of intraventricular flow and pressure during diastole, *J. Biomech. Eng.* 122, (2000), 667–674.
2. Pedrizzetti G., Domenichini F. Fluid Flow inside Deformable Vessels and in the Left Ventricle. 2003, 49 pp.
3. Зеленський К.Х. Математичне моделювання нелінійних полімерних матеріалів в екструдерах. Автор. дисс...доктора технічних наук, Київ, 2021, 45 с.



ПЕРСПЕКТИВИ ВИКОРИСТАННЯ ПРИРОДНИХ БІОПОЛІМЕРІВ В ГАЛУЗІ ТКАНИННОЇ ІНЖЕНЕРІЇ В РЕПРОДУКТИВНІЙ МЕДИЦИНІ

Отрода М. С., Тодоров Я. С.

Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»
e-mail: masha.otroda6@gmail.com

Вступ. Репродуктивна система людини є життєво важливою для відтворення людських популяцій. Різноманітні пошкодження та аномалії можуть спричинити втрату репродуктивної здатності. Традиційні методи відновлення мають обмежений ефект у відновленні функції та фертильності через відсутність регенераційної здатності та ризик відторгнення. Тому варто розробити нові стратегії для відновлення репродуктивної здатності та усунення дефектів.

Основна частина. Природні полімери мають чудову здатність до біодеструкції та біосумісності і можуть бути корисними біоматеріалами в галузі репродуктивної тканинної інженерії. Вони в основному включають гіалуронан, желатин, альгінат, фібрин, колаген, м'який агар — які можуть утворювати природні гідрогелі та каркаси шляхом хімічного та фізичного зшивання на основі методів їх утворення. Щоб усунути умови, при яких руйнуються тканина, розробляються підходи до штучної реконструкції на основі таких гідрогелів, як фібрин та альгінат, і 3D друку з використанням пористих гідрогелів. Вони показали перспективність у гризунів і є багатообіцяючим підходом для збереження фертильності [1, 2].

Деякі з досліджень із використанням каркасів та гідрогелів з природних біоматеріалів для регенерації чоловічих і жіночих репродуктивних тканин узагальнено в таблиці 1 [3].

Таблиця 1 — Застосування біоматеріалів для регенерації репродуктивних тканин [1]

Біоматеріали	Застосованість
Гідрогелі (гіалуронан)	Дозрівання фолікулів <i>in vitro</i>
Гідрогелі (желатин)	Побудова моделей плацентарного бар'єру
М'який гідрогель агару	Спільне культивування сперматогоніїв і соматичних клітин
Гідрогелі (альгінат)	Посів фолікулів <i>in vitro</i> , трансплантація <i>in vivo</i> ізольованих преантральних фолікулів і клітин яєчників, 3D система культивування клітин яєчка
Гідрогелі (колаген)	Дозрівання ооцитів фолікулів яєчників <i>in vitro</i>
Матригелі	Створення функціональних сперматид <i>in vitro</i> , органоїди яєчок, яєчників і ендометрію
Каркаси (колаген)	Завантажені мезенхімальними стовбуровими клітинами для регенерації ендометрію
Каркаси (альгінат)	Культивування та ріст примітивних фолікулів
Скаффолди (желатин)	Створення біопротезу яєчника, відновлення ендометрію

Висновки. Тканинна інженерія зараз розглядається як ефективний спосіб лікування різних захворювань репродуктивної системи. Найбільш використовуваними є природні гідрогелі та каркаси біоматеріалів, сконфігуровані відповідно до форм тканини, які висівають клітинами, отриманими зі стовбурових клітин або з аутологічної біопсії. Необхідні подальші дослідження, щоб заповнити прогалини в знаннях щодо механізму та взаємодії між клітинами, гормонами, хімічними речовинами та іншими факторами репродуктивних органів.

Перелік посилань:

1. Biomaterial strategies for the application of reproductive tissue engineering / X. Liu та ін. *Bioactive Materials*. 2022. Т. 14. С. 86–96. URL: <https://doi.org/10.1016/j.bioactmat.2021.11.023>.
2. Oyen M. L. Biomaterials science and engineering to address unmet needs in women's health. *MRS Bulletin*. 2022. URL: <https://doi.org/10.1557/s43577-022-00389-0>.
3. Peng G., Liu H., Fan Y. Biomaterial Scaffolds for Reproductive Tissue Engineering. *Annals of Biomedical Engineering*. 2016. Т. 45, № 7. С. 1592–1607. URL: <https://doi.org/10.1007/s10439-016-1779-z>

z



СИСТЕМА ОПТИМАЛЬНОГО РОЗБИТТЯ ВИБІРКИ ЗА КРИТЕРІЕМ «РОЗПОДІЛ ПО ДИСПЕРСІЇ» У ЗАДАЧАХ АПРОКСИМАЦІЇ ТА ПРОГНОЗУ

Павлов В.А., Настенко Є.А., Гупало М.С.

Національний технічний університет України

«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»

e-mail: cheshirelk@gmail.com, nastenko.e@gmail.com, unsam2000@gmail.com

Вступ. Важливим фактором, що впливає на кінцеву якість регресійних та прогностичних моделей є спосіб розбиття робочої вибірки (W) на підвибірки: навчальна (L), верифікаційна (V), тестова (T), тощо. В роботі пропонується метод розбиття даних на основі критерія “розподіл по дисперсії”, який би забезпечував вищу якість моделей апроксимації та прогнозу у порівнянні із моделями, синтезованими на випадково згенерованих підвибірках.

Основна частина. Критерієм «розподіл по дисперсії» визначим таке розбиття даних по підвибіркам, що забезпечить максимальне дотримання властивості рівномірності по дисперсії між W та технологічними підвибірками. На вхід алгоритму передаються параметри: вектор значень u , розміри підвибірок, метод відбору (детермінований - обирається центральне значення страти, випадковий - випадкове). У ході роботи алгоритм створює варіаційний ряд вектора u на основі відхилення від середнього, знаходить розмір мінімальної страти (співвідношення кількості елементів із меншої підвибірки до кількості елементів у більшій), розбиває варіаційний ряд на страти, із кожної страти обраним методом відбирає індекси значень u відповідні підвибірки, які і повертає на виході алгоритму.

Для порівняння точності роботи алгоритмів розбиття по дисперсії та простого випадкового відбору створено модель поліноміальної регресії другого порядку із однією незалежною змінною (значення u проміжку $[-80, 80]$), $\mu = 0$, $\sigma = 32$, кількість згенерованих значень - 160, коефіцієнти рівняння регресії $\beta_0 = 10$, $\beta_1 = 5$, розмір навчального набору - 75%, тестового - 25%. Значення підпорядковуються нормальному розподілу і генеруються випадковим чином генератором із пакету Python *scipy.stats.truncorm*, значення вектора u додатково зашумлюються.

Результати. На випадково згенерованих послідовностях, при нормальному розподілі середнє значення коефіцієнта детермінації (R^2) - 0,937, мінімальне, максимальне R^2 - 0,647, 0,987 відповідно, при розподілах по дисперсії: стратифікованому випадковому - 0,953, 0,896, 0,986 відповідно, стратифікованому детермінованому - 0,955, 0,903, 0,982 відповідно.

Нижче наведено гістограми розподілу даних для порівняння способів розділення даних та значення критерію схожості гістограм. За критерієм косинусної подібності гістограм при розбитті за дисперсією (рис. 1.a), схожість між W і L становить 0.9995, W і T - 0.9866, L і T - 0.9827, при випадковому розподілі (рис. 1.б) - 0.9962, 0.8133, 0.8137 відповідно.

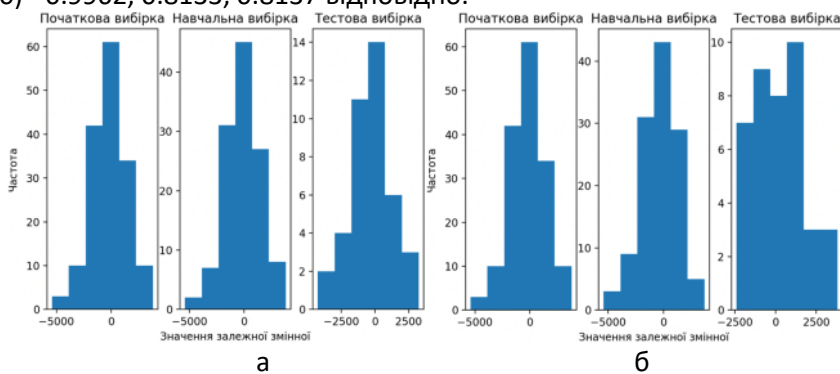


Рисунок 1. Гістограми розподілу елементів до підвибірок при використанні детермінованого методу розподілу по дисперсії (а) та випадкового відбору (б)

Висновки. Показник коефіцієнта детермінації моделі для вирішення задачі апроксимації, прогнозу, використовуючи метод розподілу по дисперсії є кращим у порівнянні із методом випадкового відбору, середнє значення R^2 алгоритмів - 0,953 проти 0,937, мінімальне значення R^2 - 0,90 проти 0,65 відповідно.



ІДЕНТИФІКАЦІЯ ТА АНАЛІЗ ДРІБНОВОГНЕВИХ УРАЖЕНЬ НА МАГНІТНО-РЕЗОНАНСНІЙ ТОМОГРАФІЇ ГОЛОВНОГО МОЗКУ

Павлов В.А., Настенко Є.А., Юрочкін В.В.

Національний технічний університет України

«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»

e-mail: cheshirelk@gmail.com, nastenko.e@gmail.com, kojemjaka@yahoo.com

Вступ. Термін «церебральна хвороба малих судин» (ЦХМС) відноситься до синдрому клінічних і візуалізаційних знахідок, які, як вважають, є наслідком патологій у перфорації церебральних артерій, капілярів і венул. Необхідність періодичного діагностування лікарями-рентгенологами перебігу ЦХМС радіологічними методами робить актуальною задачу спрощення лікарям аналізу зображень з цими проявами. В роботі пропонується ряд версій систем сегментації проявів цього захворювання на МРТ зображеннях з метою оптимізації роботи лікарів-рентгенологів. Для створення систем застосовані підходи на основі методів глибокого навчання через їх здатність до самонавчання та узагальнення великих обсягів даних.

Основна частина. Об'єктом дослідження є дані МРТ сканів мозку пацієнтів з гіперінтенсивними осередками в білій речовині (прояв ЦХМС). Застосована вибірка МРТ зображень пацієнтів з проявами ЦХМС 138 зображень, та 90 без проявів. МРТ зрізи та маски з виділеною зоною ураження для навчання мереж були трансформовані у png формат розміру 288 на 288 пікселів. Розбалансованість класів зображень з дрібновогневими ураженнями та без них присутня, але наявний дисбаланс не є загрозою при навчанні згорткових мереж.

Для сегментації використано архітектури згорткових нейронних мереж, що зарекомендували себе в задачах медичної сегментації: класична архітектура U-Net, U-Net-ResNet50 – архітектура, в якій поєднуються U-подібна форма зв'язків між шарами мережі з швидкими залишковими (residual) зв'язками та архітектура FPN – поєднання пірамідальних згорток з пропускними з'єднаннями, що притаманні моделям U-Net. Моделі нейронних мереж типу U-Net не потребують великої кількості навчальних даних, але для досягнення кращої точності мереж датасет було штучно збільшено методами аугментації на основі афінних перетворень.

Для навчання мережі набір даних розбитий на три частини: навчальну, валідаційну та тестову, у відсотках: 80%, 10%, 10% відповідно, розподілення відбувалось за оригінальними пропорціями розподілу класів. Для порівняння якості моделей використовувалась метрика оцінки якості сегментації «коефіцієнт подібності Dice». Порівняння навчених архітектур проводилось на неперенавчених вагах з найвищим показником точності для валідації. Для оптимізації процесу навчання було застосовано алгоритм Adam. Цей адаптивний оптимізатор містить імпульсну складову та динамічно налаштовує швидкість навчання. В якості функції витрат використовувалась BCE-Dice-Loss. Останнім шаром моделі виступає функція сігмоїди, що попіксельно визначає результат бінарної сегментації прояву ЦХМС.

Результати. На тестовій вибірці, навчені згорткові мережі сегментації приймають такі значення показника точності Dice: U-Net - 0.82, U-Net-ResNet50 - 0.83, FPN - 0,745.

Висновки. Мережі на основі архітектур U-Net та U-Net-ResNet50 продемонстрували високі показники точності сегментації проявів ЦХМС. Модель з вищим показником точності буде застосована при подальшій розробці діагностичної системи визначення захворювань на основі МРТ мозку.



БАГАТОФУНКЦІОНАЛЬНИЙ ЛАЗЕРНИЙ ПРИСТРІЙ ДЛЯ ДОСТАВКИ ЛІКІВ У ПОЛЬОВИХ УМОВАХ

Пацукевич Я.П., Богомолов М.Ф.

Національний технічний університет України

«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»

e-mail: ya2ro0sl0av2@gmail.com

Вступ. Лазерна доставка ліків – це метод місцевої доставки ліків, що забезпечує більшу і ефективнішу глибину проникнення великих молекул ліків. Цей метод використовує фракційні абляційні лазери (ФАЛ), які використовуються для подолання епідермального бар'єру безконтактним, контрольованим і стандартизованим способом [3].

Основним принципом медикаментозної терапії є місцеве введення ліків. Щоб застосування лікарських засобів було ефективним, вони мають подолати бар'єр рогового шару, зовнішній шар шкіри. Фактично, деякі препарати, які всмоктуються, занадто великі, щоб проникнути через роговий шар у відповідних концентраціях, щоб досягти бажаної мішені в тканині [1]. На цей процес можна впливати для отримання кращих функціональних і терапевтичних ефектів [2].

Основна частина. За допомогою ФАЛ можна збільшити проникність через епідермальний шар: місцевих знеболюючих, хіміотерапевтичних препаратів, вакцин, кортикостероїдів, нестероїдних протизапальних препаратів, вітамін або ще багато інших фармацевтичних засобів. Також ФАЛ можна використовувати для фотодинамічної терапії або клітинної терапії [3, 4].

В роботі запропоновано багатофункціональний лазерний пристрій для доставки ліків у польових умовах. Пристрій автономний і має свій блок безперебійного живлення, тому він працює навіть при вимкненні електропостачання. Система оснащена двома фракційними лазерами. ФАЛ створюють в шкірі зони мікроабляцій, мікроканали, в яких накопичуються і проникають в глибші шари шкіри, нанесені місцеві лікарські препарати [3]. Пристрій також може прогрівати клітини на необхідну глибину, яку також можна контролювати.

Висновки. Запропоновано контрольований автономний багатофункціональний лазерний пристрій для доставки ліків у польових умовах. ФАЛ дозволяє глибше проникати з мінімальним пошкодженням тканин і зменшити дозу місцевого препарату при лікуванні певних уражень. Лазерна доставка ліків в майбутньому стане одним з основних методів в дерматології і займе провідну роль в інших галузях медицини.

Перелік посилань

1. Sandberg C, Halldin CB, Ericson MB *et al.* Bioavailability of aminolaevulinic acid and methylaminolaevulinate in basal cell carcinomas: a perfusion study using microdialysis in vivo. *Br J Dermatol* 2008; 159: 1170–6.
 2. Nino M, Calabro G, Santoianni P. Topical delivery of active principles: the field of dermatological research. *Dermatol Online J* 2010; 16: 4.
 3. Braun, S.A., Schruppf, H., Buhren, B.A., Homey, B. and Gerber, P.A. (2016), Laser-assisted drug delivery: mode of action and use in daily clinical practice. *JDDG: Journal der Deutschen Dermatologischen Gesellschaft*, 14: 480-488. <https://doi.org/10.1111/ddg.12963>
- Sklar, L.R., Burnett, C.T., Waibel, J.S., Moy, R.L. and Ozog, D.M. (2014), Laser assisted drug delivery: A review of an evolving technology. *Lasers Surg. Med.*, 46: 249-262. <https://doi.org/10.1002/lsm.22227>



ЕЛЕКТРОДИ ДЛЯ ІНСТРУМЕНТУ ДЛЯ ЗВАРЮВАННЯ ЛЕГЕНЬ

Попов С.В., Лебедев О.В.

Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»
e-mail: meastrojoshi@gmail.com

Метод високочастотного роз'єднання має ряд переваг над іншими методами роз'єднання легень: безкровність, відсутність сторонніх предметів на місці шва, короткий період реабілітації, відсутність обвуглення тканин, однорідність тканини шва. Проте в порівнянні з іншими тканинами, до яких застосовують метод високочастотного зварювання, модуль Юнга та значення еластичності легень нижчі, а імпеданс вищий, що змушує прикладати додаткові навантаження на легень та збільшувати електричну напругу для досягнення умов для успішного високочастотного зварювання легень. Саме тому потрібно спроектувати такі електроди, які, завдяки власній формі, в результаті будуть сприяти зміцненню зварного шва в порівнянні з іншими електродами.

В системі проектування «SOLIDWORKS» було змодельовано 4 електроди. Дослідження проводились на тривимірній комп'ютерній моделі паренхіми легені.

Першим етапом у процесі високочастотного зварювання тканини є її механічне повне стиснення електродами для досягнення значень питомого тиску на тканину близьких до її модуля Юнга. Другим етапом у процесі високочастотного зварювання тканини є пропускання через неї високочастотного струму 66 кГц із подальшим нагріванням тканини. Для процесу зварювання потрібно досягти температури в тканині рівною 60-80 °С.

Симуляцію першого етапу зварювання проводили в «SOLIDWORKS Simulation». Тиск на паренхіму рівний 5 Н, матеріал металу електродів: 12X18H10. Симуляція другого етапу зварювання проводилась в «EMS SOLIDWORKS». Для всіх досліджень до електродів застосовувалась різниця потенціалів рівна 50 В, початкова температура електродів рівна 24 °С, паренхіми легень 36,6 °С, а час проведення процесу зварювання становить 25 секунд.

Результатом виконання роботи є моделі: плоского електроду, електродів з прямокутними, трикутними та квадратними виступами та канавками та їх дослідження на статичне навантаження та електричне і теплове дослідження. Досліджено вплив форми електродів на розподіл тиску в тканині, її переміщення та протікання в ній теплових і електричних процесів.

Таблиця 1 – Результати дослідження

Вид електроду	Максимальний тиск, Н/м ²	Максимальне переміщення, мм	Входження в канавку	Час нагріву до температури 70°C
Плоский	5026	33,9	-	7,5
3 прямокутним виступом	7417	36,55	Добр е	2,5
3 трикутним виступом	4889	34,44	Добр е	14

Значення максимального стиснення плоским електродом та електродом з трикутним виступом при силі навантаження 5 Н знаходяться в межах відхилення на 5%. Значення максимального переміщення в таких електродах максимально відрізняється на 7%. Максимальний тиск на паренхіму електроду з прямокутним виступом перевищує модуль пружності паренхіми майже на 50%. Це означає, що при використанні такого електроду можна досягти такого ж тиску та стиснення тканини при докладанні меншого зусилля на інструмент. Найшвидший нагрів відбувається з електродом з прямокутними виступами та канавками, що зменшує час, потрібний для утворення міцного зварного шва і час проведення операції.

Також були створені файли моделей та досліджень, на основі яких можна проводити дослідження на будь-яких файлах електродів і біологічних тканин, які підтримуються програмою «SOLIDWORKS»



КОМПАРТМЕНТНА МОДЕЛЬ ПОШИРЕННЯ НОВИХ КОРОНАВІРУСНИХ ІНФЕКЦІЙ, ЩО ВРАХОВУЄ ЕФЕКТ ВАКЦИНАЦІЇ

Попова К.І.^{1,2}, Луценко В.І.^{1,2}, Луценко І.В.¹, Попов І.В.¹, Бабаков М.Ф.^{1,2}

¹ Інститут радіофізики та електроніки ім. О. Я. Усикова НАНУ

² Національний аерокосмічний університет ім. М. Є. Жуковського «ХАІ»

e-mail: p.kiiiira@gmail.com

Вступ. COVID-19 – важка гостра респіраторна інфекція, що викликається коронавірусом SARS-CoV-2. Вірус здатний вражати різні органи через пряме інфікування або за допомогою імунної відповіді організму. Приблизно в 15% випадків захворювання протікає у важкій формі, ще в 5% - стан хворих критичний. Коефіцієнт смертності від інфекції оцінюється близько 0,68 %, згідно з аналізом серопревалентності ВООЗ – в 0,27 %. Інфекція може розглядатись, як така, що складається з декількох фрагментів, які можуть існувати і реплікуватися в організмі одночасно, посилюючи досяжний патогенний ефект. Тяжкість захворювання тим вище, чим більшу частину фрагментів інфекції вдалося зібрати в своєму організмі людині.

Основна частина. Для прогнозування розповсюдження COVID-19 в роботі було побудовано та проаналізовано модифіковану SIR-модель з урахуванням ефекту вакцинації. В ній, як і у класичній SIR-моделі популяція поділяється на три класи: сприйнятливі $S(t)$, інфіковані $I(t)$, несприйнятливі $R(t)$. SIR-модель без урахування народжуваності і смертності може бути виражена набором звичайних диференціальних рівнянь: $\frac{dS(t)}{dt} = -\frac{\beta S(t)I(t)}{N} - \alpha S(t)$; $\frac{dI(t)}{dt} = \frac{\beta S(t)I(t)}{N} - \gamma I(t)$; $\frac{dR(t)}{dt} = \gamma I(t) + \alpha S(t)$, де β – коефіцієнт, який можна інтерпретувати як швидкість контакту, що враховує ймовірність отримання хвороби в разі контакту чутливого індивідуума з інфікованим; $\gamma = 1/T$, де T – час хвороби, коефіцієнт можна інтерпретувати як швидкість одужання; $\alpha = c * e$, де $c = \frac{1}{T_0}$; T_0 - час вакцинації, коефіцієнт можна інтерпретувати, як швидкість вакцинації; e - ефективність вакцини.

Перше рівняння характеризує зменшення популяції сприятливих індивідуумів за рахунок зараження їх інфікованими індивідуумами, а також вакцинації сприятливих, та їх переходу до резистентних. У правій частини другого рівнянні перший доданок описує збільшення популяції інфікованих індивідуумів, за рахунок зараження сприйнятливих, а другий – зменшення інфікованих індивідуумів за рахунок їх одужання або смерті. Третє рівняння показує збільшення популяції несприйнятливих індивідуумом за рахунок одужання або смерті інфікованих, чи як наслідок вакцинації.

Результати та їх обговорення. Проведено чисельне моделювання SIR-моделі з урахуванням ефективності дії різних вакцин для випадку інфікування 0,1% населення (рис.1).

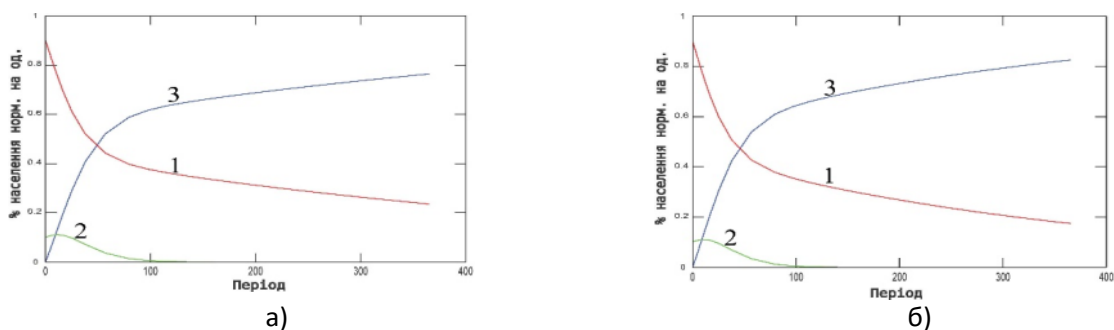


Рисунок 1 – SIR-модель з урахуванням ефективності дії різних вакцин: а) AstraZeneca– ефективність вакцини 62%; б) Pfizer и BioNTech– ефективність вакцини 95%; 1- S, 2- I, 3- R

Показано, що збільшення ефективності вакцини призводить до зростання популяції несприйнятливих і одночасного зменшення кількості сприйнятливих до інфекції індивідів, в той же час кількість інфікованих істотно не змінюється.



КОМПАРТМЕНТНА МОДЕЛЬ ПОШИРЕННЯ КОРОНАВІРУСНОЇ ІНФЕКЦІЇ
 Попова К.І.^{1,2}, Луценко В.І.^{1,2}, Луценко І.В.¹, Попов І.В.¹, Бабаков М.Ф.^{1,2}
¹ Інститут радіофізики та електроніки ім. О. Я. Усикова НАНУ
² Національний аерокосмічний університет ім. М. Є. Жуковського «ХАІ»
 e-mail: p.kiiiira@gmail.com

Вступ. COVID-19 – важка гостра респіраторна інфекція, що викликається вірусом SARS-CoV-2 і здатна вражати органи людини шляхом прямого інфікування або через імунну відповідь організму. Поширення вірусу відбувається повітряно-крапельним шляхом або через потрапляння на поверхні з подальшим занесенням в очі, ніс або рот. У більшості інфекція протікає в легкій формі або безсимптомно, однак у 15% випадків захворювання протікає у важкій формі, а ще в 5% – стан хворих критичний. Коефіцієнт смертності від інфекції оцінюється приблизно в 0,68 %. Спрощено коронавірусну інфекцію можна представити у вигляді лего, що складається з багатьох (кількох) шматочків (фрагментів). Носій шматочка лего-інфекції, спілкуючись з іншими носіями, може доповнювати наявну інфекцію іншими фрагментами. Тяжкість захворювання тим вище, чим більшу частину лего-інфекції людина збрала у своєму організмі

Основна частина. Для прогнозування розповсюдження коронавірусної хвороби було проаналізовано та побудовано класичну SIR-модель (Susceptible-Infected-Removed). Згідно з моделлю популяція ділиться на три класи: сприйнятливі $S(t)$, інфіковані $I(t)$, несприйнятливі $R(t)$. Популяція вважається фіксованою, таким чином, що $S(t) + I(t) + R(t) = constant = N$. Без урахування народжуваності, смертності й впливу вакцинації SIR-модель можна виразити як: $\frac{dS(t)}{dt} = -\frac{\beta S(t)I(t)}{N}$; $\frac{dS(t)}{dt} = -\frac{\beta S(t)I(t)}{N}$; $\frac{dR(t)}{dt} = \gamma I(t)$, де β – коефіцієнт, який можна інтерпретувати як швидкість контакту, що враховує імовірність отримання хвороби в разі контакту чутливого індивідуума з інфікованим; $\gamma = 1/T$ – коефіцієнт швидкості одужання, а T – час хвороби. Початкові умови в момент часу $t = 0$: $S(0) = S_0 \geq 0$, $I(0) = I_0 \geq 0$, $R(0) = R_0 \geq 0$. На рис. 1 показано схеми переходу індивідуума з класу в клас.



Рисунок 1 – Загальна схема переходу індивідуума з класу в клас: а) класична SIR-модель, б) SIR-модель з урахуванням вакцинації

Результати та їх обговорення. В SIR-моделі присутні 3 категорії людей: сприйнятливі $S(t)$, інфіковані $I(t)$ та несприйнятливі $R(t)$. При моделюванні було використано наступні параметри: $\beta = 0,128$; $\gamma = 0,0963$; $N = 1 \cdot 10^6$; $MaxTime = 365$. Для побудови та аналізу моделі було обрано 3 випадки: 0,1% інфікованих, 5% інфікованих, 10% інфікованих (рис. 2).

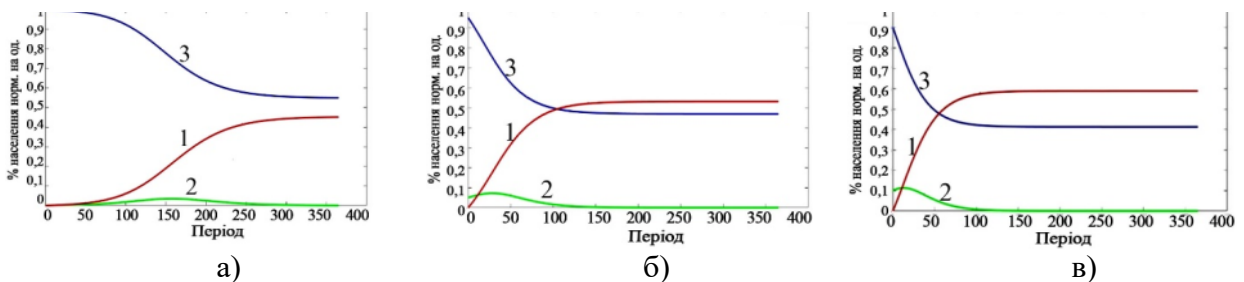


Рисунок 2 – SIR-модель: а) 0,1% інфікованих; б) 5% інфікованих; в) 10% інфікованих; 1-S, 2-I, 3-R

Проаналізовано можливість використання класичної SIR-модель для аналізу й прогнозування розповсюдження вірусу SARS-CoV-2. Показано, що збільшення відсотку інфікованих призводить до зростання кількості сприятливих та зменшенню несприятливих до інфекції індивідуумів.

МЕТОДОЛОГІЇ БАГАТОКРИТЕРІАЛЬНОЇ ОЦІНКИ ЖИТТЕВОГО ЦИКЛУ СКАФOLDІВ ДЛЯ РЕГЕНЕРАТИВНОЇ МЕДИЦИНИ

Прокопович І.В., Дядюра К.О., Прокопович П.І.
Національний університет «Одеська політехніка»
e-mail: dyadyura.k.o@op.edu.ua

Розробку медичних виробів здійснюють на основі поінформованого та документально засвідченого рішення, з урахуванням переваг і недоліків різних придатних матеріалів і методів дослідження. У Європі Європейська комісія має Регламент щодо медичних пристроїв MDR 2017/745 та Регламент IVDR 2017/746 щодо приладів для діагностики *in vitro*. Ці нормативні акти, нові вимоги до прозорості даних, постмаркетингового нагляду та доступності інформації про імпланти забезпечують основу для якості та підвищення безпеки пацієнтів, збільшують шанси лікувальний ефект. Однак впровадження основних принципів цих нормативних актів залишається невизначеним. Особливо це стосується застосування нових технологій і матеріалів. Їх впровадження в клінічну практику, наприклад в ортопедичній галузі, може бути потенційно кращими за характеристиками для використання за призначенням і безпечнішими для пацієнтів. Виробники і медичні фахівці в основному зосереджуються на валідації існуючих медичних виробів. Для забезпечення гарантії того, що медичний виріб в готовому вигляді буде функціонувати безпечно для людини і ефективно відповідно до призначення в роботі досліджувалися стадії його життєвого циклу (Life Cycle) на основі QbD підходу.

Відповідно до принципів QbD підходу передбачено вісім етапів, які дозволяють комплексно дослідити і підтвердити необхідну відповідність медичного виробу та технології його виробничого процесу вимогам, включаючи ідентифікацію та контроль усіх змінних на стадіях життєвого циклу (рисунок 1).

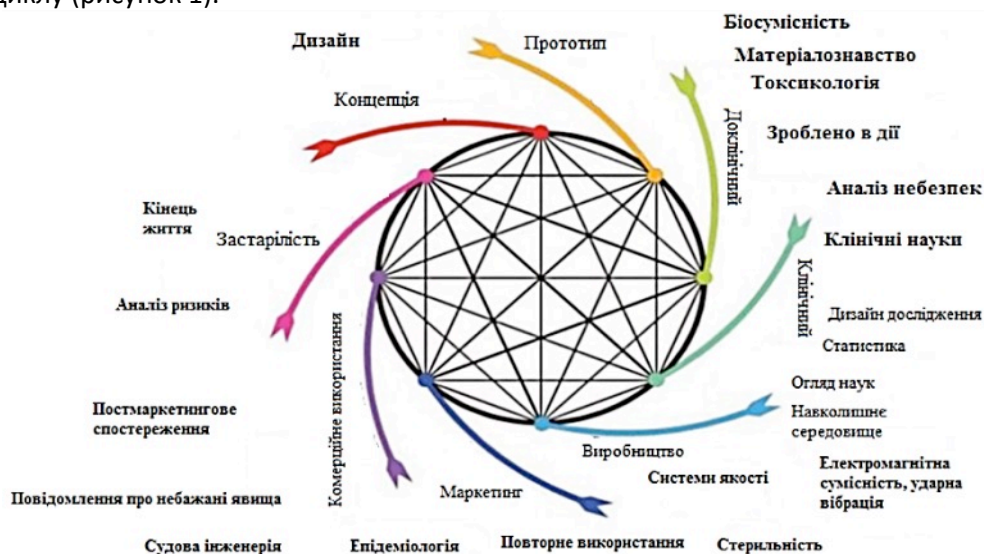


Рисунок 1– Етапи, що визначають життєвий цикл медичного виробу

QbD підхід до індивідуальних кісткових заміників на основі кальцій гідроксиапатиту можна звести до восьми основних етапів: 1 – профіль цільового продукту якості (QTPP), 2 – критичні атрибути якості (CQA), 3 – діаграма технологічного процесу (PFD), 4 – критичні параметри процесу (CPP) та атрибути матеріалу (CMA), 5 – оцінка ризику (RA), 6 – проектний простір (DS), 7 – розробка та реалізація стратегії управління (DICS) та 8 – розробка стратегій управління життєвим циклом продукції та постійного вдосконалення (PLMCI).

Функції технології блокчейн, такі як походження даних, прозорість, децентралізована перевірка транзакцій і незмінність, можуть допомогти з управлінням даними на стадіях життєвого циклу.



ІНЖЕНЕРНА МЕТОДИКА ВИЗНАЧЕННЯ ОВУЛЯЦІЇ У ЖІНОК

Птуха А.В., Богомолов М.Ф.

Національний технічний університет України
“Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського”
e-mail: ptukha.anhelina@iik.kpi.ua

Вступ. Епоха телекомунікації, електротехніки та нанотехнологій – ось що оточує людей у XXI столітті. Наука суттєво змінила та полегшила життя сучасних людей, але й стала причиною значного впливу на людський організм, зокрема на підвищення рівню стресу. На жаль, перенавантаження досить негативно впливає на здоров'я людей та їх гормональний фон, особливо у жінок. Гормональний дисбаланс стали однією з ведучих причин ендокринних захворювань, але на щастя, їх можна вилікувати [1].

Гормональний збій у жінок часто є причиною порушення процесів овуляції, що може призвести до тяжких наслідків для організму. Саме тому, дуже важливо відслідковувати даний процес. Крім того, врахування періоду овуляції є потрібним для жінок, які прагнуть завагітніти.

Основна частина. Так як поки не існує приладу для безконтактного неінвазивного визначення овуляції, ми пропонуємо дану методику. Знаючи, що перед початком овуляції у організмі жінки відбувається різке збільшення кількості лютеїнізуючого гормону (ЛГ), то в якості методики запропоновано алгоритм для вимірювання кількісних характеристик крові за допомогою явища поглинання світла певної довжини хвилі молекулами ЛГ. Даний алгоритм схожий на принцип роботи пульсоксиметру.

При проходженні світла певного спектру через шкіру, молекули ЛГ будуть поглинати його, а фотодетектор отримує сигнали, що повертаються. Так як дана техніка є неінвазивною, то у приладі має бути використано світлодіод, що буде задовольняти потрібний спектр [2].

Окрім сенсору, система повинна мати модуль для мультипараметричного моніторингу, який буде фільтрувати та підсилювати слабкі сигнали, а також мікроконтролер, на який будуть передаватися підсилені сигнали для перетворення аналогових даних у цифрові. Далі цифрові дані передаються до середовища числових обчислень MatLab, де всі дані будуть перераховані у потрібні нам числові значення [3].

Дана система може бути розроблена як самостійний прилад, або у якості допоміжної функції у макросистемі, наприклад у смарт-годиннику або у смартфоні. Також він може бути використаний у медичних приладах [4, 5].

Висновки. Запропоновано безконтактну неінвазивну методику для визначення овуляції. При пропусканні світла певного спектру через шкіру, молекули лютеїнізуючого гормону будуть поглинати його. Для побудови системи запропоновано використання світлодіоду та фотодетектору, модулю для мультипараметричного моніторингу, мікроконтролеру та середовища MatLab. Дана система може бути розроблена як самостійний прилад, або у якості допоміжної функції у макросистемі.

Перелік посилань:

1. Daniel F Kripke, Weak evidence of bright light effects on human LH and FSH // Journal of Circadian Rhythms. – 2010. – Vol. 8.
2. Jubran, A. Pulse oximetry // Critical Care. – 2015. – Vol. 19. – с.272.
3. Anupama B. Working mechanism and utility of pulse oximeter // International Journal of Sport, Exercise and Health Research. – 2018. – Vol. 2 – с. 111-113.
4. Edward D. Chan. Pulse oximetry: Understanding its basic principles facilitates appreciation of its limitations // Respiratory Medicine. – 2013. – Vol. 107 – с. 789-799.
5. Lucile White. Fluorescence spectra of luteinizing hormone releasing hormone, a decapeptide containing histidyl, tryptophyl and tyrosyl residues: Analysis by derivative spectroscopy // Research Communications. – 1980. – Vol. 94 – с. 1463-1.



ВИКОРИСТАННЯ НЕЙРОННИХ МЕРЕЖ ДЛЯ ДІАГНОСТИКИ РАКУ МОЛОЧНИХ ЗАЛОЗ НА ТЕРМОГРАФІЧНИХ ЗОБРАЖЕННЯХ

Решетнікова П.О., Білошицька О.К.

Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»
e-mail: lin.reshetnikova@gmail.com

Вступ. Рак молочних залоз є одним з найбільш розповсюджених онкологічних захворювань серед жінок [1]. За умови вчасного виявлення пухлини на початкових стадіях прогноз на сприятливий результат складає приблизно 90% [1]. Попри наявність великої кількості сучасних типів досліджень (комп'ютерна томографія, мамографія тощо), медицина потребує як і зручних, дешевих та доступних методів отримання медичних зображень, так і програмних, що допомагатимуть лікарям досягти максимальної точності виявлення та аналізу.

Основна частина. Як відомо, метаболічні зміни, що виникають у активних ракових клітинах, спричинюють зміни температури, а саме її підвищення [2]. Інфрачервона термографія – метод, при якому сенсор сприймає власне теплове випромінювання людського тіла, що відрізняється в різних ділянках тіла. За допомогою інфрачервоної термографії можна виявити рак молочної залози на ранніх стадіях з точністю понад 90% [2]. Додатковими перевагами термографії є безконтактність, неіонізуюча дія, зручність при дослідженні.

На даний момент більшість лікарів аналізують термограми самостійно. Основними недоліками такого підходу є можливість суб'єктивної оцінки медичного працівника, тривалий час аналізу, підвищена можливість неточного діагнозу через людський фактор (наприклад, схильність до втоми, залежність від попереднього досвіду).

Для вирішення можливих проблем, а також для підвищення точності виявлення захворювання, розглядалось застосування згорткових нейронних мереж (ЗНМ). Це тип нейронних мереж глибокого навчання, які на даний момент досягли вражаючих результатів у класифікації та розпізнаванні зображень. Даний тип нейронних мереж утворений нейронами, що можуть навчитися класифікувати зображення високої складності. Характерна особливість ЗНМ полягає у їх здатності добре обробляти зображення, які представлені у вигляді масивів даних, що дозволяє кодувати певні властивості в архітектурі для розпізнавання конкретних об'єктів у зображеннях [3].

Було проведено дослідження [2], при якому застосовувалися різні архітектури ЗНМ (resnet18, resnet34, resnet50, resnet152, vgg16 і vgg19) до термографічних зображень молочних залоз. Нейронні мережі Resnet34 та Resnet50 показали результати неймовірно високої точності (100%), що доводить ефективність застосування нейронних мереж у сфері аналізу для допомоги лікарю у встановленні максимально точного попереднього діагнозу.

Висновки. Результатом даного дослідження є аналіз ефективності використання згорткових нейронних мереж при аналізі термографічних зображень. Основною метою їх застосування є підвищення точності та об'єктивності їх аналізу, що стосується наявності або відсутності раку молочних залоз у жінок. Крім того, дані результати дають змогу припускати, що застосування згорткових нейронних мереж у поєднанні з методом інфрачервоної термографії має досить великий потенціал для діагностування ряду схожих типів захворювань.

Перелік посилань.

1. Torres-Galván JC, Guevara E, Kolosovas-Machuca ES, Ocegüera-Villanueva A, Flores JL, González FJ. Deep convolutional neural networks for classifying breast cancer using infrared thermography. Quantitative InfraRed Thermography Journal [Internet]. 2021 May 6;19(4):283–94. Available from: <http://dx.doi.org/10.1080/17686733.2021.1918514>

2. Fernández-Ovies FJ, Santiago Alférez-Baquero E, de Andrés-Galiana EJ, Cernea A, Fernández-Muñiz Z, Fernández-Martínez JL. Detection of Breast Cancer Using Infrared Thermography and Deep Neural Networks. Lecture Notes in Computer Science [Internet]. 2019; 514–23. Available from: http://dx.doi.org/10.1007/978-3-030-17935-9_46

1. Convolutional Neural Networks — [Електронний ресурс]. — Режим доступу: <https://www.ibm.com/cloud/learn/convolutional-neural-networks>



МОБІЛЬНИЙ ДОДАТОК ДЛЯ ВИЯВЛЕННЯ ПОРУШЕНЬ РИТМУ СЕРЦЯ

Рудніцька О.В., Недураєва А.Ю.

Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»
E-mail: neanastasiia@gmail.com, olena.rudnitska@gmail.com

Хоч досить часто такі тахіаритмії як екстрасистолія, пароксизмальна тахікардія та миготлива аритмія можуть розвиватись без симптомів для хворого, вони мають широкий спектр негативних наслідків, що пов'язані не тільки з істотним погіршенням якості життя, але й зі значним підвищенням вірогідності смерті. Оскільки іноді виявити дані захворювання можливо лише при погіршенні самопочуття хворого або при обстеженні у лікаря, виникає потреба у створенні мобільного додатку для виявлення захворювання на перших стадіях, коли вони розвиваються безсимптомно.

Метою роботи є створення мобільного додатку для виявлення порушень ритму серця у режимі реального часу.

У ході роботи було перепрограмовано фітнес-браслет для та передачі даних та створено мобільний додаток мовою Java у середовищі програмування Android Studio для виявлення тахіаритмій.

Для початку аналізу фітнес-браслет зчитував пульс з зап'ястя користувача та передавав отримані дані у мобільний додаток. Порушення ритму серця визначались за двома критеріями: частота та правильність серцевих скорочень. Нормальною частотою вважалась та, що знаходилась у межах 60-100 ударів на хвилину, а правильним ритмом – той ритм, у якого розкид значень між двома інтервалами не перевищує 10%. Аналіз проходив за наступним алгоритмом:

- якщо фіксується, що ритм неправильний, але ЧСС (частота серцевих скорочень) знаходиться у межах норми, то це ідентифікується як екстрасистолія;
- коли ритм правильний, а частота скорочень знаходиться у межах 100-180 ударів на хвилину, то це – шлуночкова пароксизмальна тахікардія;
- у випадку правильного ритму та ЧСС, що більша, ніж 180 ударів на хвилину, фіксується наявність надшлуночкової (суправентрикулярної) пароксизмальної тахікардії;
- при ЧСС, що вище норми, та нерегулярному серцевому ритмі порушення ритму визначається як миготлива аритмія.

У будь-якому випадку додаток сповіщає, чи проаналізовані дані являються нормою, чи відхиленням від неї. У випадку виявлення можливого порушення ритму серця застосунок рекомендує звернутись до лікаря для подальшої діагностики. Приклад роботи представлений на рисунку 1.

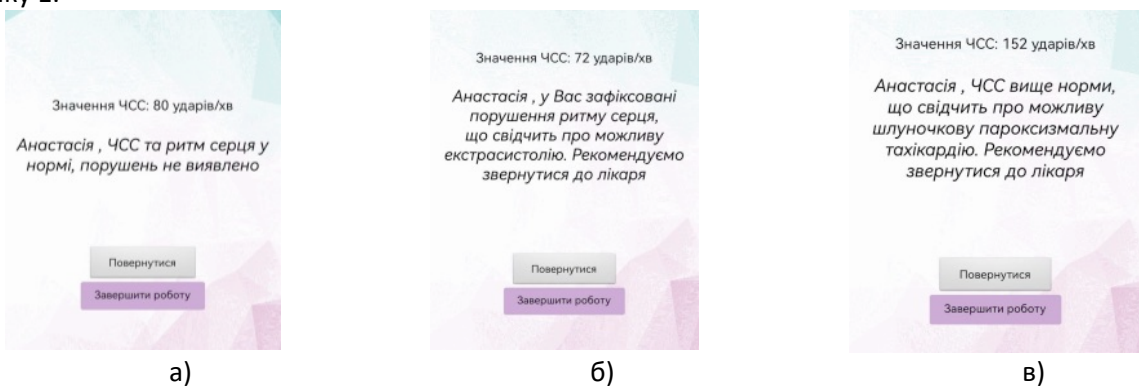


Рисунок 1 – Приклад роботи програми при визначенні а) нормальної роботи серця, б) екстрасистолії, в) шлуночкової пароксизмальної тахікардії

Таким чином створений мобільний додаток успішно справляється з задачею первинного виявлення таких порушень ритму серця як екстрасистолія, миготлива аритмія та пароксизмальна тахікардія.



БІПОЛЯРНИЙ ЗАТИСКАЧ ДЛЯ ІЗОЛЯЦІЇ ЛЕГЕНЕВИХ ВЕН ПРИ РАДІОЧАСТОТНІЙ АБЛЯЦІЇ НА ВІДКРИТОМУ СЕРЦІ

Стасюк Ю.П., Максименко В.Б.¹, Худецький І.Ю.^{1,2}

¹Національний технічний університет України

«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»

²Інститут електрозварювання ім. Є.О. Патона НАН України

e-mail: stasuyk.yuriy@gmail.com

Актуальність. Тріпотіння передсердь (ТП) - це найбільш поширений тип порушень ритму серця, від якого страждає 0,6 % чоловічого та 0,37% жіночого населення світу [1]. Найбільш поширеним радикальним методом лікування цієї аритмії є радіочастотна абляція (РЧА) на відкритому серці. Його ефективність досягає 90% [2]. РЧА при ТП передбачає етап ізоляції легеневих вен, що зазвичай виконується за допомогою спеціальних біполярних затискачів. На сьогодні в Україні немає власного виробництва такого інструментарію.

Мета роботи: проектування, виготовлення та дослідження ефективності оригінального біполярного затискача для ізоляції легеневих вен при РЧА на відкритому серці.

Матеріал та методи. Проектування непровідних частин запропонованого затискача виконувалось методом полігонального моделювання в середовищі 3d's Max. Розроблені тривимірні моделі виготовлялись методом 3D-друку по технології FDM на принтері Prusa I3 2.0. Для корпусних деталей використовувався PLA пластик. Перевірка на нерозривність та готовність до друку розроблених моделей виконувалась в середовищі Netffab. Для контролю параметрів друку використано програмний продукт Cura. Для визначення оптимальних форми, розмірів та механізму змикання бранш запропонованого затискача в середовищі COMSOL Multiphysics проводилось математичне моделювання електротермічної деструкції тканини міокарда. В подальшому провідну частину бранш виготовлено з медичної сталі, зовнішню оболонку - методом 3D-друку з пластику Elasthan.

Для дослідження ефективності запропонованого затискача виконувались ex-vivo експерименти на тканині міокарда свині, при цьому застосовувався вітчизняний генератор радіочастотного струму БТА-300 М1 (розробка ІЕЗ ім. Є.О. Патона).

Результати. Розроблено оригінальний біполярний затискач для одномоментної ізоляції легеневих вен при РЧА на відкритому серці. Усі непровідні частини цього інструменту виготовлено за допомогою технології FDM 3D друку з пластиків PLA та Elasthan. На основі серії експериментів встановлено, що для електротермічної деструкції запропонованим затискачем на глибину 6 мм необхідно використовувати потужність РЧ струму 60 Вт при тривалості аплікації 60-90 с. Максимально можлива глибина деструкції – 10 мм, при потужності РЧ струму 120 Вт та тривалості його аплікації 120 с.

Висновки. Використання технології 3D-друку для виготовлення запропонованого біполярного затискача дозволяє мінімізувати собівартість інструменту. При цьому, завдяки можливості виготовлення деталей будь-якої складності, забезпечена належна функціональність запропонованого затискача. Використовуючи стандартну, для процедури РЧА на відкритому серці, потужності РЧ струму в діапазоні 60-120 Вт за тривалості аплікації 60-120 с можна забезпечити трансмуральність електротермічної деструкції до 10 мм, чого достатньо для ефективної незворотної ізоляції легеневих вен.

Перелік посилань:

1. Cheng Li, Haicheng Wang, Mohan Li. Epidemiology of Atrial Fibrillation and Related Myocardial Ischemia or Arrhythmia Events in Chinese Community Population in 2019. *Frontiers in Cardiovascular Medicine*. 2019.

URL: <https://doi.org/10.3389/fcvm.2022.821960> (date of access: 28.11.2022).

2. M. McGilvray, N. Bakir, M. Kelly. Efficacy of the stand-alone Cox-Maze IV procedure in patients with longstanding persistent atrial fibrillation. *Journal of Cardiovascular Electrophysiology*. 2021. Vol.32, no.10. P. 2884-2894.

URL: <https://doi.org/10.1111%2Fjce.15113> (date of access: 28.11.2022).



КІМНАТА З БЕЗДРОТОВИМ ЕЛЕКТРОЖИВЛЕННЯМ ПОТУЖНИХ ІМПЛАНТАТІВ ТА ПРОТЕЗІВ

Теличко Д.В., Олійник В.П.

Національний аерокосмічний університет ім. М. Є. Жуковського «Харківський авіаційний інститут»
e-mail: dashatelichko1@gmail.com

Вступ. Прогрес сучасних технологій біомедичної інженерії дозволив створювати унікальні протези кінцівок, апарати які виконують функції внутрішніх органів, сенсорних систем людини. Такі пристрої, як біонічні протези, імплантати штучного кровообігу для виконання функцій притаманних природному організму повинні мати і відповідне джерело енергопостачання. Суттєвий прогрес спостерігається у розробці акумуляторів великої електричної ємності, який був стимульований бурхливим розвитком систем мобільного зв'язку і виробництвом електромобілів. Зразки акумуляторів придатних для використання у протезній техніці мають достатньо велику масу 2-3 кг. Так, наприклад, носимий зовнішній пристрій для забезпечення електроживлення імплантату «штучне серце» разом з електронними модулями створює додаткове навантаження на людину більш ніж 5 кг [1].

Таким чином можна вважати що задача стабільного електроживлення імплантатів і протезів з потужністю споживання до 20...30 Вт залишається актуальною.

Метою роботи є удосконалення засобів бездротового електроживлення протезів і імплантатів із значною потужністю споживання.

Основна частина. Пропонується для зменшення маси носимого блоку автономного електроживлення і забезпечення стабільної ємності акумулятора використати технологію бездротової підзарядки. Основний недолік існуючих технічних рішень – це мала відстань між передавальним і приймальним пристроями – 5...15 мм. Такі обмеження викликані використанням магніто-індукційного способу передачі енергії [1]. У цей спосіб передавальний індуктор підключений до потужного генератора змінного струму частотою від десятків до сотень кГц, а приймальний – до випрямляча, який живить ланцюг зарядки акумулятора і одночасно сам пристрій. Коефіцієнт корисної дії передачі енергії за ступеневу залежністю знижується при збільшенні відстані між індукторами. В реальних конструкціях на відстані 15...20 см к.к.д. не перевищує 5%. В роботі [2] запропонована система, яка може перетворити спеціальну кімнату на бездротовий зарядний пристрій. В цій системі використовується явище магнітоквазістатичного резонансу в заданому об'ємі. В якості просторової структури була використана кімната розміром 3х3х2 м. Поверхні стін кімнати є провідниковими структурами які виконують функцію матриці зосереджених багатомодових резонаторів. Ці резонатори збуджуються передавальним індуктором на основній частоті та на кратних частотах (гармоніках). Також досягається прийнятна просторова рівномірність розподілу інтенсивності магнітного поля в місцях знаходження об'єктів з приймальними індукторами.

За даними експериментів досягнутий к.к.д. склав 37% з потужністю на приймальному індукторі до 50 Вт [2].

Висновки. При довготривалому перебуванні людини з протезами або потужними імплантатами в спеціальній кімнаті задачу бездротового живлення можна вирішити із застосуванням технології магнітоквазістатичного резонансу. Однак потребує оцінювання допустимий рівень впливу сформованого змінного магнітного на організм людини.

Перелік посилань:

1. Олійник В.П. Безконтактне електроживлення імплантатів [Текст] / В. П. Олійник, Д. В. Теличко // Радіоелектронні і комп'ютерні системи: Науково-технічний журнал – Х.: Нац. аерокосм. ун-т „Харк. авіац. ін-т”, 2019, №3 (91). – С. 30 – 39. Doi: 10.32620/reks.2019.3.03

Sasatani, T., Sample, A.P. & Kawahara, Y. Room-scale magnetoquasistatic wireless power transfer using a cavity-based multimode resonator. *Nat Electron* 4, 689–697 (2021). <https://doi.org/10.1038/s41928-021-00636-3>



БІОМЕХАНІЧНІ ПРОБЛЕМИ РЕГЕНЕРАЦІЇ СУГЛОБОВОГО ХРЯЦА

Тодоров Я. С., Отрода М. С.

Національний технічний університет України

«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»

e-mail: tyas4898@gmail.com

Вступ. Оскільки суглобовий хрящ має слабку здатність до самовідновлення, є аваскулярним, аневральним — він є бажаною мішенню для дослідників. В даний час існує багато різних методів лікування: від нестероїдних протизапальних препаратів до інвазивних втручань, включаючи імплантати, клітинне лікування або розрив остеохондральної кістки. Враховуючи, що біомеханіка суглоба завжди погіршується після хвороби, оптимізація біомеханіки може потенційно сприяти створенню тривалої заміни у пацієнтів.

Основна частина. Поточний біоінженерний неохлащ далекий від оптимального в порівнянні з зрілим аналогом. Частково це пов'язано з створенням конструкції, яка зберігає анізотропію та однорідність у своїй структурі і має характерні механічні властивості [1].

Для регенерації хряща матричне середовище має забезпечити трансплантовані стовбурові клітини стабільним середовищем хондрогенної диференціації, тоді як механічне середовище має вирішальне значення для якості та кількості неохлащових тканин. Оскільки стовбурові клітини мають більшу механічну чутливість, ніж зрілі клітини, біомеханічні сигнали відіграють ключову роль у регулюванні фенотипічної диференціації стовбурових клітин [2].

Невідповідність механічних властивостей призводить до концентрації міжфазного напруження та зниження інтеграції, пошкоджує імплантат під час рухів суглобу та послаблює його довгострокову міцність. Брак знань про компоненти та архітектуру хряща, є однією з причин обмеженого прогресу в структурному та функціональному відновленні. Здатність хряща протистояти механічним силам і підтримувати пружність здебільшого пояснюється переплетеною мережею протеогліканів і колагенових волокон, які не здатні повторно формуватися в зрілому хрящі. Реконструкцію цієї архітектури колагенової мережі слід розглядати надалі, досліджуючи механізми його початкового формування. Підтримуюча субхондральна кістка, сприяючи опору стиснення суглобового хряща, відіграє важливу роль у його функціональній підтримці, тому заслуговує на при розробці трансплантатів при остеоартриті. Іншою біомеханічною особливістю суглобового хряща є низьке тертя на поверхні, дослідження механізму якого проллє світло на кращі терапевтичні стратегії для відновлення його мастила. Крім складності механічних властивостей хряща, зональна неоднорідність від хрящової поверхневої області до глибокого кісткового шару, задіяного в кістково-хрящових одиницях, також є критичною проблемою для вивчення біомеханіки [3].

Висновки. Наявні стратегії регенерації хряща розроблені з використанням різноманітних методів тканинної інженерії, але отримані біомеханічні властивості цієї тканини далекі від властивостей природного суглобового хряща. Підсумовуючи, необхідно встановити більш комплексну оцінку задіяного біомеханічного шляху, щоб сприяти реальній заміні хряща за допомогою методів регенеративної медицини. Таким чином, біомеханіка повинна розглядатися як суттєвий фактор формування та патології хряща.

Перелік посилань:

1. Cartilage biomechanics: A key factor for osteoarthritis regenerative medicine / D. Martínez-Moreno та ін. *Biochimica et Biophysica Acta (BBA) - Molecular Basis of Disease*. 2019. Т. 1865, № 6. С. 1067–1075. URL: <https://doi.org/10.1016/j.bbadis.2019.03.011> (дата звернення: 29.11.2022).

2. Biomechanical issues of tissue-engineered constructs for articular cartilage regeneration: in vitro and in vivo approaches / L. Cipollaro та ін. *British Medical Bulletin*. 2019. Т. 132, № 1. С. 53–80. URL: <https://doi.org/10.1093/bmb/ldz034> (дата звернення: 29.11.2022).

3. Wei W., Dai H. Articular cartilage and osteochondral tissue engineering techniques: Recent advances and challenges. *Bioactive Materials*. 2021. Vol. 6, no. 12. P. 4830–4855. URL: <https://doi.org/10.1016/j.bioactmat.2021.05.011> (дата звернення: 29.11.2022).



РОЗРОБКА АПАРАТНОГО КОМПЛЕКСУ ДЛЯ 3D-ДРУКУ БІОБ'ЄКТІВ НА КЛІТИННІЙ ОСНОВІ

Умаров Д.В.

Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»
e-mail: umarovdv@biocorp.com.ua

3D-біодрук – відносно нова технологія на стику різних галузей. Це - процес створення об'єкту з біологічного матеріалу із збереженням функцій і життєздатності клітин. Основна перспективна галузь для використання даної технології – регенеративна медицина. В майбутньому розвиток технології друку тканин та органів покриє певну частину потреб у трансплантології, починаючи із друку та пересадки шкіри (що вже реалізується комерційно) і закінчуючи більш складними фізіологічними конструктами. Завдяки своєму величезному потенціалу, технологія може використовуватися для багатьох галузей дослідження та виробництва, включно з дослідженням препаратів in-vitro або дослідження токсичності без використання тварин.

Метою дослідницько-конструкторської роботи було створити прототип приладу для 3D-біодруку. Для цього був зібраний звичайний 3D-принтер для друку полімерами та модифікований під друк гелевою субстанцією. Був сконструйований основний каркас принтера, встановлені двигуни, вісі і рухома голівка. В процесі роботи була спроектована та роздрукована 3D-модель тримача екструдера для біодруку. Оскільки прототип має на увазі друк гелевою субстанцією, даний тримач був розрахований під шприц об'ємом 2 мл. Після того, як була зібрана конструкція, проводилися дослідження гелю для тесту друку та підбір голки. Експериментальним шляхом була знайдена концентрація розчину альгінату натрію (4%) із додаванням розчину хлориду кальцію (0.1 М) для кращого застигання. Для оптимального потоку гелю під час екструзії була підібрана голка розміру 27G ½ (Ø 4мм). Після завершення конструювання приладу та тесту речовини, був проведений тестовий друк 3D-об'єкта. Результати проведеної роботи наведені на Рисунку 1.

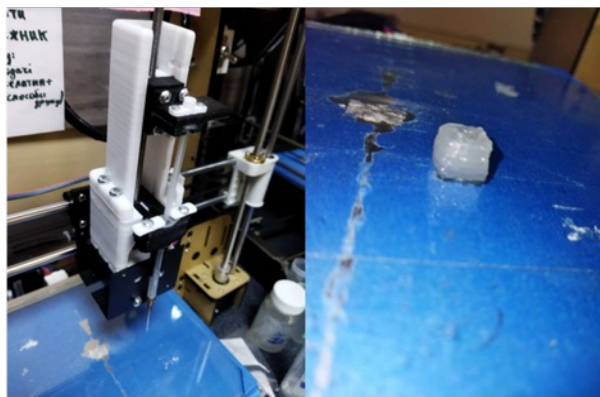


Рисунок 1 – Результати проведеної роботи

Отже, в даній роботі було проведено конструювання приладу для 3D-біодруку та необхідні дослідження речовин та матеріалів для проведення тестового друку. В результаті був надрукований тривимірний об'єкт за допомогою гелю, який імітує гелю із клітинним матеріалом. Представлений етап роботи разом із прототипом та проведеним друком показує реальну перспективу доступності приладу для друку об'єктів на клітинній основі. Разом з тим, проведена робота та прототип потребують подальших вдосконалень як з технічного боку (вдосконалення точності друку та наведення експериментально значущих показників; модифікація конструкції для друку живими клітинами), а також безпосередньо проведення друку гелем на клітинній основі, що також вимагає експериментів із культурами клітин. Дані дослідження і вдосконалення будуть проведені і опрацьовані в подальшій роботі.



АЛГОРИТМІЧНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ РОЗПІЗНАВАННЯ ФЕТАЛЬНОГО ЕЛЕКТРОКАРДІОСИГНАЛУ

Франчевська Г.І.

Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя

e-mail: halyna_franchevska2457@tntu.edu.ua

За оцінками ВООЗ в Україні щорічно народжуються з вадами серця близько 5–5,5 тисяч дітей. Із них близько 30% перебувають в критичному стані[1].

Важливо щоб метод діагностики стану серцевої системи плоду був безпечним і при множинному застосуванні ніяк не впливав на здоров'я як матері, так і її майбутньої дитини.

Метод реєстрації біоелектричних потенціалів серця дозволяє проводити тривалий моніторинг стану плода, дозволяючи практично протягом всієї вагітності реєструвати фетальний електрокардіосигнал, що є сумішшю з електрокардіосигналів плоду та матері, а також різноманітних шумових складових та артефактів.

Електрокардіосигнал матері та плоду відбирається з даних з використанням фільтра Савіцького–Голая для надання більш згладженої форми суміші сигналів. Завдяки цьому цифровому фільтру збільшується співвідношення сигналу та шуму, без спотворення першого.

Дивлячись на те, що материнський компонент переважає в отриманому сигналі, необхідно використати фільтр з рандомізованими коефіцієнтами. У випадку наявності додаткових широкосмугових перешкод для їх виключення можна додати некорельований гаусівський шум.



Рисунок 1 – Алгоритм виділення фетального електрокардіосигналу

Перелік посилань:

1. Congenital Heart Defects (CHDS). Data& Statistics URL: <http://www.cdc.gov/ncbddd/heartdefects/data.html>. (дата звернення 26.11.2022)



ПРОЄКТУВАННЯ СИСТЕМИ ПІДТРИМКИ ПРИЙНЯТТЯ ЛІКАРСЬКИХ РІШЕНЬ ПРИ ЛІКУВАННІ ХВОРИХ З ПІДТВЕРДЖЕНИМ ВИПАДКОМ COVID-19

Черниш К.Ю.¹, Білошицька О.К.^{1,2}

¹ Національний технічний університет України

«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»

² Державна наукова установа «Науково-практичний центр профілактичної та клінічної медицини»

Державного управління справами

e-mail: [ksencher2099@gmail.com](mailto:kсенcher2099@gmail.com)

Вступ. Особливістю пандемії COVID-19 стали швидкість поширення збудника та його висока контагіозність, які не завжди піддаються блокуванню шляху передачі вірусу, що призвело до масштабного зараження населення у всьому світі та високої смертності. Одним із шляхів мінімізації лікарських помилок при лікуванні хворих з підтвердженим випадком COVID-19 є застосування систем підтримки прийняття лікарських рішень (СППЛР).

Основна частина. Розвиток теорії проектування експертних систем призвело до розвитку про системи підтримки прийняття рішень. В галузі охорони здоров'я використовуються СППЛР. Ця система дозволяє шляхом збору та аналізу інформації впливати на прийняття лікарем рішення при обстеженні пацієнта, діагностиці, призначенні лікування з метою зниження помилок та підвищення якості надання медичної допомоги.

На основі стандарту надання медичної допомоги хворим на коронавірусну хворобу [1] було сформовано блок-схеми автоматизованих бізнес-процесів. СППЛР має містити окремі автоматизовані алгоритмічні модулі, що забезпечують оптимальну швидкодію програмного комплексу. Алгоритмічні обчислення СППЛР відбуваються в послідовних програмних блоках за закладеними системними параметрами, на основі клінічних ознак хворого, які введені лікарем. За потреби отримання рішення система може сформулювати запит на введення додаткових клінічних показників хворого. При проектуванні було враховано клінічні показники хворого: основні фізіологічні показники хворого (температура, частота дихання, тощо), симптоматичні ознаки (порушення свідомості, кровохаркання, тощо), наявні результати попередніх досліджень та діагностики. При розробці СППЛР було враховано базу лікарських засобів по коду МОРІОН, додаткові параметри призначення і протипоказання. У СППЛР для вибору також доступний список симптомів, які часто зустрічаються при COVID-19, але які не застосовуються для визначення оцінки стану чи інших рішень СППЛР.

Для забезпечення необхідних складових для прийняття рішень при лікуванні хворих з підтвердженим COVID-19 і його представлення лікарю, розроблена СППЛР має функціонувати за принципом «введення даних-аналіз-прогнозування можливого рішення».

Логіка визначення стану тяжкості перебігу захворювання складається із послідовних блоків вирахування ознак ступеню тяжкості перебігу захворювання у хворого за категоріями клінічних показників. Для визначення госпіталізації дії в блоках виконуються послідовно, за допомогою перевірки на наявність внесених показників. Для оцінки потреби у госпіталізації виділено 3 типи оцінюючих факторів: госпіталізація за клінічними критеріями, госпіталізація за супутніми захворюваннями та госпіталізація за підвищеними факторами ризику прогресування стану до тяжкого COVID-19 [1].

Висновки. Алгоритмічні бізнес-процеси з оцінки стану хворого були інтегровані в загальну блок-схему функціонування СППЛР, що дозволило наочно відобразити взаємодію системних блоків і автоматизованих процесів діяльності лікаря. Створено алгоритм прогнозування рекомендаційних призначень для лікування хворих з підтвердженим COVID-19 базується на затверджених протоколах лікування із врахуванням протипоказань.

Перелік посилань.

1. Протокол «Надання медичної допомоги для лікування коронавірусної хвороби (COVID-19)». [Електронний ресурс] // МОЗ України. – 2021. – Режим доступу до ресурсу: <https://moz.gov.ua/article/ministry-mandates/nakaz-moz-ukraini-vid-11112021--2495-pro-vnesennja-zmin-do-protokolu-nadannja-medichnoi-dopomogi-dlja-likuvannja--koronavirusnoi-hvorobi-covid-19>



ПІДВИЩЕННЯ ТОЧНОСТІ АПАРАТІВ ДЛЯ ВИМІРЮВАННЯ РІВНЯ ОКСИГЕНАЦІЇ КРОВІ ВРАХУВАННЯМ КОНЦЕНТРАЦІЇ КАРБОКСИГЕМОГЛОБІНУ

Шейкус А. Р., Прасол І. В.

Харківський національний університет радіоелектроніки

e-mail: anton.sheikus@nure.ua

Існує велика кількість патологій функціонування організму людини, перебіг яких супроводжується гіпоксією, а рівень оксигенації крові пацієнта киснем потребує постійного спостереження. Основною методикою безперервної оцінки сатурації киснем гемоглобіну артеріальної крові є пульсова оксиметрія, перевагами якої є простота, надійність та неінвазивність. Проте відомі пульсоксиметри вимірюють рівень оксигенації крові лише за функціональними фракціями гемоглобіну.

Однією із основних дисфункціональних похідних гемоглобіну в артеріальній крові людини є карбоксигемоглобін ($HbCO$), концентрація якого може досягати 9% [1] у курців, мешканців великих міст і високогір'я, у новонароджених, при отруєннях чадним газом. $HbCO$ не в змозі приєднати кисень, проте поглинає світло при вимірюванні рівня оксигенації оптичним методом, що вносить похибки в результати вимірювання. Тому врахування концентрації карбоксигемоглобіну при вимірюванні рівня оксигенації крові є актуальною науковою задачею.

Відомо, що сатурація артеріальної крові киснем визначається відношенням концентрації оксигемоглобіну до суми концентрацій функціональних фракцій гемоглобіну [2]. Встановлено, що при розрахунках сатурації замість концентрацій відповідних похідних гемоглобіну можливо використовувати їх добутки на максимальний приріст товщини шару артеріальної крові в об'єкті вимірювання за один кардіоцикл. Зміна інтенсивності монохроматичного світла при його проходженні крізь шар артеріальної крові описується законом Бугера-Ламберта-Бера. Розрахунок трьох невідомих добутків (за кількістю похідних гемоглобіну, що враховуються при вимірюванні) потребує трьох рівнянь, що складені для світла з трьома різними довжинами хвиль. Тому врахування $HbCO$ потребує застосування додаткового, третього світлодіоду. Обґрунтовано вибір довжини хвилі світла даного світлодіоду за умовою максимізації внеску $HbCO$ в оптичну густину об'єкта вимірювання.

Систему алгебраїчних рівнянь вирішено методом Гауса, одержано кінцеві вирази для розрахунку рівня оксигенації крові з врахуванням концентрації $HbCO$. Розрахунки проводяться за допоміжними величинами, які визначаються десятковим логарифмом відношення значення постійної складової інтенсивності світла з певною довжиною хвилі, яке пройшло крізь об'єкт, до мінімального значення інтенсивності світла впродовж одного кардіоциклу, коли товщина шару артеріальної крові максимальна.

Показано, що відносна похибка відомого пульсоксиметра дорівнює сумі концентрацій дисфункціональних фракцій гемоглобіну, що виражені у відсотках від загального вмісту гемоглобіну в крові. Таким чином, врахування концентрації карбоксигемоглобіну дозволяє усунути ту частину даної похибки, яка спричинена вмістом $HbCO$, і забезпечити нечутливість показань пульсоксиметра до величини концентрації даної похідної гемоглобіну в крові пацієнта. При цьому процес вимірювання не потребує збільшення витрат часу.

Результати дослідження можуть застосовуватись при розробці технічного, математичного, алгоритмічного і програмного забезпечення пульсоксиметрів, в тому числі і пульсоксиметрів із додатковим світлодіодом, які вимірюють рівень оксигенації крові з врахуванням вмісту в ній дисфункціональних фракцій гемоглобіну.

Перелік посилань:

1. Hampson N. B. Carboxyhemoglobin: a primer for clinicians / Journal of the Undersea and Hyperbaric Medical Society // N. B. Hampson – 2018. – 45(2). – P. 165-171.
2. Kuznier J. Analysis of possibilities of the optical fibers usage in the microprocessor pulse - oximeter / J. Kuznier, W. Wojtkowski // IFAC-PapersOnLine. – 2019. – 52(27). – P. 556-561



РОЛЬ ІНДУКОВАНИХ ПЛЮРИПОТЕНТНИХ СТОВБУРОВИХ КЛІТИН В СУЧАСНІЙ РЕГЕНЕРАТИВНІЙ МЕДИЦИНІ

Щербак Д.Ю., Луценко Т.М.

Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»
e-mail: shcherbak.denys@iit.kpi.ua

Відкриття того, що дорослі, спеціалізовані клітини можуть бути репрограмовані до незрілих клітин, які здатні розвинути у всі клітини тіла було нагороджено Нобелівською премією з фізіології та медицини у 2012 році [1]. Ці незрілі клітини називаються індуковані плюрипотентні стовбурові клітини (іПСК). іПСК володіють унікальними властивостями самооновлення та диференціювання до багатьох типів клітинних ліній. Таким чином, вони можуть замінити використання ембріональних стовбурових клітин, а також можуть подолати різні етичні проблеми, пов'язані з використанням ембріонів у наукових дослідженнях та клінічній практиці.

Наразі, технологія отримання цих клітин та їх трансплантація використовуються ряді клінічних випробувань, таких як лікування серцевої недостатності, імунотерапія онкологічних захворювань, лікування хвороби Паркінсона, тощо [2]. Дослідниками розробляються нові методи застосування іПСК в регенеративній медицині, такі як технологія генного редагування CRISPR-Cas9 для редагування геному іПСК і подальшої трансплантації вже відредагованих клітин до пацієнта. Дану методику пропонується застосовувати для терапії нейрологічних захворювань [3].

Окрім терапевтичних цілей, іПСК застосовуються для моделювання хвороб або реакції організму на певну речовину. Технологія застосовується для моделювання нейродегенеративних, серцевих, психіатричних захворювань тощо. Важливою складовою є скринінг фармакологічних сполук на кардіотоксичність та нейротоксичність, які дозволяють змодельовати поведінку лікарських речовин у людському організмі.

Основна проблема, що обмежує використання іПСК на практиці є їх наслідувана здатність до канцерогенності та гетерогенності. Потенціал до необмеженої проліферації дає змогу отримати безліч різних клітин для трансплантації, однак, якщо клітини продовжать проліферацію, це може призвести до раку. Проблема гетерогенності полягає в тому, що кожна лінія іПСК не ідентична іншій. Вони відрізняються за морфологією, кривою росту, експресією генів та схильністю до диференціювання в різні клітинні лінії [5].

Подальший розвиток досліджень з іПСК призведе до збільшення можливостей у моделюванні захворювань з їх допомогою та до розширення переліку захворювань, при терапії яких застосовуються іПСК.

Перелік посилань:

1. The Nobel Prize in Physiology or Medicine 2012. NobelPrize.org. URL: <https://www.nobelprize.org/prizes/medicine/2012/press-release/> (дата звернення: 06.11.2022).
2. Review of the Current Trends in Clinical Trials Involving Induced Pluripotent Stem Cells / J. Y. Kim та ін. Stem Cell Reviews and Reports. 2021. URL: <https://doi.org/10.1007/s12015-021-10262-3> (дата звернення: 06.11.2022).
3. Induced Pluripotent Stem Cells (iPSCs) and Gene Therapy: A New Era for the Treatment of Neurological Diseases / G. Paolini Sguazzi та ін. International Journal of Molecular Sciences. 2021. Т. 22, № 24. С. 13674. URL: <https://doi.org/10.3390/ijms222413674> (дата звернення: 06.11.2022).
4. Aboul-Soud M. A. M., Alzahrani A. J., Mahmoud A. Induced Pluripotent Stem Cells (iPSCs)—Roles in Regenerative Therapies, Disease Modelling and Drug Screening. Cells. 2021. Т. 10, № 9. С. 2319. URL: <https://doi.org/10.3390/cells10092319> (дата звернення: 06.11.2022).
5. Yamanaka S. Pluripotent Stem Cell-Based Cell Therapy—Promise and Challenges. Cell Stem Cell. 2020. Т. 27, № 4. С. 523–531. URL: <https://doi.org/10.1016/j.stem.2020.09.014> (дата звернення: 06.11.2022).



ОСОБЛИВОСТІ ОЦІНКИ РИЗИКІВ ВИРОБНИЧОГО ПРОЦЕСУ ОТРИМАННЯ БІОІМПЛАНТУ

Щоткіна Н.В., Паламарчук Ю.В., Галкін О.Ю.
Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»
e-mail: shchotkina-fbmi@iill.kpi.ua

З огляду на гостру потребу медицини у якісному біологічному матеріалі було розроблену унікальну технологію виготовлення біоімпланту на основі перикарду великої рогатої худоби шляхом децелюляризації.

Основні засади для забезпечення якості медичних виробів виявляються у ході виробничого процесу і полягають у мінімізації можливостей виготовлення не якісної продукції. Оцінювання ризиків дає можливість виявити критичні точки виробництва і складається з двох основних компонентів: ймовірність завдання шкоди і наслідки завданої шкоди, а саме ступінь їх тяжкості. При визначенні будь-якого ризику для загальної оцінки ризику варто застосовувати такі основні питання: які дії можуть бути неправильними? яка ймовірність неправильних дій? яка ступінь тяжкості неправильних дій? Тому, метою даного дослідження було проаналізувати та провести контроль якості технології виготовлення біоімплантів на критичних стадіях виробництва.

У більшості випадків одним з інструментів контролю ризиків є використання методу системи аналізування ризиків та критичних контрольних точок (Hazard Analysis and Critical Control Point, HACCP).

Для даної технології виготовлення було обрано підхід з використанням N-M матриці для опису вірогідності та тяжкості ризику у кожній контрольній точці, що вказано раніше. Всі рівні тяжкості розділено на три типи: значний (зворотна значна шкода), помірний (зворотна незначна шкода) та незначний (не призводить до шкоди). Ймовірність виникнення тої чи іншої шкоди також розділено на три категорії: високий (можливий, трапляється неодноразово), середній (можливий, але трапляється час від часу), низький (малоймовірний, трапляється рідко) (Таблиця 1).

Таблиця 1 – Матриця ризиків виробничого процесу отримання біоімплантів

		Якісні рівні тяжкості		
		незначний	помірний	значний
Якісні рівні вірогідності	високий		R ₂	R ₅ , R ₆ , R ₈
	середній		R ₃	
	низький		R ₁ , R ₄ , R ₇ , R ₉	

Де, R₁ – підготовка виробництва; R₂ – підготовка розчинів для обробки біотканини; R₃ – забір матеріалу та його транспортування; R₄ – підготовка матеріалу до роботи; R₅ – обробка біотканини; R₆ – ліофілізація; R₇ – фасування та маркування готового біоімплантату; R₈ – стерилізація; R₉ – пакування.

Як видно із таблиці найбільш вагомими і впливовими

Проаналізувавши дані таблиці вище, визначено, що найбільш критичними контрольними точками є обробка тканини, ліофілізація та стерилізація готової продукції. Також до критичних стадій виробництва можна віднести підготовку розчинів для обробки біотканини.

Відповідно, щоб зменшити вірогідність появи ризику, потрібно вжити запобіжні заходи, а саме: вияв та контроль таких параметрів технологічного процесу, які призводять до виробничого ризик



ПАРАДИГМА ПРОЕКТУВАННЯ ІНФОРМАЦІЙНИХ СИСТЕМ ДЛЯ АВТОНОМНОГО, НЕІНВАЗИЙНОГО КОНТРОЛЮ ТА КОРЕКЦІЇ ФУНКЦІОНАЛЬНОГО СТАНУ ОРГАНІЗМУ ЛЮДИНИ

Яворська Є.Б., Паляниця Ю.Б.

Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя
e-mail: yavorska_eb@yahoo.com, palaniza@ukr.net

В термінах NBIC-концепції (акронім до: Nanotechnology, Biotechnology, Information technology and Cognitive science) ми живемо в так званому 6-му технологічному укладі (Карлота Перес), характерною рисою якого є тотальна інтеграція нанотехнологій практично з кожним аспектом життєдіяльності, зокрема охорони здоров'я (профілактика, діагностика, терапія, реабілітація, адміністрування, тощо), що призвело до злиття (конвергенції) інтердисциплінарних понять. Під терміном “конвергенція” (лат. convergo «зближую») будемо розуміти сучасний тренд до злиття, перехрещення множин таких домейнів як нано-, біо-, інфо- та когнітивних технологій.

Першочергово зміни парадигми вимагає організація продуктивного адміністрування в сфері охорони здоров'я як есенціального елемента функціонування складної системи, і має за мету задоволення потреб населення шляхом встановлення рівня відповідності визначених компонентів (характеристик) якості медичної допомоги сучасним вимогам. Невід'ємна інтеграція (приспосовування) пацієнта до середовища його проживання, праці, лікування, тощо через розвиток техніки, «комп'ютеризація» (digitalizing's) призвела до розвитку теоретичних засад інтеграції соціуму змін меж в груповій динаміці (K. Levin, A.Y. Halevy, R. Hull, J.D. Ullman, M. Lenzerini). Таке управління вирішується в рамках конвергенції наукових підходів та інформаційних технологій (IT) розв'язуванням низки завдань інтеграції джерел інформації додатків, які знаходяться у відповідних середовищах, у публічних медичних хмарах, з використанням інтеграційних платформ (iPaaS – integration Platform as a Service) – набір хмарних служб, що дозволяє клієнтам розробляти, виконувати та керувати потоками інтеграції між різними програмами.

Першочерговим же завданням медицини є охорона та підтримання здоров'я, забезпечення рівного й справедливого доступу людини до медичних послуг належної якості (профілактики захворювань), зокрема в аспектах структурно-мережевої складності системи інтеграції при використанні її у специфічних, низько-ресурсних умовах функціонування системи охорони здоров'я, що вимагає продуктивного використання ефективних та безпечних моделей інтеграції медичних систем надання послуг (M.J. Fleury, Powell Davies, R.R. Gillies та ін.). В практиці інтеграції відомі теорії Diffusion of Innovation (E.M. Rogers), Change Theory (K. Levin), Technology Acceptance/Adoption Models (P.C. Lai), зокрема в елементах медсестринського, в т.ч. віртуального, догляду).

Віртуальний догляд потребує розвитку інтеграції віртуального моніторингу догляду стану організму в специфічних, низько-ресурсних, умовах життєдіяльності людини. Запровадження ІТ профілактики, діагностики та реабілітації функціонального стану організму людини-оператора набули значного поширення (Анохін П.К., Ахутін В.М., Баєвській Р.М., Кітов А.І., Лебедєв Г.С., Злепко С.М. Файнзільберг Л.С., Adibi S., A.E. Fronczek та ін.), зокрема із застосуванням біотехнічних (людино-машинних) засобів (Ахутін В.М., Баєвській Р.М., Попечітелєв Є.П., Еуре Н.А. та ін.).

Враховуючи вищенаведене виникає необхідність нової парадигми проектування інформаційних систем для автономного, неінвазивного контролю та корекції функціонального стану організму людини в умовах специфічних, низько-ресурсних, умовах життєдіяльності людини з метою підтримки: а) резистентності організму; б) діапазону його адаптації і стійкості до дії негативних зовнішніх і внутрішніх факторів; в) функціонального стану; в) праце спроможності і здатності прийняття адекватних рішень в умовах дефіциту часу.



ХРОНОЛОГІЯ РОЗВИКУ МЕДИКО-ІНЖЕНЕРНИХ СПЕЦІАЛЬНОСТЕЙ В СИСТЕМІ ОСВІТИ УКРАЇНИ ТА СТАНОВЛЕННЯ БІОМЕДИЧНОЇ ІНЖЕНЕРІЇ

Максименко В.Б., Азархов О.Ю., Білошицька О.К., Висоцька О.В., Коваль Л.Г., Овчаренко Г.Р., Тарасова Л.Д., Тітова Н.В., Павлов С.В., Прокопович І.В., Романішин Ю.М., Сторчун Є.В., Суходуб Л.Ф., Тимчик С.В., Яворська Є.Б., Яворський Б.І.

РОКИ	УНІВЕРСИТЕТИ ТА ОРГАНІЗАЦІЇ	ОСНОВНІ ЕТАПИ РОЗВИТКУ МЕДИКО-ІНЖЕНЕРНИХ СПЕЦІАЛЬНОСТЕЙ
1982	ХНУРЕ	М.М. Биков (1980-1983 – декан факультету електроніки Харківського інституту радіоелектроніки) відкриває вперше в Україні спеціальність 7/8.05090204 «Біотехнічні та медичні апарати і системи» (БТМАС). Відкрита спеціальність «Електронна медична апаратура» (ЕМА) на кафедрі технічної електроніки (завідувач: професор І.П. Огороднійчук) факультету Електронної техніки. Перший набір відбувся у 1982 році. На 25 держбюджетних місць претендувало 93 абітурієнти і до академічної групи увійшли найкращі — лише золоті медалісти, що свідчило про зацікавленість у цій новій спеціальності та високу її потрібність.
1989	ХНУРЕ	«Електронна медична апаратура» (ЕМА) трансформувалась у більш сучасну системну спеціальність «Біотехнічні та медичні апарати і системи» (БТМАС), яка поступово розповсюдилась у інші ВНЗ України.
1990	Тернопільський філіал Львівського політехнічного інституту (з 1991 р. ТПІ), тепер ТНТУ ім. І.Пулюя	На механіко-технологічному факультеті (ТФЛПІ), почали навчатися студенти за спеціальністю 1905 - БТМАС, кваліфікація «інженер-електроніка».
1991	ТНТУ ім. І.Пулюя	В Тернопільському Приладобудівному Інституті (ТПІ) створено кафедру «Біотехнічні та медичні апарати і системи», за якою закріплено підготовку інженерів за спеціальністю БТМАС. Виконуючим обов'язки завідувача кафедри призначено М.Г. Дичковського, і в тому ж році кафедру очолив Б.І. Яворський
1991	ХНУРЕ	В Україні вводиться новітня спеціальність «Біомедична електроніка». На кафедрі технічної електроніки розпочинається підготовка відразу за двома спеціальностями «Біотехнічні та медичні апарати і системи» і «Біомедична електроніка». Кафедра технічної електроніки (ТЕ) перейменована у кафедру біомедичної електроніки (БМЕ) (зав. каф. М.П. Мустецов.)



РОКИ	УНІВЕРСИТЕТИ ТА ОРГАНІЗАЦІЇ	ОСНОВНІ ЕТАПИ РОЗВИТКУ МЕДИКО-ІНЖЕНЕРНИХ СПЕЦІАЛЬНОСТЕЙ
1991	Харківський авіаційний інституті ім. М.Є Жуковського (ХАІ)	Здійснено набір студентів на навчання на 1-ий курс за спеціальністю 19.05 «Біотехнічні та медичні апарати і системи» (БТМАС). Кафедра конструювання та виробництва радіоапаратури. Кафедру очолював В.І. Пономарьов .
1992	Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут», тепер КПІ ім. І.Сікорського	Затверджений навчальний план спеціальності «Біомедична електроніка» спільним рішенням Міністерства освіти України і Міністерства охорони здоров'я. Кафедру електронної інженерії очолював Ю.С. Синькоп .
	Львівський політехнічний інститут	На кафедрі конструювання і технології виробництва радіоапаратури (завідувач Смердов А.А.) відкрита спеціальність БТМАС .
1993	Вінницький політехнічний інститут, тепер ВНТУ	С.М. Злепко відкрив спеціальність БТМАС .
1994	Харківський авіаційний інституті ім. М.Є Жуковського (ХАІ)	При кафедрі конструювання та виробництва радіоапаратури відкрито науково-технічний центр радіоелектронних медичних приладів і технологій, в подальшому «ХАІ-Медика», який очолив зав. каф. В. І. Пономарьов .
1996	ХНУРЕ	На факультеті електронної техніки (ЕТ) відбулось об'єднання кафедр біомедичної електроніки (БМЕ) та теоретичної електротехніки і електроніки (ТЕЕ) для створення кафедри біомедичних електронних пристроїв та систем (скорочена аббревіатура БМЕ залишається), яку очолює А.І. Бих . Разом зі спеціальністю БТМАС на кафедрі розпочата підготовка за спеціальністю «Фізична та біомедична електроніка» (ФБЕ) – як вдосконалене перетворення спеціальності «Біомедична електроніка».
	Херсонський національний технічний університет, тепер ХНТУ	Відкрито кафедру «Біомедична електроніка», розпочате навчання за спеціальністю «Біомедична електроніка» її очолив О.О. Новіков



РОКИ	УНІВЕРСИТЕТИ ТА ОРГАНІЗАЦІЇ	ОСНОВНІ ЕТАПИ РОЗВИТКУ МЕДИКО-ІНЖЕНЕРНИХ СПЕЦІАЛЬНОСТЕЙ
1998	ЖДТУ	На факультеті інформаційно-комп'ютерних технологій створена кафедра «Медичні прилади і системи» і відкрита спеціальність БТМАС за напрямом «Електронні апарати». Зав. кафедри В.П. Манойлов
1999	КПІ ім. І.Сікорського	Кафедра виробництва приладів з 1999 р. започаткувала спеціалізацію 7/8.051003 «Медичні прилади і системи» в спеціальності 6.051003 «Приладобудування», зав. кафедри Г.С. Тимчик (з 2000 р. - декан Приладобудівного факультету). Радіотехнічний факультет 7.050902 Радіоелектронні апарати, спеціалізація 7/8.05090204 БТМАС, зав. кафедри КІВРА Ю.Ф. Зіньковський.
2001	ХНУРЕ	Розпочата підготовки фахівців з протезування та ортезування за освітніми рівнями «бакалавр» і «спеціаліст» за спеціальністю «Біотехнічні та медичні апарати і системи».
2002	КПІ ім. І.Сікорського	На основі угоди від 24 грудня 2002 р. між ректором Національного медичного університету ім. О.О. Богомольця Гончаруком Є.Г. і ректором НТУУ «КПІ» М.З. Згуровським організований Міжуніверситетський медико-інженерний факультет, який очолив В.П. Яценко . Розпочата підготовка бакалаврів за спеціальністю «Комп'ютерні науки»; 6.050103, спеціалізація «Медична кібернетика і телемедицина»
2003	Національний авіаційний університет (НАУ)	Відкрита кафедра біокібернетики та аерокосмічної медицини, розпочата підготовка здобувачів вищої освіти з освітньо-професійної програми «Біотехнічні та медичні апарати і системи», зав. каф. Л.Д. Кузовік



РОКИ	УНІВЕРСИТЕТИ ТА ОРГАНІЗАЦІЇ	ОСНОВНІ ЕТАПИ РОЗВИТКУ МЕДИКО-ІНЖЕНЕРНИХ СПЕЦІАЛЬНОСТЕЙ
ОСНОВНІ ЕТАПИ РОЗВИТКУ БІОМЕДИЧНОЇ ІНЖЕНЕРІЇ		
2004	КПІ ім. І.Сікорського	На міжфакультетському медико-інженерному факультеті відкрита перша в Україні кафедра Біомедичної інженерії, розпочата підготовка бакалаврів за спеціальністю 6.051003 «Приладобудування», спеціалізація 7/8.051003 «Медичні прилади і системи», зав.кафедри В.Б. Максименко. Навчальні плани максимально наближені до міжнародного «паспорта спеціальності» з біомедичної в університетах Німеччини і США (Університет Вандербільта).
2006	Кабінет Міністрів України за ініціативою КПІ ім. І Сікорського	Виходячи зі світових тенденцій розвитку інженерної складової охорони здоров'я прийняті Постанови Кабінету Міністрів України № 1719 від 13.12. 2006 р. і № 787 від 27.08.2010 р. які, відповідно, визначили напрям підготовки бакалаврів «Біомедична інженерія» (6.051402) і магістрів за спеціальностями: «Біомедична інженерія» (8.05140201), «Біотехніка та біосумісні матеріали» (8.05140202), «Інформаційні технології в біомедицині» (8.05140203).
	КПІ ім. І.Сікорського	На основі досліджень навчальних програм університетів ЄС і США розроблені проекти тимчасових стандартів підготовки бакалаврів і магістрів спеціальності «Біомедична інженерія», вони поширені в інші навчальні заклади України, які підтримали запропоновану парадигму.
2008	ХНУРЕ	Отримана перша в Україні ліцензія і розпочато набір бакалаврів на спеціальність «Біомедична інженерія» (6.051402) на кафедрі біомедичної електроніки, яку наприкінці 2012 року було перейменовано у кафедру біомедичної інженерії (БМІ).
	Міністерство Юстиції України	Заснована ГО «Українська асоціація біомедичних інженерів і технологів», президент В.Б. Максименко , виконавчий директор В.М. Кузнецова. До асоціації вступили співробітники відповідних кафедр КПІ ім. І.Сікорського, ХНУРЕ, ВНТУ, ТНТУ ім. І.Пулюя, ХНТУ. НАУ. Рада асоціації: А.І. Бих (заступник голови) - зав. кафедри біомедичних електронних пристроїв і систем ХНУРЕ; С.М. Злепко - зав. кафедри біомедичної інженерії ВНТУ; О.Ю. Азархов (секретар підкомісії) - зав. кафедри біомедичної інженерії ДВНЗ «Приазовський державний технічний університет» (ПДТУ); Б.І Яворський - зав. кафедри біотехнічних та медичних апаратів і систем ТНТУ ім. І.Пулюя; О.О. Новіков - зав. кафедри фізичної та біомедичної електроніки, ХНТУ; В.Д. Кузовик - зав. кафедри біокібернетики та аерокосмічної медицини НАУ.



РОКИ	УНІВЕРСИТЕТИ ТА ОРГАНІЗАЦІЇ	ОСНОВНІ ЕТАПИ РОЗВИТКУ МЕДИКО-ІНЖЕНЕРНИХ СПЕЦІАЛЬНОСТЕЙ
2010	МОН України	<p>Створена НМК з біотехнології 0514 (Наказ № 150 від 26.02.2010 р.)ю Голова комісії: Пирог Тетяна Павлівна, д.б.н., проф., зав. кафедри біотехнології мікробного синтезу, Київський національний університет харчових технологій;</p> <p>Склад підкомісії з біомедичної інженерії із розробки стандартів вищої освіти з біомедичної інженерії:</p> <p>В.Б. Максименко (голова підкомісії) - зав. кафедри біомедичної інженерії КПІ ім. І.Сікорського;</p> <p>А.І. Бих (заступник голови підкомісії) - зав. кафедри біомедичної електронних пристроїв ХНУРЕ;</p> <p>С.М. Злепко - зав. кафедри біомедичної інженерії ВНТУ;</p> <p>О.Ю. Азархов (секретар підкомісії) - зав. кафедри біомедичної інженерії ПДТУ;</p> <p>Б.І. Яворський - професор кафедри біотехнологічних та медичних апаратів і систем ТНТУ;</p> <p>О.О. Новіков - зав. кафедри Фізичної та біомедичної електроніки ХНТК;</p> <p>В.Д. Кузовік - зав. кафедри біокібернетики та аерокосмічної медицини НАУ.</p>
	ВГО «Українська асоціація біомедичних інженерів і технологів»	<p>13.03-15.03 2010 р. під час конференції «Актуальні проблеми біомедичної інженерії біокібернетики і телемедицини» відбулось розширене засідання підкомісії 051402 «Біомедична інженерія» і громадське обговорення стану і перспектив подальшого розвитку даної спеціальності. За результатами обговорення направлена аналітична записка до МОН України (на лист МОН 4.4-20/2939 від 16.06.2010) про стан медико-інженерної складової охорони здоров'я та концепція її розвитку.</p>
	ВГО «Українська асоціація біомедичних інженерів і технологів»	<p>За результатами конференції затверджена концепція напрямку освіти 051402 «Біомедична інженерія» оприлюднена для громадського обговорення на сайті КПІ ім. І.Сікорського та на сайті ВГО «Українська асоціація біомедичних інженерів і технологів». Розгорнуті клінічні бази НТУУ «КПІ» для підготовки інженерів і медичних фізиків в науково дослідних інститутах НАМН, НАН, МОЗ України.</p> <p>На основі аналізу програм викладання в 30 університетах ЄС і США, розроблений та погоджені на засіданні підкомісії НМК (15.03.2010 р.): структурно-логічна схема та проект галузевого стандарту вищої освіти України за напрямком «Біомедична інженерія»; підготовлений до затвердження Державний освітній стандарт ОКР бакалаврів 051402 «Біомедична інженерія» напряму 0514 «Біотехнологія»; розроблені навчальні програми підготовки інженерів з експлуатації, сервісного обслуговування та сертифікації медичної техніки, максимально наближені до європейських. Виконавці: В.Б. Максименко, Л.Д. Тарасова, Г.Р. Овчаренко.</p>



РОКИ	УНІВЕРСИТЕТИ ТА ОРГАНІЗАЦІЇ	ОСНОВНІ ЕТАПИ РОЗВИТКУ МЕДИКО-ІНЖЕНЕРНИХ СПЕЦІАЛЬНОСТЕЙ
2010	МОН України	Наказ 09.11.2010 р. № 1067 Про введення в дію переліку спеціальностей, за якими здійснюється підготовка фахівців у вищих навчальних закладах за освітньо-кваліфікаційними рівнями спеціаліста і магістра, затвердженого постановою Кабінету Міністрів України від 27 серпня 2010 р. № 787, до переліку спеціальностей введена біомедична інженерія 6.051402 біомедична інженерія 7.05140201 біомедична інженерія 8.05140201.
	КПІ ім. І.Сікорського	Отримана ліцензія і розпочато набір бакалаврів на навчання на 1-ий курс за напрямом підготовки 6.051402 «Біомедична інженерія», а в 2016 р. – за спеціальністю 163 «Біомедична інженерія».
2011	ТНТУ ім. І.Пулюя ВНТУ, ХНТУ	Отримана ліцензія і розпочато набір бакалаврів на навчання на 1-ий курс за напрямом підготовки 6.051402 «Біомедична інженерія», а в 2016 р. – за спеціальністю 163 «Біомедична інженерія».
	ХНТУ	Зареєстровано періодичне видання «Біомедична інженерія та електроніка» ISSN 2311-1100 (з 2019 р. входить до переліку фахових видань України) ХНТУ.
	ВГО «Українська асоціація біомедичних інженерів і технологів» Підкомісія НМК МОН, КПІ ім. І.Сікорського, ХНУРЕ	Під час II міжнародної конференції «Біомедична інженерія і технологія» (Київ, 17.03-18.03 2011 р.) і конференції «Актуальні проблеми біомедичної інженерії» в рамках 4 міжнародного радіо-електронного форуму «Прикладна радіоелектроніка, стан та перспективи» ХНУРЕ (Харків 16.10-18.10 2011 р.) проведено 3 засідання НМК з погодження структурно-логічної схеми та СВО підготовки спеціалістів і магістрів «біомедична інженерія» (07-08)140201, «біотехніка та біосумісні матеріали» (07-08)140202; інформаційні технології в біомедицині (07-08)140203. Погоджено склад робочих груп НМК з підготовки проектів СВО за рівнем підготовки спеціаліста і магістра: «Біомедична інженерія» 7.05140201; «Біотехніка та біосумісні матеріали» 7.05140202; «Інформаційні технології в біомедицині» 7.05140203. Проведене обговорення і затвердження кваліфікаційних вимог до біомедичного інженера. Відбулось розширене засідання НМК на якому були обговорена нормативна частина СВО підготовки спеціалістів і магістрів 051402 «Біомедична інженерія» та 0514020 «Інформаційні технології в біомедицині».
ВГО «Українська асоціація біомедичних інженерів і технологів» НМК МОН, МОЗ	18.10-19.10 2011 р. затверджені НМК МОН кваліфікаційні вимоги до біомедичного інженера та нормативна частина СВО підготовки спеціалістів і магістрів 051402 «Біомедична інженерія» та 0514020 «Інформаційні технології в біомедицині».	



РОКИ	УНІВЕРСИТЕТИ ТА ОРГАНІЗАЦІЇ	ОСНОВНІ ЕТАПИ РОЗВИТКУ МЕДИКО-ІНЖЕНЕРНИХ СПЕЦІАЛЬНОСТЕЙ
2011	КПІ ім І. Сікорського ІЕЗ ім. Є.О. Патона НАН, НІССХ ім. М.Амосова НАМН	Спільним рішенням НАН, НАМН України і НТУУ «КПІ» заснований Міжвідомчий науково-навчальний центр серцево-судинної інженерії (Наказ Президії НАМНУ № 374 від 25.06.2011 р., Наказ МОН МС України № 739 від 01.07.2011 р.). Керівник В.Б. Максименко . В програми навчання інженерів вперше введені дисципліни клінічної інженерії: «Медична фізика (променевого обладнання)», «Клінічна інженерія», «Штучний кровообіг, штучне дихання, системи підтримки життєдіяльності», «Електрофізіологічні дослідження та штучні водії ритму серця».
2012	НАУ	Ліцензовано і розпочато набір на 1-й рівень підготовки бакалаврів напряму 051402 «Біомедична інженерія» на кафедрі біокібернетики та аерокосмічної медицини. Зав. кафедри В.Д. Кузовік .
	КПІ ім.І.Сікорського ВГО «Українська асоціація біомедичних інженерів і технологів»	Міжуніверситетський медико-інженерний факультет перейменовано у факультет біомедичної інженерії, який сьогодні охоплює основні напрямки: медичні прилади та інструментарій (кафедра БМІ), біомедичну кібернетику (кафедра БМК), біобезпеку, здоров'я людини та фізіотерапію (кафедра БЗЛ), біоінженерію (кафедра ТМБ), декан В.Б. Максименко.
	КПІ ім. І.Сікорського	Під час конференцій організованих під патронатом членів підкомісії НМК МОН МС України: III міжнародної конференції з міжнародною участю «Біомедична інженерія і технологія» (Київ, 25.02. 2012 р.) проведено 2 засідання НМК - Обговорення та планування роботи з підготовки ДСВО за ОКР спеціаліст/магістр: «Біомедична інженерія» 7.05140201; «Біотехніка та біосумісні матеріали» 7.05140202; «Інформаційні технології в біомедицині» 7.05140203.
	ХНУРЕ	Акредитовано рівень підготовки бакалаврів напряму 051402 «Біомедична інженерія» в Харківському національному університеті радіоелектроніки. Ліцензовано рівень підготовки магістрів за спеціальностями 05140201 «Біомедична інженерія» та 0514020 «Інформаційні технології в біомедицині» в Харківському національному університеті радіоелектроніки.
2013	Одеський національний політехнічний університет (ОНПУ)	Створено Навчально-науковий інститут медичної інженерії (директор В.А. Крісілов) та кафедру «Загальна та медична фізика» (зав. каф. Ю.М. Дудзінський), розпочата підготовка бакалаврів за спеціалізацією «Біомедична інженерія» (6.050101), а з 2017р. - за спеціальністю 163 – «Біомедична інженерія». З 2016 р. інститут медичної інженерії очолює І.В. Прокопович .



РОКИ	УНІВЕРСИТЕТИ ТА ОРГАНІЗАЦІЇ	ОСНОВНІ ЕТАПИ РОЗВИТКУ МЕДИКО-ІНЖЕНЕРНИХ СПЕЦІАЛЬНОСТЕЙ
2013	Кабінет Міністрів України	Нарадою, проведеною К.І. Грищенком віцепрем'єрміністром Кабінету Міністрів України, від 9 квітня 2013 р. «Про збільшення державного замовлення на підготовку фахівців за медичним спрямуванням та підготовки необхідних фахівців з метою належного обслуговування складної медичної техніки», за зверненням президента ВГО «Українська асоціація біомедичних інженерів і технологів» (В.Б. Максименка), прийняте рішення про необхідність внесення спеціальності «Інженер біомедичний» до Державного класифікатора професій, розробку та затвердження стандартів вищої освіти інженерів біомедичних, створення відповідних робочих місць в системі закладів Міністерства охорони здоров'я України.
	ВГО «Українська асоціація біомедичних інженерів і технологів», МОЗ, МОН, Мінпраці	За ініціативою ВГО «Українська асоціація біомедичних інженерів і технологів» та КПІ ім. І.Сікорського, погоджено з МОЗ, МОН та Мінпраці кваліфікаційні вимоги для внесення до Державного класифікатора професій «Інженер біомедичний».
	МОН України	Наказом МОН України затверджені Державні стандарти вищої освіти України з підготовки: бакалавра 6.051402 «біомедична інженерія», спеціаліста 7.051402 «біомедична інженерія»; магістра 8.051402 «біомедична інженерія»
2014	Мінекономрозвитку і торгівлі	За ініціативою ВГО «Українська асоціація біомедичних інженерів і технологів» та КПІ ім. І.Сікорського, затверджена професія «інженер біомедичний»: наказ 18.11.2014 № 1361 Про затвердження зміни до національного класифікатора України ДК 003:2010 – 2149.2 ІНЖЕНЕР БІОМЕДИЧНИЙ
	ДВНЗ «Приазовський державний технічний університет» (ПДТУ)	Створена Кафедра біомедичної інженерії. Зав.кафедри О.Ю. Азархов . Основна спеціалізація – регенеративна медицина. Розробляється Інноваційна мультидисциплінарна навчальна програма по штучним імплантам. Кафедра є членом ВГО «Всеукраїнська асоціація біомедичних інженерів і технологів».
2015	МОН	За ініціативи та підтримки КПІ ім. І.Сікорського (ректор М.З. Згуровський , перший проректор Ю.І. Якименко) МОН затверджена освітня спеціальність № 163 – Біомедична інженерія 15-18.09. 2015 р.
	КПІ ім.І.Сікорського Сумський Державний університет (СумДУ)	Долучились до міжнародного проекту «BME-ENA Biomedical Engineering Education Tempus Initiative in Eastern Neighbouring Area (2015-2017 pp.)», концепцією якого була адаптація програм підготовки магістра спеціальності біомедична інженерія до стандартів ЄС, за кошти проекту створенні лабораторії з біомедичної інженерії, вдосконалені програми підготовки. Зав. кафедри біофізики, біохімії, фармакології та біомолекулярної інженерії Л.Ф. Суходуб .



РОКИ	УНІВЕРСИТЕТИ ТА ОРГАНІЗАЦІЇ	ОСНОВНІ ЕТАПИ РОЗВИТКУ МЕДИКО-ІНЖЕНЕРНИХ СПЕЦІАЛЬНОСТЕЙ
2015	ТНТУ, КПІ ім. І.Сікорського, ВГО «Асоціація біомедичних інженерів і технологів»	Всеукраїнська робоча нарада завідувачів кафедр ВНЗ України по проблемах підготовки фахівців і розвитку біомедичної інженерії (Тернопіль, «Медобори» 15-18 вересня 2015 р.) за участі: Перша науково-практична конференція біомедичних інженерів і технологів (Київ, 7-8 жовтня 2015 р.).
	ТНТУ ім. І.Пулюя	На базі кафедри біотехнічних систем ТПІ ім. І.Пулюя відбулася І Всеукраїнська робоча нарада завідувачів кафедр ВНЗ України з проблем підготовки фахівців і розвитку біомедичної інженерії. Зав. кафедри призначено М.О. Хвостівського .
	ТНТІУ ім. І.Пулюя	При кафедрі біотехнічних систем відкрито випробувальну лабораторію X-променевої медтехніки. Керівник лабораторії М.В. Бачинський .
	МОН	Розроблені і затверджені на засіданні підкомісії НМК ДСВО для бакалаврів і магістрів БМІ. В.Б. Максименко, О.К. Білошицька, Г.Р. Овчаренко, Л.Д. Тарасова.
	ОНПУ	Директором Навчально-наукового інституту медичної інженерії обрано І.В. Прокоповича в ОНПУ.
	Міністерство юстиції, ВГО «Асоціація біомедичних інженерів і технологів»	<p>Перереєстрована ВГО «Всеукраїнська асоціація біомедичних інженерів і технологів»</p> <p>Президент В.Б. Максименко, виконавчий директор В.М. Кузнєцова. До асоціації вступили співробітники відповідних кафедр КПІ ім. І.Сікорського, ХНУРЕ, ВНТУ, ТНТУ ім. І.Пулюя, ХНТУ, НАУ. Рада асоціації:</p> <p>А.І. Бих (заступник голови підкомісії) - зав. кафедри біомедичної інженерії Харківського національного університету радіоелектротехніки;</p> <p>С.М. Злепко - завідувач кафедри біомедичної інженерії ВНТУ;</p> <p>О.Ю. Азархов (секретар підкомісії) завідувач кафедри біомедичної інженерії ПДТУ;</p> <p>Б.І Яворський - професор кафедри біотехнологічних систем ТНТУ ім. І.Пулюя;</p> <p>О.О. Новіков - зав кафедри фізичної та біомедичної електроніки ХНТУ;</p> <p>В.Д. Кузовік - зав. кафедри біокібернетики та аерокосмічної медицини НАУ;</p> <p>І.В. Прокопович - директор Навчально-наукового інституту медичної інженерії в ОНПУ;</p> <p>О.Г. Аврун - проф. кафедри біомедичної інженерії, Харківського національного університету радіоелектроніки ХНУРЕ.</p>



РОКИ	УНІВЕРСИТЕТИ ТА ОРГАНІЗАЦІЇ	ОСНОВНІ ЕТАПИ РОЗВИТКУ МЕДИКО-ІНЖЕНЕРНИХ СПЕЦІАЛЬНОСТЕЙ
2016	ТНТУ ім. І.Пулюя	Завідувачем кафедри біотехнічних систем призначено Є.Б. Яворську . На базі кафедри біотехнічних систем розпочато прийом в магістратуру, аспірантуру та докторантуру за спеціальністю 163 «Біомедична інженерія». Кафедра увійшла до складу «Всеукраїнської асоціації біомедичних інженерів та технологів».
	МОН	Наказ МОН № 375 від № 06.04.16 р. Про затвердження персональний склад підкомісії 163 «біомедична інженерія» НМК 9 з інженерії сектору вищої освіти Науково-методичної ради Міністерства освіти і науки України у складі: В.Б. Максименко (голова підкомісії) - декан факультету біомедичної інженерії КПІ ім. І.Сікорського; С.М. Злепко - завідувач кафедри біомедичної інженерії ВНТУ; А.І. Бих (заступник голови підкомісії) - завідувач кафедри біомедичної інженерії ХНТУ; О.Ю. Азархов (секретар підкомісії) - завідувач кафедри біомедичної інженерії ПДТУ; Б.І. Яворський - професор кафедри біотехнологічних систем ТНТУ ім. І.Пулюя.
	Національний аерокосмічний університет ім. М.Є Жуковського «Харківський авіаційний інститут» (ХАІ)	Кафедрою виробництва радіоелектронних систем ЛА розпочато навчання за спеціальністю 163 «Біомедична інженерія» освітньо-кваліфікаційних рівнів «бакалавр» і «магістр» (зав. каф. В.І. Кортунів).
2017	ЖДТУ	Кафедра радіотехніки, радіоелектронних апаратів і телекомунікації перейменована в кафедру біомедичної інженерії та телекомунікації наказом по ЖДТУ № 109 від 01 червня 2017 р. Завідувач кафедри Т.М. Нікітчук.
	СумДУ	Кафедрою наноелектроніки отримано ліцензію та розпочато навчання за спеціальністю 163 «Біомедична інженерія» освітньо-кваліфікаційного рівня «магістр»; створена науково-виробнича лабораторія з загально університетським статусом «Біонаноконкомпозит» з (науковий керівник Л.Ф. Суходуб).
	Національний університет «Львівська політехніка»	Здійснено набір студентів на спеціальність 163 - Біомедична інженерія. Спеціалізація - Біотехнічні та медичні апарати і системи.
	ХНУРЕ	Кафедру БМІ очолив О.Г. Аврунін , почалось принципове оновлення та розвиток лабораторного обладнання.



РОКИ	УНІВЕРСИТЕТИ ТА ОРГАНІЗАЦІЇ	ОСНОВНІ ЕТАПИ РОЗВИТКУ МЕДИКО-ІНЖЕНЕРНИХ СПЕЦІАЛЬНОСТЕЙ
2017	ВНТУ ВГО «Всеукраїнська асоціація біомедичних інженерів і технологів»	III-тя Всеукраїнська робоча нарада завідувачів кафедр ВНЗ України по проблемах підготовки фахівців і розвитку біомедичної інженерії. (Виїзне засідання науково методичної підкомісії № 163 «Біомедична інженерія» МОН України (Вінниця, 19-22 вересня 2017 р.)). Обговорені і одностайно підтримані ДСВО спеціальності 163 «біомедична інженерія» 1 і 2 рівнів підготовки: бакалавра, спеціаліста, магістра.
	КПІ ім. І.Сікорського, НМУ ім. О.О.Богомольця	Зареєстрований журнал «Біомедична інженерія і технологія» (ISSN (Print): 2617-8974; ISSN (Online): 2707-8434) Фаховість, категорія: Б, Спеціальності: 122, 163.
	СумДУ	Отримана ліцензія на навчання за спеціальністю «Біомедична інженерія» кваліфікаційного рівня «магістр» в СумДУ. Здійснено перший набір студентів на спеціальність 163 – Біомедична інженерія в ОНПУ.
	ОНПУ	Здійснено перший набір студентів на спеціальність 163 – Біомедична інженерія.
2018	КПІ ім. І.Сікорського	На факультеті БМІ заснована перша в Україні кафедра Трансляційної медичної біоінженерії. Перший набір бікалаврів біомедичної інженерії відбувся 2019 р.
	КПІ ім. І.Сікорського	Перша група з 8 іноземних бакалаврів вступила на англomовну форму навчання за спеціальністю 163 - біомедична інженерія.
	ХНУРЕ	На основі міжнародного співробітництва вперше в Україні створена і діє система підготовки фахівців з протезування та ортезування за сучасними світовими стандартами. Перший випуск десяти магістрів за спеціалізацією «Ортопедичні технології та біоінженерія» відбувся у 2020 році.
	Національний аерокосмічний університет ім. М.Є.Жуковського «Харківський авіаційний інститут» (ХАІ)	Кафедру «Виробництва радіоелектронних систем ЛА» перейменовано у кафедру «Радіоелектронних та біомедичних комп'ютеризованих засобів та технологій» (зав. каф. М.Ф. Бабаков).
2019	МОН	Наказом № 582 від 25.04.19 р. затверджено персональний склад науково-методичної підкомісії 163 «біомедична інженерія» НМК 8 з інженерії у складі: В.Б. Максименко (голова) декан ФБМІ «КПІ ім. І.Сікорського», О.Г. Аврунін , зав. кафедри біомедичної інженерії ХНУРЕ, О.Ю. Азархов , зав. кафедри біомедичної інженерії ДВНЗ «ПДТУ», Р.Л. Голяк професор кафедри електронних засобів інформаційно-комп'ютерних технологій «Л.П.», Б.І. Яворський професор кафедри біотехнічних систем ТНТУ ім. І.Пулужя.



РОКИ	УНІВЕРСИТЕТИ ТА ОРГАНІЗАЦІЇ	ОСНОВНІ ЕТАПИ РОЗВИТКУ МЕДИКО-ІНЖЕНЕРНИХ СПЕЦІАЛЬНОСТЕЙ
2019	Національний аерокосмічний університет ім. М.Є.Жуковського «Харківський авіаційний інститут» (ХАІ)	Завідувачкою кафедри радіоелектронних та біомедичних комп'ютеризованих засобів та технологій призначено О.В. Висоцьку . Організовано проведення щорічної міжнародної конференції «Інформаційні системи і технології в медицині».
2020	ОНПУ	Кафедру «Загальна та медична фізика» перейменовано у кафедру «Біомедична інженерія», зав. каф. Н.В. Тітова .
	ВНТУ	Кафедру біомедичної інженерії очолив Л.Г. Коваль , на факультеті інфокомунікацій, радіоелектроніки та наносистем, декан. С.В. Тимчик .



ПЕРЕЛІК АВТОРІВ

Азархов О.Ю.	22, 37	Кухар Д.М.	55, 56	Файнзільберг Л.С.	23
Аміров Т. Я.	38	Кучер А.Н.	34	Франчевська Г.І.	77
Антонова-Рафі Ю.В.	39	Лебедев О.В.	66	Хвостівський М.О.	46
Ангелов М.С.	17	Литвякова Д.К.	57	Худецький І.Ю.	24, 29, 39, 73
Архирей М.В.	45	Луценко В.І.	67, 68	Чаленко М.А.	19, 20
Бабаков М.Ф.	67, 68	Луценко І.В.	67, 68	Черниш К.Ю.	78
Бабенко В.	18	Луценко Т.М.	58, 80	Швидченко В.С.	35
Байкова А. Г.	40	Максименко В.Б.	73, 83	Шевченко К.Л.	34, 35
Бачинська Я.В.	26	Максимова А.Ю.	19, 20	Шейкус А.Р.	79
Беспалова О. Я.	32	Маланчук В.	35	Шикета Д.М.	26
Білошицька О.К.	41, 54, 57, 71, 78	Манічева Н.В.	33	Шликов В.В.	47
Бовсуновська К.С.	42	Матвеева І.О.	59	Щербак Д.Ю.	80
Богомолів М.Ф.	38, 40, 43, 50, 65, 70	Матвійчук О.В.	28	Щоткіна Н.В.	81
Бойко І.В.	47	Мельник Г.В.	29	Щур В. Є.	52
Бочкова Н.Л.	44	Мельник Д.В.	44	Юрочкін В.В.	64
Британ А.В.	17	Монченко О.В.	60	Яворська Є.Б.	46, 82
Буриченко М.Ю.	45	Настенко Є. А.	17, 18, 21, 28, 61, 63, 64	Яворський Б.І.	36
Висоцька О.В.	83	Недуряєва А.Ю.	72	Яненко О.П.	34, 35
Галкін О.Ю.	30, 81	Овчаренко Г.Р.	57		
Гевко О.В.	46	Олійник В.П.	74		
Голембіовська О.І.	55, 56	Орел В.Б.	30		
Головко Т.С.	30	Орел В.Е.	30		
Гончарук О.Ю.	60	Отрода М.С.	62, 75		
Городецька О.К.	51, 53	Павлов В.А.	18, 21, 28, 63, 64		
Гребеник Л.І.	49	Паламарчук Ю.В.	81		
Грищук Б.Я.	47	Паляниця Ю.Б.	82		
Гупало М.С.	63	Паньків І.М.	46		
Давидько О.Б.	21	Парезішвілі Т.	31		
Даюкевич О.І.	30	Пацукевич Я.П.	65		
Дєдков А.Г.	30	Перегудов С.	35		
Динник О.Б.	30	Пісарькова Л.Р.	25		
Добровська Л.М.	48	Попов І.В.	67, 68		
Дронько Л.М.	58	Попов С.В.	66		
Дядюра І.К.	49	Попова К.І.	67, 68		
Дядюра К.О.	49, 69	Прасол І. В.	79		
Євсєєва П.О.	50	Прімова Л.О.	49		
Єременко В.С.	60	Прозор Н.В.	25		
Єфременко Б.В.	22	Прокопович І.В.	69		
Єфременко В.Г.	22	Прокопович П.І.	69		
Єфремова С.В.	51	Процюк О.В.	60		
Зеленський К.Х.	52, 61	Птуха А.В.	70		
Золотенкова Т.С.	45	Решетнікова П.О.	71		
Зюков О.Л.	41	Рихальський О.Ю.	30		
Іванченко А. С.	48	Романішин Ю.М.	83		
Інтелегатор Д.О.	39	Рудніков Є.Г.	17		
Какабадзе З.	31	Рудніцька О.В.	72		
Каліновська Б.В.	53	Сєрба Н.А.	32		
Кисляк С.	27	Сивак Л.А.	30		
Коваленко А.В.	19, 26	Сілі І.І.	37		
Коваленко О.	27	Сніцар Є.В.	24		
Коваль Л.Г.	83	Стасюк Ю.П.	73		
Ковальчук П.С.	19, 25, 26	Сторчун Є.В.	83		
Коровкіна В.І.	54	Суходуб Л.Ф.	83		
Корчева С.Г.	60	Тарасова Л.Д.	83		
Країло О.О.	25	Теличко Д.В.	74		
		Тітов І.О.	33		
		Тітова Н.В.	33		
		Тимків П.О.	46		
		Тимчик С.В.	83		
		Ткачук Р.А.	34		
		Тодоров Я.С.	62, 75		
		Умаров Д.В.	76		



AUTHOR LIST

Amirov T. Ya.	38	Lutsenko I.V.	67, 68	Tkachuk R.A.	34
Anchelov M.S.	17	Lutsenko T.M.	58, 80	Todorov Y.S.	62, 75
Antonova-Rafi Yu.V.	39	Lutsenko V.I.	67, 68	Tymchuk S.V.	83
Archirey M.V.	45	Maksimova A.Yu.	19, 20	Tymkiv P.O.	46
Averyanova O.A.	27	Maksymenko V.B.	73, 83	Umarov D.V.	76
Azarkhov O. Yu.	22, 37	Malanchuk V.	35	Vysotska O.V.	83
Babakov M.F.	67, 68	Manicheva N.V.	33	Yanenko O.P.	34, 35
Babenko V.	18	Matveeva I.O.	59	Yavorska E.B.	46, 82
Bachynska Yu.	26	Matviychuk O.V.	28	Yavorskyy B.I.	36
Baikova A. G.	40	Melnyk D.V.	44	Yevseeva P.O.	50
Bespalova O. Ya.	32	Melnyk H.V.	29	Yurochkin V.V.	64
Biloshitska O.K.	41, 54, 57, 71, 78	Monchenko O.V.	60	Zelenskyi K.Kh.	52, 61
Bochkova N.L.	44	Nastenko Ie.A.	17, 18, 21, 28, 61, 63, 64	Zolotenkova T.S.	45
Bogomolov M.F.	38, 40, 43, 50, 65, 70	Neduraeva A.Yu.	72	Zyukov O.L.	41
Bovsunovska K.S.	42	Oilynyk V.P.	74		
Boyko I.V.	47	Orel V.B.	30		
Britan A.V.	17	Orel V.E.	30		
Burychenko M.Yu.	45	Otroda M.S.	62, 75		
Chalenko M.A.	19, 20	Ovcharenko G.R.	57		
Chernysh K.Yu.	78	Palamarchuk Yu.V.	81		
Davydko O.B.	21	Palyanitsa Yu.B.	82		
Dayukevich O.I.	30	Pankiv I.M.	46		
Dedkov A.G.	30	Paresishvili T.	31		
Dobrovska L.M.	48	Patsukevich J.P.	65		
Dronko L.M.	58	Pavlov V.A.	18, 21, 28, 63, 64		
Dyadyura I.K.	49	Pereghudov S.	35		
Dyadyura K.O.	49, 69	Pisarkova L.S.	25		
Dynnyk O.B.	30	Popov I.V.	67, 68		
Efremenko B.V.	22	Popov S.V.	66		
Efremenko V.G.	22	Popova K.I.	67, 68		
Efremova S.V.	51	Prasol I. V.	79		
Eremenko V.S.	60	Primova L.O.	49		
Fainzilberg L.S.	23	Prokopovich I.V.	69		
Franchevska G.I.	77	Prokopovich P.I.	69		
Galkin O. Yu.	30, 81	Protsyuk O.V.	60		
Gevko O.V.	46	Prozor N.	25		
Golembiovska O.I.	55, 56	Ptucha A.V.	70		
Golovko T.S.	30	Reshetnikova P.O.	71		
Honcharuk O.Yu.	60	Romanyshyn Yu.M.	83		
Horodetska O.K.	51, 53	Rudnikov Ye.G.	17		
Hrebenyk L.I.	49	Rudnitska O.V.	72		
Hryschuk B.Ya.	47	Rykhalskyi O. Y.	30		
Hupalo M.S.	63	Serba N.A.	32		
Intellegator D.O.	39	Shcherbak D.Yu.	80		
Ivanchenko A. S.	48	Shchur V. E.	52		
Kakabadze Z.	31	Sheikus A.R.	79		
Kalinovska B.V.	53	Shevchenko K.L.	34, 35		
Khudetskyi I.Yu.	24, 29, 39, 73	Shlykov V.V.	47		
Khvostivskyi M.O.	46	Shotkina N.V.	81		
Kislyak S.	27	Shvydchenko V.	35		
Korcheva S.G.	60	Shyketa D.	26		
Korovkina V.I.	54	Sili I.I.	37		
Koval L.H.	83	Snitsar Y.V.	24		
Kovalchuk P.S.	19, 25, 26	Stasiuk Yu.P.	73		
Kovalenko A.V.	19, 26	Storchun E.V.	83		
Kovalenko O.	27	Suhodub L.F.	83		
Krailo O.O.	25	Syvak L.A.	30		
Kuchar' D.M.	55, 56	Tarasova L.D.	83		
Kucher A.N.	34	Telychko D.V.	74		
Lebedev O.V.	66	Titov I.O.	33		
Litvyakova D.K.	57	Titova N.V.	33		



Нотатки - Notes



Питання?

Ви можете знайти нас тут:
conference_bme@iit.kpi.ua

Завітайте на сайт конференції для більш розгорнутої інформації

<http://www.conf-bme.kpi.ua>

