

СЕКЦІЯ 6
ІНФОРМАЦІЙНО-ВИМІРЮВАЛЬНА ТЕХНІКА ТА ТЕХНОЛОГІЇ
БІОМЕДИЧНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ

УДК : 616.71-001.5-089.2-036

ДІАГНОСТИЧНА СИСТЕМА КОНТРОЛЮ ЛІКУВАННЯ ТА СТАНУ
ПЕРЕЛОМІВ

¹⁾Кривоносов В. Є., ²⁾Шайко-Шайковський О. Г., ³⁾Якимюк Д. І.

¹⁾Національний університет «Біоресурсів і природокористування», Київ, Україна

²⁾Чернівецький національний університет імені Юрія Федьковича, Чернівці, Україна

³⁾Чернівецька міська лікарня швидкої допомоги, Чернівці, Україна

E-mail: O.Shaiko-Shaikovskiy@chnu.edu.ua, TraumaLshmd@gmail.com,
yhtverf007@ukr.net

Одним із досить складних відділів опорно-рухової системи людини в аналітичному та біомеханічному плані є нижня кінцівка. За даними [1] у структурі усіх переломів на долю стегнової кістки припадає 15% до 45%, переломи кісток гомілки складають до 38%.

Як правило, причинами переломів та пошкоджень трубчастих кісток є дорожньо-транспортні пригоди, виробничі та спортивні, побутові травми, а в умовах військових дій – різного роду поранення на полях військових дій.

Терміни встановлення м'яких та кісткових тканин залежать від складності поранення, від віку постраждалого, статі, умов реабілітації, метаболізму та складають від 3 до 8 місяців [2]. Одним з найбільш ефективних засобів прискорення процесів зростання пошкоджених кісток є використання інтрамедулярного та накісткового остеосинтезу.

Випадкові та ударні навантаження, які можуть бути небажаними, але часто супроводжують реабілітаційний процес можуть бути чинниками, які сповільнюють процес зростання відламків, є основними причинами асептичного розхитування фіксуючих елементів, що використовуються при остеосинтезі. Послаблення фіксуючої конструкції (ФК) при остеосинтезі спостерігається у 9,8% випадків, деформація накісткової пластини – у 4,8%, перелом фіксатора або фіксуючого гвинта - у 3,5%. Сповільнення консолидації відламків відмічається у 2% постраждалих, у 0,7% - розвилися запальні процеси та нагноєння м'яких тканин [2].

Тому оцінка впливу величин випадкових навантажень, розробка діагностичних критеріїв для інформаційної системи діагностики та реабілітації хворих є актуальною та важливою задачею, особливо – в умовах військового стану.

В роботі здійснено розрахунок жорсткості фіксуючих конструкцій, встановлено максимально допустимі навантаження, при яких фіксуючі конструкції для остеосинтезу зберігають свою працездатність. Проведено

розрахунок міцності та жорсткості фіксуючих конструкцій (накісткових та інтрамедулярних). Матеріалом фіксуючих конструкцій є біоінертна сталь 12Х18Н9Т та сталь 12Х18Н10Т. Прийнято коефіцієнт запасу міцності $K=2,5$.

Допустимі значення напружень - $[\sigma]$, при деформації розтягу-стиску для матеріалу фіксатора прийнято у відповідності із довідниковими даними [3], для сталі 12Х18Н9Т $[\sigma]= 2160-3520 \text{ кг/см}^2$ ($[\sigma]=216-352 \text{ МПа}$), для сталі 12Х18Н10Т $[\sigma]= 2360 -3320 \text{ кг/см}^2$ ($[\sigma]=236-332 \text{ МПа}$).

Допустиме значення зусилля розтягнення або стиску - $[N]$ [3]:

$$[N] = F [\sigma], \quad (1)$$

де F – площа поперечного перерізу пластини, $[\sigma]$ – величина основного допустимого напруження розтягу (стиску).

В роботі розглянуто розрахункові схеми дії сил на з'єднання пластина – гвинт-кістка: а) P_1 – поздовжнє навантаження, яке складає половину ваги пацієнта; б) P_2 – поздовжнє навантаження, яке дорівнює вазі пацієнта; в) розрахункова схема випадкового навантаження P_3 .

Розрахункові дані та параметри моделювання підтвердили, що перевищення випадкового навантаження P_3 , на 20% розрахункової величини є основною причиною згину пластини та руйнування фіксуючих гвинтів, а тривало діюче циклічне навантаження, величина якого перевищує 15% розрахункового навантаження, викликає руйнування фіксуючих гвинтів, або – руйнування кісткової тканини.

Для неінвазійного отримання інформації про стан хворого та фіксуючої конструкції авторами розроблена «смарт-НП», рис. 1, [3,4]. В НП встановлено три тензодатчики тарілчастого типу, один решітчастий тензодатчик та напівпровідниковий температурний датчик.

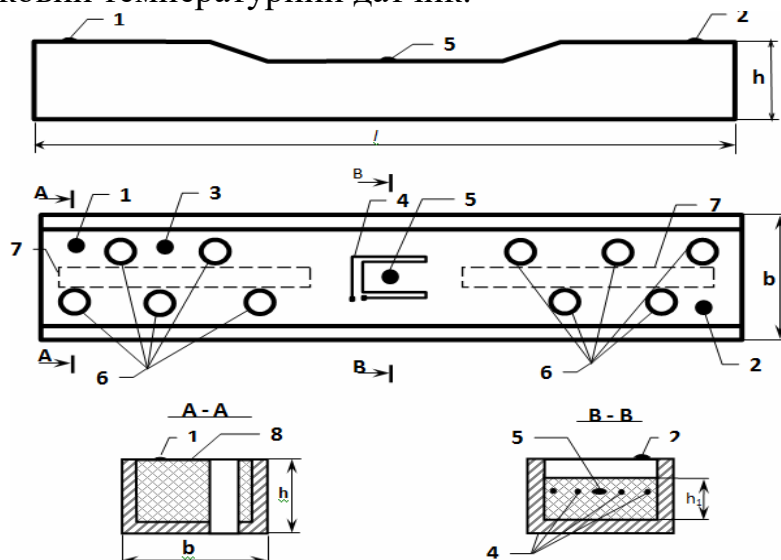


Рис. 1. «Smart – накісткова пластина»: 1 та 2 – тарілчастий тензодатчики, 3 – температурний датчик, 4 – решітчастий тензодатчик, 5- тарілчастий датчик контролю росту кісткового мозоля, 6 – отвори під гвинти кріплення, 7 – місця встановлення мікроконтролера, блоків живлення та блока передавання даних, 8 – біо інертний полімерний наповнювач

На рис. 2 представлена структурна схема інформаційного комплексу дистанційного лікування групи хворих.

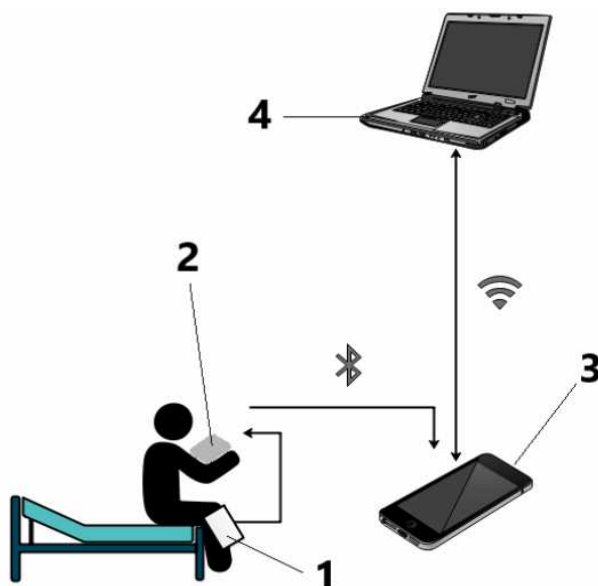


Рис. 2. Структурна схема інформаційного комплексу дистанційного контролю лікування групи хворих: 1 -«Smart –НП», 2 -«блок прийняття рішень», 3 – мобільний телефон хворого, 4 – робочий стіл лікаря

Функціональне призначення «блоку прийняття рішень» (у подальшому «блок». В ньому встановлені, джерело живлення сталого струму (акумулятор 3В), первинна обмотка повітряного височастотного трансформатора, температурний датчик вимірювання температури тіла хворого, приймач інформаційних сигналів, які поступають з передавача, встановленого у «Smart –НП», мікропроцесор для обробки та перетворення сигналів з датчиків, які розташовано у «Smart –НП», передатчик - «блютуз»зв'язок із мобільним телефоном хворого. Блок здійснює безпроводне передавання електроенергії для живлення елементів, що розташовано у «Smart –НП», приймання даних вимірів та їх обробку, передавання оброблених даних у мобільний телефон хворого.

«Smart –НП» хірургічним шляхом встановлюється на пошкоджену ділянку кістки.

Робота інформаційної системи неінвазійної діагностики та контролю процесу лікування переломів трубчастих кісток накістковим остеосинтезом здійснюється наступним чином.

Підготовчий етап.

1. У мобільний телефон хворого та блок прийняття рішень встановлюється додаток, який підтримує «блютуз» зв'язок.

2. Встановлюється мобільний зв'язок хворого з лікарем.

3. Лікар організовує в системі E-health, персональну медичну картку хворого.

4. Активізація комплексного пристрою контролю, діагностики та лікування хворого відбувається при піднесенні блоку прийняття рішень до «Smart –НП». По безпроводному зв'язку блок живлення, який розташовано у «Smart –НП» додатково реалізує світловий контроль працездатності пристрою.

В якості світлового контролю використано світлодіоди інфрачервоного випромінювання, наприклад, випромінюючий діод АЛ108АМ. Інфрачервоне випромінювання зони перелому дозволяє вести контроль за мінімальною відстанню між обмотками повітряного трансформатора комплексу та одночасно проводити курс термо світлової терапії, тим самим скорочуючи період реабілітації хворого. У період активізації блоків «Smart –НП», вимірюються показники датчиків, інформація передається у блок прийняття рішень, де згідно алгоритму обробляється та передається у пам'ять мобільного телефону. По інтернет зв'язку з мобільним телефоном хворого інформація поступає до лікаря. Лікар бачить та фіксує змінення, які відбулися за період між вимірюваннями, стан фіксуючої конструкції та кісткової тканини, температурні показники з місця перелому та хворого в цілому, ріст хрящового мозоля та динаміку видужання хворого.

Висновки

1. Сформульовано критеріальні співвідношення інформаційних параметрів, які дозволили розробити метод, пристрій та програмне забезпечення для комплексу виявлення аномалій на ранній стадії в період лікування.

2. Запропонована концепція розвитку медичної інформаційної системи, яка дозволяє проводити дистанційний контроль та лікування переломів трубчастих кісток групи хворих.

3. Отримані результати дозволяють зменшити період одужання хворого, знизити процент інвалідностей та число зустрічей лікаря та хворого в період пандемії, а також в умовах військових дій.

Ключові слова: остеосинтез, переломи кісток, фіксуючі системи, система неінвазивної діагностики, мобільний зв'язок.

Література

- [1] V. Kryvonosov, A. Shayko-Shaykovskiy and E. Kudinova, “Influence of random loads on the strength of the joint “napbed plate – fastening screwbone in nacle oateosynthesis”, *Österreichische multisci. Zeitschrift*, vol. 1, no. 40, pp. 24–31, 2021.
- [2] V. Kryvonosov, N. Bouhlal, O. Shaiko-Shaikovsky, E. Kudinova and N. Kosulin, “Extraosseous u-shaped plate with polyamide p12 in the information system of non-invasional control and diagnosis of bone fracture in extraosseous osteosynthesis”, *Österreichisches Multiscience Journal*, vol. 1, no. 40, pp. 24-31, 2021.
- [3] В. Кривоносов, О. Шайко-Щайковський та В. Кривоносов, “Пристрій для діагностики стану перелому при накістковому остеосинтезі”, Патент України на винахід 123932, 23 черв. 2021.
- [4] В. Кривоносов, О. Шайко-Щайковський та В. Кривоносов, “Неінвазійний контроль і діагностика стану перелому кістки при накістковому остеосинтезу”, Авторське свідоцтво України 104604, 18 трав. 2021.

УДК 612.171.1+ 004.852

**ОЗНАКИ ТА КРИТЕРІЇ РОЗПІЗНАВАННЯ ТИПІВ
СИМПТОМОКОМПЛЕКСІВ У ДИФЕРЕНЦІАЛЬНІЙ ДІАГНОСТИЦІ
ПАЦІЄНТІВ ЗА ПРОФІЛЕМ НЕФРОЛОГІЇ**

Шуляк О. П., Дружинін В. В.

Національний технічний університет України

«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», Київ, Україна

E-mail: shulyak.alex.47@gmail.com, vdruzhinin-ee24@ill.kpi.ua

Розглядається питання диференційної діагностики пацієнтів за профілем нефрології з трьома можливими діагнозами: «здоровий», «полікістоз», «гідронефроз». Опис клінічних випадків складається з восьми різнорідних кількісних параметрів, які утворюють симптомокомплекс, за яким потрібно поставити діагноз. Формування переважних діагностичних рішень здійснюється з урахуванням досвіду успішної діагностики пацієнтів з подібними клінічними випадками, опис яких наводиться у базі даних з перевіреними діагнозами.

Для прийняття діагностичних рішень використовуються комплексні критерії, що беруть до уваги значення усіх параметрів у складі симптомокомплексів, що характеризують клінічний випадок, для якого має бути поставлений діагноз. Ознаки типів симптомокомплексів вибрані із розрахунку на застосування надалі способів накопичення та голосування в критеріях прийняття діагностичних рішень.

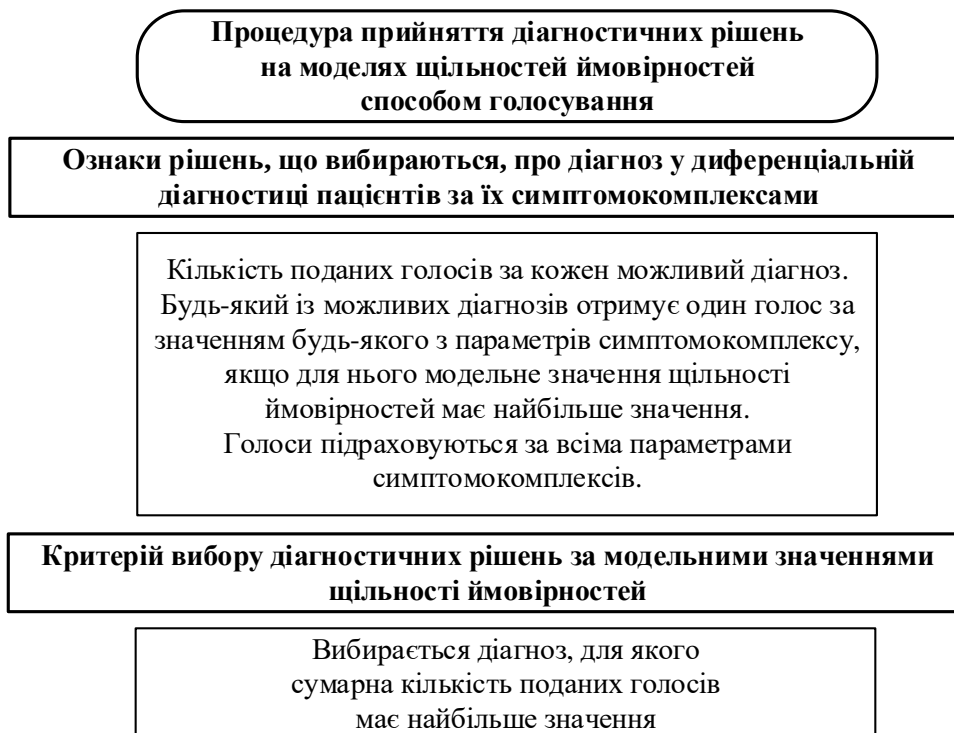


Рис. 1. Зміст процедури голосування у прийнятті діагностичних рішень

Як показники, що характеризують значення параметрів з боку їх можливої належності кожному з можливих типів симптомокомплексів, що маються на увазі у кожному діагнозі, розглядаються модельні щільності ймовірностей, які визначені за статистикою бази даних подібних клінічних випадків, діагнози для яких є перевіреними і гарантовано правильними. Використовуються модельні розподіли щільностей ймовірностей появи різних значень кожного з параметрів зі складу симптомокомплексів на їх нормованих шкалах у робочих вікнах для кожного з цих діагнозів.

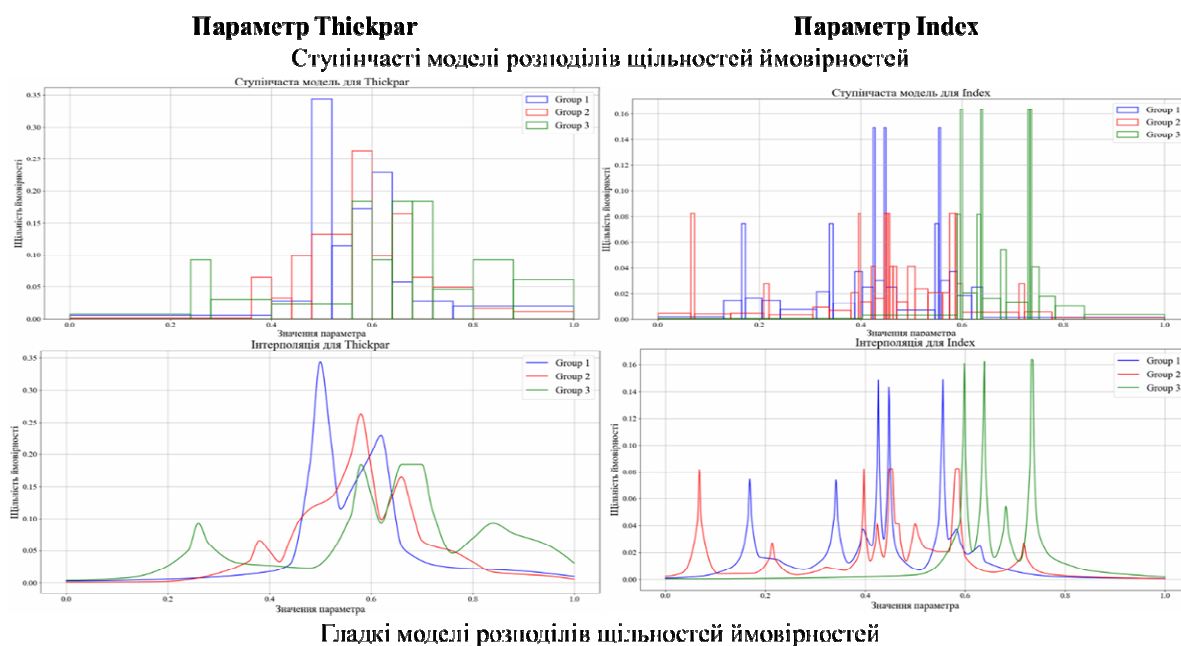


Рис. 2. Приклади комплектів моделей розподілу щільностей ймовірностей двох нормованих параметрів нирок для трьох діагнозів

Ознаки та критерії розпізнавання типів симптомокомплексів тут є узгодженими між собою.

Робочі вікна для кожного з параметрів будуються за статистикою тієї ж бази даних в умовах спільного розгляду значень параметра для всіх можливих діагнозів. Використовується лінійне перетворення даних при перерахуванні наявних значень параметрів робочі вікна, яке не порушує співвідношення між розподілами цих значень для симптомокомплексів різних типів.

Розглядаються математичний і програмний інструментарій формування моделей щільностей ймовірностей з ознаками для визначення діагнозів та критерії використання цих ознак у формуванні переважних діагностичних рішень за симптомокомплексами конкретних клінічних випадків.

Результативність використання зазначених ознак і критеріїв ілюструється рівнем валідності рішень відповідних розпізнавальних процедур за результатами проведених статистичних випробувань.

Ключові слова: нефрологія, диференціальна діагностика, типи симптомокомплексів, ознаки та критерії розпізнавання.

УДК 612.171.1+ 004.852

ПОБУДОВА МОДЕЛЕЙ ЩІЛЬНОСТЕЙ ЙМОВІРНОСТЕЙ РІЗНОРІДНИХ ПАРАМЕТРІВ З НЕФРОЛОГІЇ ЗА ОПИСАМИ КЛІНІЧНИХ ВИПАДКІВ СИМПТОМОКОМПЛЕКСАМИ У БАЗІ ДАНИХ З ГАРАНТОВАНИМИ ДІАГНОЗАМИ

Шуляк О. П., Дружинін В. В.

Національний технічний університет України

«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», Київ, Україна

E-mail: shulyak.alex.47@gmail.com, vdruzhinin-ee24@iit.kpi.ua

Побудова таких моделей розглядається у межах завдання диференціальної діагностики пацієнтів, клінічні випадки яких описуються симптомокомплексами, що складені з наборів кількісних параметрів, які є результатами за результатами інструментального обстеження нирок. Таких параметрів у симптомокомплексах вісім (Age, Length, Width, Thickness, Thickpair, Speed, Index, Speedup) і вони суттєво різноманітні. Для пацієнта має бути вибраний один з діагнозів «здоровий», «полікістоз», «гідронефроз» і як безпосередні ознаки для вибору діагностичних рішень розпізнавальними процедурами використовуються значення щільностей ймовірностей для тих значень параметрів, які вони мають у складі діагностованих симптомокомплексів.

Отже, моделі щільностей ймовірностей для зазначених параметрів розглядаються і формуються як інформаційне забезпечення, використання якого покладене в основу роботи процедур прийняття діагностичних рішень. Порівняння таких щільностей ймовірностей між собою для конкретних значень кожного параметра для різних діагнозів забезпечую вибір того з них, для якого ця щільність найбільша. Такому діагнозу надається один голос «за» у процедурі голосування. Підрахунок таких голосів за усіма параметрами симптомокомплексу забезпечую вибір діагноза-лідера за кількістю голосів, який подається як рішення, як переважний діагноз.

У способі накопичення прийняття діагностичних рішень накопичуються значення цих щільностей ймовірностей під кожний діагноз за усіма параметрами комплексу, що діагностується. Переважним рішенням розпізнавальної процедури стає діагноз, для якого накопичена сума щільностей ймовірностей є найбільшою.

Повний комплект подібних моделей утворюють моделі щільностей ймовірностей для кожного з параметрів симптомокомплексів під кожний можливий діагноз. Для завдання, що розглядалося, таких моделей потрібно було побудувати двадцять чотири і їх побудова здійснювалася за однотипними математичними процедурами, які були програмно реалізовані на мові Python.

Для побудови таких моделей використовувалася база даних з описами подібних клінічних випадків для тих самих можливих діагнозів

симптомокомплексами того ж самого складу, для яких у цій базі наведені гарантовано правильні, перевірені діагнози.

На першому етапі формування моделей різномірних за фізичним змістом статистика значень параметрів симптомокомплексів перетворювалася у базі даних на однорідні комплекси показників для опису клінічних випадків у нормованих робочих вікнах з однаковими шкалами зображення значень параметрів у межах від нуля до одиниці.

Таблиця 1. Результат перетворення різномірних числових параметрів симптомокомплексу на уніфіковану шкалу [0;1]

1	2	3	4	5	6	7	8
Length	Width	Thick ness	Thiek par	Speed	Index	Speed up	Age
125 мм	66 мм	51 мм	18 мм	26,2 см/с	0,667	275 см/с ²	69 років
0,69	0,54	0,29	0,65	0,54	0,53	0,35	0,91

Потім значення усіх параметрів, наведені у базі даних, переносилися для кожного діагнозу окремо на шкали своїх робочих вікон у вигляді точок. Робочі вікна формувалися за значеннями параметрів у базі даних окремо для кожного параметра, але разом для усіх діагнозів.

Для кожного параметра і кожного діагнозу нанесеними на шкали точками утворювалася у такий спосіб своя система (послідовність) інтервалів. У їх межах щільність розподілу ймовірності вважалася постійною. Її значення спочатку призначалося як величина, обернено пропорційна ширині інтервалу, в кінці якого була розташована чергова точка наявної статистики значень параметра у базі даних. Потім проводилося нормування розрахованих рівнів для отримання кінцевого результату.

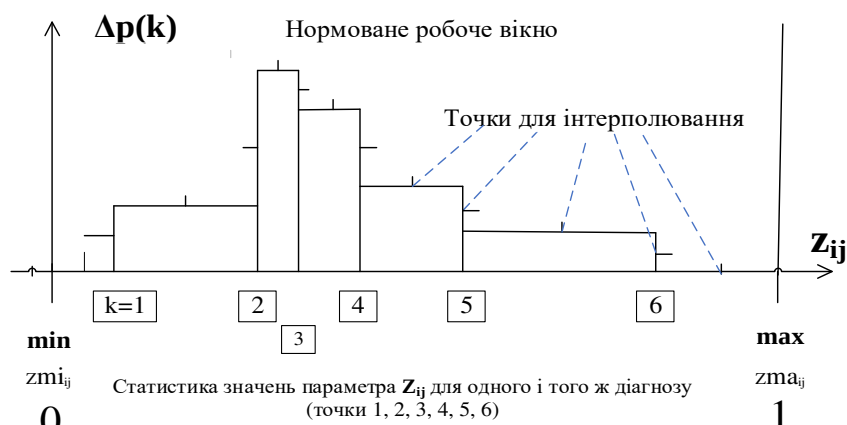


Рис. 1. Принцип формування ступінчастих моделей розподілу щільностей ймовірностей значень параметрів нирки вздовж шкал робочих вікон

Отже, у такий спосіб формувалися усі ступінчасті моделі розподілів щільностей ймовірностей вздовж однакових нормованих шкал для значень усіх

перетворених параметрів симптомокomплексів для кожного діагнозу. Використання таких моделей реалізовано відповідними процедурами розпізнавання типів симптомокomплексів способами голосування та накопичення.

У той же час, такі моделі були також використані як базові для їх подальшого перетворення у гладкі моделі розподілів щільностей ймовірностей. Для цього на ступінчастих моделях вибиралися характерні точки и застосовувалися стандартні процедури інтерполявання. Окремо обговорюються різні аспекти переваг розроблених моделей у порівнянні із звичайними гістограмами.

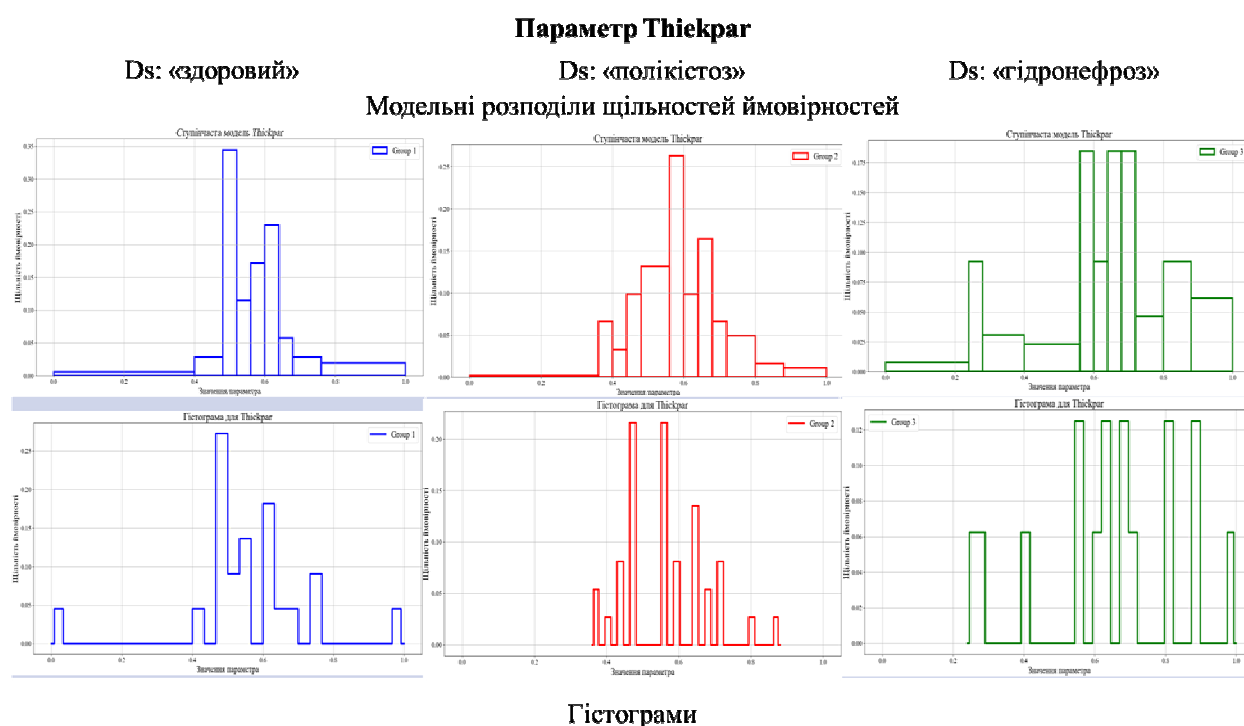


Рис. 2. Відмінності моделей щільностей ймовірностей від звичайних гістограм для одного з параметрів нирки

Результативність використання розроблених моделей, а також запропонованого програмного інструментарію для їх формування перевірялася шляхом проведення статистичних випробувань відповідних процедур голосування та накопичення, що використовують такі моделі у своїй роботі, на статистиці бази даних, що розглядалася у роботі, з розрахунком показників валідності запропонованих рішень.

Ключові слова: нефрологія, диференціальна діагностика, типи симптомокomплексів, різномірні параметри, розподіл щільностей ймовірностей, моделювання.

УДК 621.397.3:04.932616.3-008-02-085

ПРЕДСТАВЛЕННЯ РОЗПОДІЛУ ТЕПЛОВИХ ПАТЕРНІВ ПАТОЛОГІЧНИХ ЗМІН ОРГАНІВ ТРАВЛЕННЯ ЗА ДАНИМИ ТЕРМОГРАФІЧНОЇ ВІЗУАЛІЗАЦІЇ

^{1,3)} Орел В.Е., ²⁾ Дунаєвський В.І., ³⁾ Котовський В.Й., ²⁾ Венгер В.Ф., ²⁾ Сіднєв О.Б.,
³⁾ Назарчук С.С.

¹⁾ ДНП "Національний інститут раку" МОЗ України, Київ, Україна

²⁾ Інститут фізики напівпровідників ім. В.Є. Лашкарьова НАН України, Київ, Україна

³⁾ Національний технічний університет України

"Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського", Київ, Україна

E-mail: kotovsk.kpi@gmail.com

Захворювання органів травлення займають особливе місце серед усіх хвороб шлунково-кишкового тракту (ШКТ) в зв'язку з певними труднощами їх діагностики, відсутністю чітких алгоритмів лікування.

Розлади ШКТ виступають як різноманітні комбінації хронічних чи рецидивуючих симптомів, які нерідко свідчать про результат взаємодії психосоціальних факторів та зміни фізіології шлунка, жовчного міхура, кишківника. Не несучи загрози для життя, вони значно погіршують його якість.

За даними багаточисельних досліджень функціональними розладами травної системи страждають 50-60% населення молодого працездатного віку. Згідно матеріалів дослідження ВООЗ за останні 60 років захворюваність ШКТ збільшилися в 24 рази. Це спричиняє великі економічні збитки для суспільства, оскільки за медичною допомогою звертається лише до 25% пацієнтів [1, 2].

Сучасна медицина має в арсеналі різноманітні інструментальні та клініко-морфологічні методи дослідження, які дозволяють виявляти патологічні та функціональні зміни органів травлення [3, 4].

Особливе місце в діагностичному пошуку займають променеві методи дослідження, які дозволяють отримувати інформацію щодо морфологічного та функціонального стану органів травлення, характерний розвиток у них патологічних процесів.

Більшість методів виявляють захворювання ШКТ не на початковому етапі, внаслідок чого втрачається дорогоцінний час для здійснення своєчасних лікувальних заходів.

Застосування методу інфрачервоної термографії (ІЧТ) дозволяє виявляти ділянки черевної порожнини з аномальною температурою, по величині градієнта температури між зоною інтересу та сусідньою ділянкою оцінювати ступінь тяжкості виявлених змін [5].

Поява патологічних змін органів травної системи призводить до змін температурних показників черевної порожнини.

Авторами застосований променевий метод дистанційної інфрачервоної термографії для виявлення температурних змін теплових патернів у пацієнтів

які не мали скарг, та у хворих, які проходили цілеспрямоване термографічне обстеження органів черевної порожнини.

Результати обстеження викладені нижче. Виявлені термографічні зміни теплових патернів ШКТ в подальшому знайшли підтвердження клінічними та інструментальними методами обстеження.

Характерною термографічною ознакою відсутності патологічних змін біологічного об'єкту (БО) є симетричність термографічного зображення з градієнтом температури (ΔT), який не перевищує $0,5^{\circ}\text{C}$ порівнюваних симетричних зон досліджуваних поверхонь, що відповідає значенням фізіологічної термографічної норми.

На рис. 1, а представлено термографічне зображення черевної порожнини без патологічних температурних проявів, відмічається гомогенність рисунка; ΔT знаходиться в межах $(0,3 \div 0,45)^{\circ}\text{C}$; рис. 1, б - осцилографічний розподіл температури черевної порожнини.

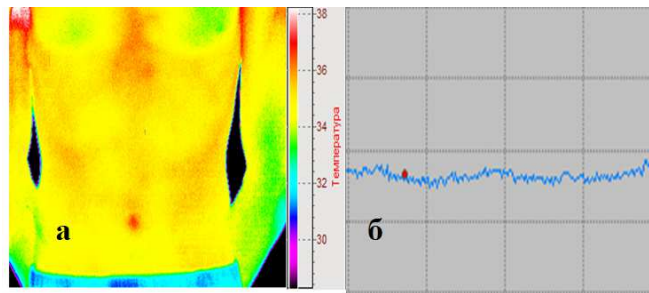


Рис. 1. Термографічне зображення черевної порожнини без ознак патологічних змін (а); б - осцилографічний розподіл температури

Термографічна візуалізація патології печінки. Захворювання печінки посідають одне з провідних місць серед патологій органів травлення. Перебіг даного виду захворювання на початкових стадіях у більшості випадків є субклінічним та малосимптомним, що призводить до пізнього звернення пацієнтів за медичною допомогою, та, як наслідок, прогресування захворювання до розвитку цирозу печінки.

Діагностика захворювань печінки передбачає поєднання клінічної симптоматики, оцінки та аналізу різноманітних інструментально-лабораторних діагностичних досліджень.

Термографічна візуалізація патології печінки - цироз, що верифікований клінічно, представлена на рис. 2, а, б.

Градієнт температури складає $+3,8^{\circ}\text{C}$; чітко простежуються анатомічні контури органу. Пацієнт проходив неодноразове термографічне обстеження з приводу ефективності призначеного фармакологічного лікування.

На рис. 2, в продемонстровано осцилографічний розподіл температури відносно лінії на рис. 2, б.

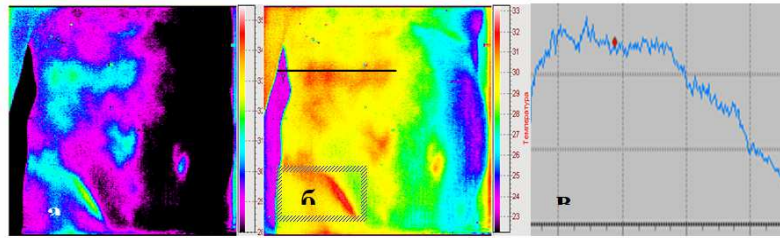


Рис. 2. Термографічна візуалізація захворювання печінки (а, б - цироз печінки в різних кольорових гамах); в - осцилографічний розподіл температури відносно лінії.

Термографічне представлення захворювань підшлункової залози. На сьогодні, не дивлячись на існування значної кількості лабораторних та інструментальних методів діагностики патології підшлункової залози, дослідження та встановлення вірного діагнозу залишається складною проблемою лікарів-клініцистів. Захворювання підшлункової залози діагностують, як правило, на стадіях пізніх проявів клінічних симптомів, що є причиною інвалідизації, розвитку ускладнень та летальності.

На рис. 3, а продемонстровано термографічну візуаліцію проєкції підшлункової залози в стадії загострення захворювання - хронічного панкреатиту. Спостерігається неоднорідний температурний розподіл градієнта температури, який змінюється від $+2,31^{\circ}\text{C}$ до $+0,9^{\circ}\text{C}$. Отримані дані свідчать про необхідність ретельного дообстеження пацієнта із застосуванням інструментальних та клініко-лабораторних методів.

На рис. 3, б показаний осцилографічний розподіл температури відповідно лінії проєкції підшлункової залози, продемонстрованій на рис. 3, а. Цифрами 1*, 2* позначено зони мінімальних та максимальних температурних значень, відповідно яких визначався градієнт температури.

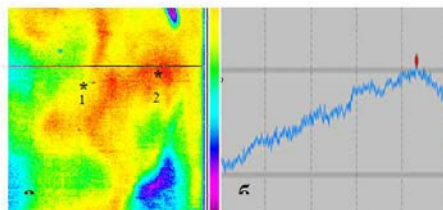


Рис. 3. Термографічне представлення панкреатиту в стадії загострення (а) та осцилографічний розподіл температури (б)

Функціональні розлади ШКТ. Діагностика функціональних розладів ШКТ є однією із важливих проблем сучасної гастроентерології. "Золотого стандарту" діагностики як такого не існує, в основу діагностичного алгоритму покладений аналіз клінічних та лабораторно-інструментальних методів дослідження. Причини порушення моторики ШКТ недостатньо зрозумілі й важко коригуються так як мають багаторівневий характер.

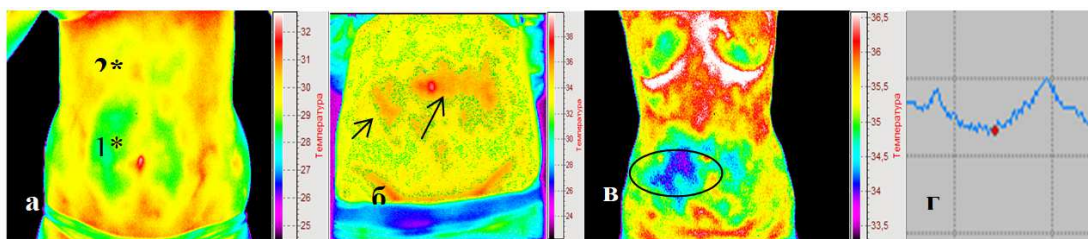
Термографічна візуалізація порушення моторної функції травної системи та

розподіл температурних патернів в зоні проєкції органів ШКТ (товстий та тонкий кишківник) представлено на рис. 4, а-г.

Гradient температури зона проєкції товстого кишківника (1*) - сусідня ділянка (2*) складає $-1,59^{\circ}\text{C}$ (рис. 4, а), що свідчить про порушення рухової функції та чутливості ШКТ.

На рис 4, б візуалізуються зони гіпертермії (показані стрілками) з gradientом температури $+(2\div 2,3)^{\circ}\text{C}$; пацієнт виявляє скарги на біль в епігастральній зоні. Значне підвищення gradientу температури свідчить про наявність гострого чи загострення хронічного захворювання травної системи. Пацієнт потребує додаткових методів обстеження та консультації лікаря-гастроентеролога.

Зони гіпотермії проєкції товстого та тонкого кишківника (рис. 4, в) свідчать про наявність функціональної диспепсії, порушення моторики ШКТ. Gradient температури знаходиться в межах $-(1,2\div 1,8)^{\circ}\text{C}$. Осцилографічний розподіл температури виділеної ділянки (рис. 4, в) представлений на рис. 4, г.



Висновки. Інфрачервона термографія є ефективним діагностичним методом у виявленні функціональних порушень шлунково-кишкового тракту.

Ключові слова: теплові патерни, gradient температури, розлади травної системи.

Література

- [1] Т. Звягінцева та А. Чернобай, “Функціональні захворювання органів травлення та їх поєднання у світлі сучасних уявлень: від патогенезу до лікування”, *Сучасна гастроентерологія*, т. 83, № 3, с. 61–72, 2015.
- [2] І.Г. Палій, С.В. Заїка та І.В. Ткачук, “Діагностика функціональних розладів стравоходу в контексті Римських критеріїв IV перегляду”, *Український медичний часопис*, т.131, №3, с. 56-59, 2019. DOI: 10.32471/umj.1680-3051.131.142171
- [3] Ю.М. Степанов, І.Ю. Скирда та О.П. Петішко, “Хвороби органів травлення - актуальна проблема клінічної медицини”, *Гастроентерологія*, т. 53, №1, с. 1-6, 2019. DOI: 10.22141/2308-2097.53.1.2019.163450
- [4] І.М. Скрипник та Т.О. Радіонова, “Особливості клінічних проявів та лікування захворювань верхніх відділів шлунково-кишкового тракту у хворих на цукровий діабет”, *Український терапевтичний журнал*, №1, с. 72-80, 2018. http://nbuv.gov.ua/UJRN/UTJ_2018_1_12
- [5] V. Dunaievsky, V. Kotovskyi, S. Nazarchuk and V. Kyslyi, “Expanding the modern approaches of diagnostics of the state of a biological object by introducing infrared thermography”, in *National Health as Determinant of Sustainable Dvelopment of Society*, N. Dubrovina, ed. Bratislava, 2021, p. 35–55. https://dspace.uzhnu.edu.ua/jspui/bitstream/lib/37505/3/Mono_VSEMvsMED2021.pdf

УДК 621.317: 616.314

МІКРОХВИЛЬОВІ ВИПРОМІНЮВАННЯ СТОМАТОЛОГІЧНИХ МАТЕРІАЛІВ АКРИЛОВИХ ПЛАСТМАС

¹⁾Яненко О.П., ¹⁾Шевченко К.Л., ²⁾Симоненко В.С.

¹⁾Національний технічний університет України

"Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського", Київ, Україна

²⁾Національний медичний університет ім. О.О. Богомольця, Київ, Україна

E-mail: OP291@meta.ua, autom1@meta.ua, ortstomkiev@gmail.com

Вступ. Діелектричні матеріали при нагріванні формують власне електромагнітне випромінювання в міліметровому діапазоні, що є загальною властивістю нагрітих діелектриків. Рівень цього випромінювання (P) визначається температурою нагріву (T) та випромінювальною здатністю матеріалу β . Ці параметри пов'язані між собою відомою формулою Найквіста:

$$P_{\Sigma} = \beta k T \Delta f_{RS},$$

де P_{Σ} – інтегральна потужність випромінювання, вимірювана радіометричною системою із смугою аналізу Δf_{RS} , k – постійна Больцмана, $1,38 \cdot 10^{-23}$ Дж/К; T – термодинамічна температура об'єкту; Δf – смуга частот, аналізу (виміру) РС.

До діелектричних матеріалів слід віднести деякі складові тіла людини як то: внутрішні кістки, рідкі фракції крові та плазми, а також ортопедичні та зубні діелектричні імплантати, серед яких також створені за технологіями біоінженерії та наномедицини.

Потужність випромінювання діелектричних матеріалів імплантатів, за температури тіла людини 310 К, невелика ($10^{-13} - 10^{-14}$ Вт) але через різницю у випромінюванні двох контактуючих тіл (імплантата та біотканини) виникають електромагнітні потоки (ЕМП) різної направленості. Ці потоки можуть мати додатну або від'ємну спрямованість і певним чином впливати на прилеглі біотканини та організм людини в цілому. Реакція організму, незважаючи на такий низькоінтенсивний рівень сигналів, підтверджується лабораторними дослідженнями [1]. Тому дослідження взаємодії низькоінтенсивного мікрохвильового випромінювання імплантованих матеріалів з організмом людини, в тому числі матеріалів біомедичного призначення, є актуальним завданням для фахівців різних галузей – біологів, медиків, фізиків, розробників радіотехнічних приладів та приладобудування. Важливим є визначення в процесі такого дослідження електромагнітної сумісності (ЕМС) імплантованих матеріалів. Визначення цього показника можна шляхом порівняння коефіцієнтів випромінювальної здатності матеріалу імплантату та біотканини співставляючи їх рівні випромінювання між собою.

Основна частина. Особливості використання акрилових пластмас. Стоматологічні матеріали мають певні особливості контакту з живими тканинами. Вони контактують як з твердими, так і з м'якими тканинами тіла людини. Відповідно, вплив виникаючих потоків складніше виявити та

дослідити. Важливішими стають процеси, що відбуваються при взаємодії імплантованих матеріалів і прилеглих ділянок біотканин.

Авторами публікацій [2,3] проведені експериментальні дослідження деяких матеріалів, що використовуються в реконструктивно-відновлювальній хірургії кісток обличчя та цементів для фіксації ортопедичних конструкцій при протезуванні. В ряду матеріалів виявлені значні розбіжності рівня ЕМС. За результатами досліджень запропоновані практичні рекомендації щодо обмеження використання біоматеріалів із значною розбіжністю ЕМС.

В ортопедичній стоматології широке застосування знайшли також акрилові пластмаси, які використовуються як основний матеріал для виготовлення різних видів зубних протезів. Акрилові пластмаси являють собою складні хімічні речовини – похідні акрилові ($\text{CH}_2=\text{CH}-\text{COOH}$) і метакрилової ($\text{CH}_2-\text{C}(\text{CH}_3)-\text{COOH}$) кислот, їх складних ефірів та інших похідних. Для потреб ортопедичної стоматології промисловість випускає пластмаси у вигляді комплекту, який складається з порошку (полімера) і рідини (мономера). Одержуються вироби методом формування із суміші (тіста) полімера і мономера. Мономер – метиловий ефір метакрилової кислоти ($\text{CH}_2=\text{C}(\text{CH}_3)-\text{COOCH}_3$). Одержують метилакрилат із ацетону і метилового спирту.

Технічні властивості полімерів залежать від природи, будови і чистоти мономерів, технології синтезу, значення молекулярної маси, форми ланцюга, ступеня його гнучкості та значення сил з'єднання [4,5].

Відповідно до призначення, умов використання та переробки пластмасові матеріали повинні мати такі характеристики:

- достатню міцність і необхідну еластичність, що забезпечують цілісність протеза без його деформації під впливом жувальних навантажень;
- стійкість до згинання, стискання;
- високу стійкість до удару;
- невелику питому вагу і малу термічну провідність;
- достатню твердість, стійкість до стирання;
- біоінертність до тканин порожнини рота, зубів та організму в цілому;
- індиферентність до дії слини та різних харчових речовин;
- кольоростійкість до дії світла, повітря та інших чинників зовнішнього середовища;
- відсутність адсорбувальної здатності до харчових речовин і мікрофлори ротової порожнини.

Важливою характеристикою, як вказано вище, може бути також не співпадіння випромінювальної здатності контактуючих матеріалів тобто їх електромагнітна несумісність.

Перелік та характеристики досліджуваних матеріалів. На даний час використовують багато різновидів пластмас для виготовлення базисів знімних протезів, які виробляють Україна, Німеччина, США, Чехія та Японія. До найбільш поширених і практичних слід віднести

1.«Фторакс» виробництва «Стома» (Україна) – фтормісний акриловий співполімер для виготовлення базисів знімних протезів. Порошок – щелепний співполімер метилового ефіру, метакрилової кислоти і фторкуачуку. Рідина – метиловий ефір метакрилової кислоти, що містить зшив-агент диметакриловий ефір дифенілопропану.

2.«Етакрил-02» фірми «Стома» (Україна) застосовують для виготовлення базисів протезів у разі часткових та повних дефектів зубних рядів, а також для ортопедичних цілей.

3.Безколірну базисну пластмасу фірми «Стома» (Україна) використовують для виготовлення базисів зубних протезів у тих випадках, коли протипоказана пластмаса, що містить барвник. Порошок - суспензійний поліметилматакрилат, що містить тивумін, який надає пластмасі кольоростійкості та запобігає її старінню від окисної дії кисню повітря.

4.“Vertex Implacryl” - фірми «DENTIMEX» (США) надміцна пластмаса гарячої полімеризації, що використовується для виготовлення базисів знімних зубних протезів: часткових, повних, знімних зубних протезів з опорою на імпланти. “Implacryl” володіє високою ударною в’язкістю, на 50% перевищує аналогічний показник у звичайних базисних пластмасах, тому стійка до руйнування. “Vertex TM Implacryl” у поєднанні із барвниками для акрилових пластмас “Acrilic Stain” дозволяє виготовляти не менш надійні, але й естетичні зубні протези.

5.“Vertex Basio 20” (Нідерланди) пластмаса гарячої полімеризації, що використовується для виготовлення базисів знімних зубних протезів: часткових, повних, знімних зубних протезів.

6.«Синма-М» фірми «Стома» (Україна) пластмаса гарячої полімеризації використовується в ортопедичній стоматології для виготовлення коронок та для облицювання незнімних протезів.

Полімеризація пластмаси супроводжується рядом небажаних проявів і процесів. До них належать усадка, пористість, внутрішні напруження.

Дотримання режиму полімеризації пластмаси дуже важливе, оскільки у разі його порушення у готовому протезі можуть з’явитися дефекти (пухирці, пористість, розводи, ділянки з підвищеною внутрішньою напругою).

Порушення процесу полімеризації (недостатній час перебування протеза у киплячій воді) призводить до того, що у протезі частина мономеру залишається незв’язаною (у вільному стані), який переміщуючись до поверхні протеза, може виходити в ротову рідину, спричиняючи запалення слизової оболонки ротової порожнини, різні алергічні реакції.

Тканини протезного ложа першими реагують на дію базисів протезів, адже слизова оболонка філогенетично не пристосована до передачі жувального тиску, самоочищення тощо. Виділяють побічну, токсичну, алергічну та травмівну дію базису протеза. Побічна дія знімного протеза полягає у передачі жувального тиску на тканини протезного ложа, що є неадекватним

подразником для слизової оболонки, у порушенні самоочищення, терморегуляції, мови, сприйняття смаку. До результатів побічної дії необхідно віднести «парниковий ефект» та вакуум.

«Парниковий ефект» є наслідком побічної дії знімного пластмасового базису в результаті порушення терморегуляції слизової оболонки ротової порожнини. Механізм виникнення цього явища має таке пояснення. Акрилові пластмаси володіють поганою теплопровідністю. З цієї причини під пластмасовим базисом виникає вища температура, ніж у ротовій порожнині, близька до температури тіла людини. З'являється явище термостату, яке є ідеальною умовою для розмноження мікроорганізмів та грибової мікрофлори.

До результатів токсичної дії акрилових базисів повних знімних протезів відносять токсичні стоматити. Вони можуть бути двох типів. Перший зумовлений значною кількістю залишкового мономера, який не вступив у реакцію полімеризації, другий – зумовлений токсинами, які виділяють мікроорганізми, і спостерігається у разі недотримання гігієни ротової порожнини. Основним компонентом виникнення акрилових токсичних стоматитів є мономер. За своєю хімічною будовою він – метиловий ефір метакрилової кислоти. У високих концентраціях мономер є протоплазматичною отрутою. Його дія на слизову оболонку ротової порожнини вкрай негативна, негативна його дія на весь організм. Причиною виникнення токсичних стоматитів може бути вільний мономер, що вивільняється під час старіння пластмаси, тобто під час процесів деполімеризації.

Причинами виникнення алергійного стоматиту можуть бути мономер, гідрохінон, перекис бензоїлу, окис цинку та барвники. Виділити якийсь один інгредієнт дуже важко. Речовини, які зумовлюють контактну алергійну реакцію, не мають білкової природи. Цих властивостей вони набувають після хімічного сполучення з білками організму. Такі речовини називаються гаптенами. Травматичний протезний стоматит спостерігається часто, особливо у перші дні користування знімними протезами. Травматичні ураження можна виявити по межі протезного ложа і причиною їх виникнення є травма слизової оболонки краєм протеза. Дотримання режиму полімеризації пластмаси дуже важливе, оскільки у разі його порушення у готовому протезі можуть з'явитися дефекти (пухирці, пористість, розводи, ділянки з підвищеною внутрішньою напругою). Якщо дотримувати правил полімеризації, рівень залишкового мономера в готових базисах протеза не повинен перевищувати 0,5%.

Експериментальна частина. Методика підготовки акрилових матеріалів до визначення електромагнітних властивостей та детальний опис апаратурного забезпечення аналогічний розглянутому в [5]. Акрилові матеріали у вигляді круглих шайб встановлювались в металеві контейнери і розміщувались на 30 хв. в термостат з температурою еквівалентною тілу людини 310 К. Після прогріву контейнери із зразками матеріалу розташовували під приймальною антеною радіометричної системи (РС). Діаметр металевого

круглого контейнера вибраний дещо меншим ніж апертура приймальної антени РС для сприймання повного сигналу досліджуваного зразка матеріалу. Дослідження проводили на частоті 51 ГГц.

Перед дослідженням матеріалів проводилась калібровка РС та вимірювання рівня випромінювання двох респондентів, усереднене значення вольтметра індикатора РС при цьому склало 0.7 В.

Результати випромінювальної здатності акрилових матеріалів наведені в таблиці.

Номер матеріалу	1	2	3	4	5	7
Показання індикатора РС (В)	0,32	0,25	0,40	0,42	0,22	0,35

Отримані значення показань індикатора РС, представлені в табл.. порівнювались із усередненим значенням випромінювання тіла двох респондентів, в результаті отримані наступні висновки, щодо електромагнітної сумісності досліджуваних матеріалів.

Висновки

1. Як слідує із аналізу результатів вимірювання випромінювальної здатності матеріалів акрилових пластмас для виготовлення зубних протезів найбільше спів падіння мають зразки пластмас «Безколірна базисна пластмаса», поз.3 та Vertex Implacry 1 поз.4.

2. Матеріали вітчизняного виробництва Фторакс поз. 1 та Синма-М поз.6 мають середнє значення і менший рівень спів падіння.

3. Найменший рівень спів падіння зафіксовано у зразків акрилових пластмас Етакрил-02 поз.2 та Vertex Basio 20 поз. 5

4. Проведені дослідження дозволяють вибрати більш прийнятні матеріали для виготовлення зубних знімальних протезів, а також визначати кореляційний зв'язок між виливом електромагнітних характеристик та появою ускладнень у пацієнтів в процесі експлуатації цих конструкцій.

Ключові слова: стоматологія, акрилові пластмаси, зубні протези, випромінювальна здатність, електромагнітна сумісність.

Література

- [1] O. Yanenko, “Low-intensive microwave ave signals in biology and medicine”, *J. Human Physiol.*, V. 1, no. 1, pp. 29–41, 2019.
- [2] Yanenko O. P., Peregodov S. M., Shevchenko K. L., Malanchuk, V. O., Shvydchenko, V. S. and Golovchanska O. D. “Electromagnetic Compatibility of Implantable Biomaterials for Reconstructive and Restorative Surgery of Facial Bones”, *Visnyk NTUU KPI Serii A - Radiotekhnika Radioaparotobuduvannia*, (92), pp. 77-83, 2023. DOI: 10.20535/РАДАП.2023.92.77-83
- [3] O.P. Yanenko, K.L. Shevchenko, O.D. Golovchanska and V.S. Symonenko, “Electromagnetic properties of cements for fixation of orthopedic constructions”, *Вісник КПІ Приладобудування*, т.66, № 2, с. 100-104.
- [4] П. Гасюк, Є. Костенко, В. Щерба та Б. Радчук, *Протезування при повній втраті зубів: підручник*. Тернопіль: ТОВ "Терно-граф, 2017.
- [5] М.М. Рожко, В.П. Неспрядько, І.В. Палійчук та ін., *Ортопедична стоматологія: підручник /за ред.М.М. Рожка, В.П. Неспрядька*. К.: ВСВ "Медицина", с.720, 2020.

УДК 617.7-007.681

МОДЕЛЮВАННЯ ПРОЦЕСУ УТВОРЕННЯ НАПРУЖЕНЬ В ОБОЛОНЦІ ОКА ПРИ ГЛАУКОМІ В ДИТЯЧОМУ ВІЦІ

¹⁾Ткачук Р.А., ¹⁾Ткачук Р.М., ¹⁾Копчак Ю.С., ²⁾Яненко О.П.

¹⁾Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, Тернопіль, Україна

²⁾ Національний технічний університет України

"Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського", Київ, Україна

E-mail: romantkachuk48@gmail.com, op291@meta.ua

Виявлення на ранніх стадіях захворювання ока, особливо в дитячому віці, є надзвичайно важливою проблемою при глаукомі. В дитячій офтальмології все частіше виявляють випадки часткової або повної втрати зорових функцій у дітей, яка характеризується підвищенням внутрішньоочного тиску (ВОТ) внаслідок змін при захворюваннях ока і ця цифра у країнах східної Європи постійно зростає (реєструється один випадок на 2500 новонароджених) [1,2]. При глаукомі порушення зору значно знижує рівень сприйняття інформації та посилює патологічний стан із прогресуючою загибеллю аксонів гангліозних клітин, що спричиняє повну втрату поля зору.

Відомі способи лікування глаукоми: медикаментозна терапія, лазерна терапія та хірургічна імплантація дренажних пристроїв, які стабільно забезпечують необхідну швидкість виведення внутрішньоочної рідини (в нормі вона становить 2-2,5 мкл/хв). Відомо, що імплантація дренажних пристроїв при глаукомі проводиться після невдалих попередніх спроб лікування консервативними методами і внаслідок зниження швидкості руху та відтоку внутрішньоочної рідини по трабекулярній системі ока [3].

Показники ВОТ у нормі для дітей є нижчими, ніж у дорослих: норма новонароджених дорівнює приблизно 9-11 мм рт.ст., а у віці до 4-5 років цей показник зростає до позначки 14 мм рт.ст [1]. Тому при постійному підвищенні ВОТ, яка часто виникає, перед операцією, необхідно проводити індивідуальний підбір імплантатів з обґрунтованими параметрами для окремого пацієнта [3].

Основною клінічною ознакою глаукоми у дітей є значне підвищення ВОТ (більше 21 мм рт.ст.), а в деяких випадках і менше 20 мм рт.ст., що вважається шкідливим і недопустимим. Зростання ВОТ призводить до створення додаткового тиску на оболонку ока, а відповідно на зоровий нерв [4, 5]. При цьому виникає сила, яка розтягує тонку оболонку ока. В цих умовах напруженість визначається, як відношення тиску до фактичного розміру оболонки, на яку він діє.

Враховуючи, що форма оболонки дитячого ока не є ідеально сферична (рис. 1), а її радіус кривизни збільшується з передньої частини до задньої, у центральній частині рогівки радіус кривизни оболонки дорівнює приблизно 7 мм, а на периферії рогівки вже – 9 мм, в передньому відділі склери – 11 мм, а в задньому її відділі – 12 мм.

З урахуванням вищенаведеного напруження на одиницю площі поперечного перерізу сферичної оболонки можна розрахувати за формулою [4, 5].

$$T_s = \frac{Pr_k}{2d}, \quad (1)$$

де P – тиск ВОТ; r_k – радіус кривизни ока; d – товщина оболонки ока.

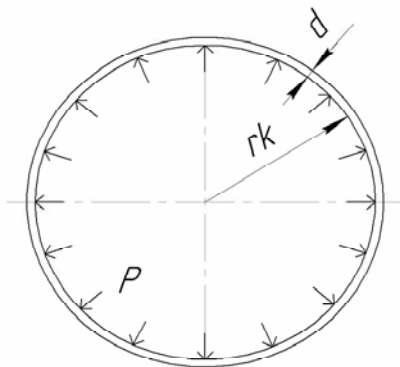


Рис. 1. Сферична оболонка

Для еліпсоїдальної оболонки ока напруження на одиницю площі поперечного перерізу розраховується за формулою:

$$T_\phi = \frac{P}{2bd} \sqrt{r^2(b^2 - a^2) + a^4}, \quad (2)$$

де P – тиск ВОТ; a – більший діаметр оболонки ока; b – менший діаметр оболонки ока; d – товщина оболонки ока; r – коефіцієнт, що визначається за формулою:

$$r = \sqrt{\frac{a^4}{2(b^2 - a^2)}}, \text{ при } (a > b) \quad , \quad (3)$$

де a і b – відповідно більший та менший радіус оболонки ока.

Для дитячого віку на основі співвідношень (1-3) авторами було побудовано графіки залежності напруження від товщини оболонки дитячого ока при різних ВОТ.

На основі проведених розрахунків та отриманих результатів можна стверджувати, що при ВОТ в діапазоні 9 мм рт.ст. - 14 мм рт.ст. (норма у дітей), напруження в середньому становить близько 100кПа і значно збільшується при товщині оболонки менше 0,6 мм. Вже при ВОТ 21 мм рт.ст. - до 40 мм рт.ст. (тобто діагностується глаукома) напруження зростає майже у 2 рази і більше, особливо при товщинах оболонки менше 0,6 мм, що в результаті веде до пошкодження очного нерва і як наслідок - сліпоті.

Висновки

Отже контроль ВОТ при лікуванні глаукоми у дитячому віці потребує своєчасного лікування або хірургічного втручання, що свідчать публікації авторів та підтверджується наведеними розрахунками і графічним їх представленням.

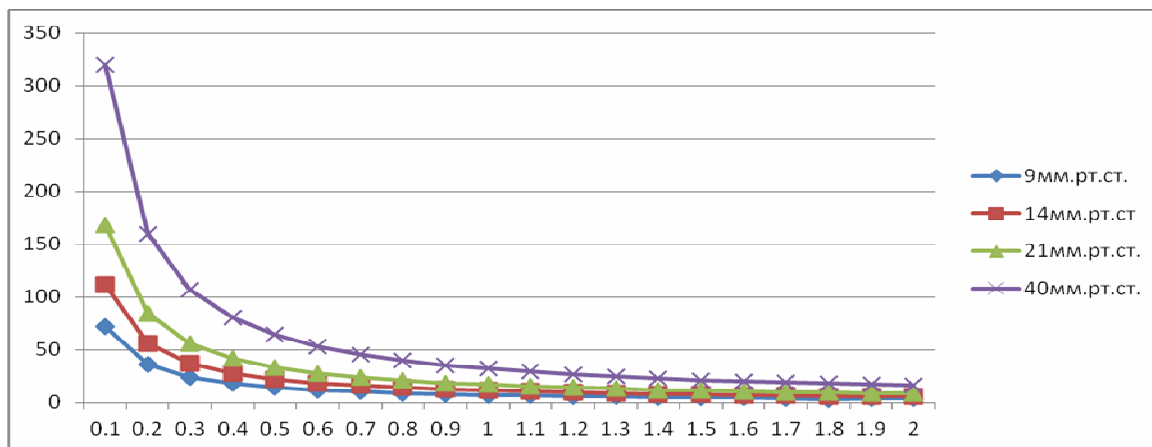


Рис. 2. Залежність напруження оболонки заднього відділу ока від товщини, при радіусі кривизни 12 мм, для різних рівнів BOT: 9 мм. рт. ст., 14 мм. рт. ст., 21 мм. рт. ст., 40 мм. рт. ст.

Ключові слова: дитяча глаукома, внутрішньоочний тиск, напруження ока, дренажні пристрої.

Література

- [1] American Academy of Ophthalmology. Primary congenital glaucoma, by Robert A. Clark M.D. https://eyewiki.org/Primary_Congenital_Glaucoma Accessed February 2024.
- [2] Color Atlas and Synopsis of Clinical Ophthalmology -- Wills Eye Institute -- Glaucoma (Wills Eye Institute Atlas Series) Part of: Wills Eye Institute Atlas (4 books) [by Douglas J. Rhee] Aug 12, 2012.
- [3] R. A. Tkachuk and O. P. Yanenko, “ Features of testing and selection of implant-valves to reduce intraocular pressure”, *Вісник КПІ «Радіотехніка. Радіоапаратобудування»*, т. 816 с. 65-71, 2020.
- [4] Авдонин, А. С. Прикладные методы расчета оболочек и тонкостенных конструкций / М: Машиностроение, 1969. – 405 с.
- [5] А. Ткачук, “Моделювання процесу транспортування внутрішньоочної рідини в дренажних системах при глаукомі”, у *Всеукр. СНТК «Природн. та гуманітарні науки. Акт. питання»*, Тернопіль, Україна, 23–24 трав. 2024. ТНТУ, с. 24.

УДК 612.2

СИСТЕМА КИСНЕВОЇ ПІДТРИМКИ ФУНКЦІОНУВАННЯ ОРГАНІЗМУ ЛЮДИНИ

Шуляк О. П., Ярош Д. Г.

Національний технічний університет України

"Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського", Київ, Україна

E-mail: shulyak.alex.47@gmail.com, dyarosh-ee24@iit.kpi.ua

Загальною спрямованістю роботи є удосконалення технічного обладнання та будови систем кисневої підтримки здійснення організмом людини однієї з важливіших функцій забезпечення життєдіяльності організму людини, а саме функції дихання в умовах виникнення явища гіпоксії.

Гіпоксія в організмі людини є явищем недостатнього отримання його органами і системами потрібного кисню для свого функціонування, яке може

спричиняти важкі і навіть критичні стани у життєдіяльності людини, які вона навіть не може здолати самотійно і потребує термінової, а інколи навіть довготривалої кисневої допомоги для подолання цієї проблеми. Метою кисневої підтримки є виведення організму на нормальний рівень отримання кисню від навколишнього середовища. Гострий респіраторний дистрес синдром (ARDS) є важливою проблемою в сучасній медицині.

У роботі розглядається побудова системи, яка функціонує в автоматизованому режимі. У разі неважких станів організму людини передбачається здійснення функцій оператора цієї системи самим пацієнтом.

Система кисневої підтримки розглядається як складна система, до складу якої відносяться елементи організму людини, що беруть участь у постачанні кисню до усіх органів і систем, які є кінцевими споживачами кисню, у тому числі усі внутрішні органи, зокрема нервова система, у тому числі, головний мозок, а також серце, система травлення, уся м'язова система опорно-рухового апарату та інші елементи організму.

У доповіді розглядається побудова зазначеної системи і як один з результатів – її функціональна схема. У роботі визначені основні тракти, канали та вузли цієї системи. Основними компонентами системи кисневої підтримки вважаються зазначений вище організм людини, джерело кисню, елементи підтримки штатного режиму його роботи, вузли регуляції та подачі кисне-збагаченої суміші газів до організму людини.

Джерелом кисню є кисневий концентратор з елементами підтримки штатного режиму його роботи. У якості вузла регулятора подачі кисню використовується готовий виріб медичної техніки з соленоїдним електромагнітним клапаном, який управляється сигналом, що формується програматором кисневої підтримки. Цей програматор реалізує алгоритм кисневої підтримки функціонування організму людини згідно з одним із діючих клінічних протоколів медичної практики щодо вирішення такого питання.

Програма подачі кисню передбачає поділ всього часу сеансу підтримки на трьоххвилинні інтервали, наприкінці яких вибирається інтенсивність подачі кисню у подібному наступному інтервалі. Така інтенсивність може бути збільшеною, незміненою або зменшеною і вибір цього програматором здійснюється автоматично, незалежно від дій оператора і залежить від сатурації в організмі пацієнта. Рівень насиченості киснем крові у цьому разі контролюється каналом пульсометрії системи, пульсоксиметром, як її основним елементом.

Канал оксиметрії пульсоксиметра контролює рівень насиченості киснем крові у капілярній системі папілярної фаланги пальця пацієнта і ця система складається з капілярів як з артеріальною, збагаченою киснем кров'ю, так і з бідною на кисень у крові венозною частиною цих капілярів. Отже цим приладом сприймається середній рівень концентрації в артеріях і венах. Пульсоксиметром є готовий медичний прилад. Використання результатів

вимірювання частоти серцевих скорочень з цього приладу для регуляції інтенсивності подачі кисню у цій роботі не розглядаються.

Отриманий сигнал рівня SpO_2 від пульсоксиметра подається на програматор кисневої підтримки, який перетворює його у потрібний сигнал управління виконуючим механізмом регулятора подачі кисню.

Для врахування фактору часу у реалізації програми кисневої підтримки організму людини передбачено включення до складу системи канал вимірювання часу кисневої підтримки. У складі цього каналу передбачені формувач міток часу та лічильник їх кількості за принципом таймеру налаштованого на інтервали часу у три хвилини. Трьоххвилинні мітки подаються безпосередньо на програматор кисневої підтримки і сприймаються ним як команди для визначення режиму подальшої кисневої підтримки організму людини.

Безпосереднім елементом комунікації між системою постачання кисню та організмом людини у запропонованих рішеннях є киснева медична орально-назальна маска, використання якої багаторазово перевірено медичною практикою. Це – звичайна маска з впускним і випускним клапанами, в якій можна дихати атмосферним повітрям і у той же час постачати в організм людини киснево збагачену суміш. Ця маска простіше за маски сіпап та біпап типів і до неї передбачені розповсюджені готові з'єднувальні трубки для підключення до джерел кисню.

Основними функціями оператора кисневої підтримки функціонування організму пацієнта у роботі вважаються: розміщення пацієнта та встановлення устаткування, запуск програми кисневої підтримки, контроль виконання програми, зупинення програми підтримки. Для забезпечення його роботи передбачені панель вмикання каналу часу у роботу та його виключення, а також системи індикації та реєстрації поточного часу t , SpO_2 та ЧСС.

Обговорюється питання створення макету цієї системи.

Ключові слова: гіпоксія в організмі людини, система кисневої підтримки, функціональна схема, програматор подачі кисню.

UDC 004.891.3 + 616.1

DETECTION AND ELIMINATION OF NOISE IN LOW-DOSE LUNG COMPUTED TOMOGRAPHY USING NEURAL NETWORK METHODS

Serdiuk O., Stelmakh N.

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

E-mail: alexandraserdyuk1@gmail.com, n.stelmakh@kpi.ua

INTRODUCTION

In modern medical diagnostics, particularly in the field of computed tomography, the accuracy and reliability of obtained images are of paramount importance. However, the process of detecting pathologies, especially in low-dose lung computed

tomography, is often complicated by noise, which can arise from various sources including electronic noise in the device, patient motion during scanning, and physical factors such as photon distribution in tissues. These noises can lead to a reduction in the quality of obtained images and complicate their interpretation by medical professionals.

As a result, there is a need for the development of effective noise reduction methods and improvement of image quality.

For the detection and removal of noise in low-dose lung tomography images, various approaches can be employed, including signal processing, filtration, and the utilization of pretrained neural networks. It is important to consider the specific characteristics of the noise present in the particular images and select appropriate methods for its removal with minimal impact on the informational value of the CT images.

One of the potential solutions is to utilize neural networks, which can be trained to recognize noise patterns in CT images and automatically correct them. This approach can help improve the quality of the obtained images and reduce the impact of noise on diagnostic outcomes. However, this approach requires a large amount of data to train effective neural network models. Therefore, the task of searching for optimal neural network structures for the detection and removal of various types of noise in low-dose CT images remains relevant [1].

MATERIALS AND METHODS

Various methods and approaches can be employed for detecting and removing noise in low-dose lung tomography images. Image filtering, involving the use of classical filtering methods such as median filtering, Gaussian filtering, or mean filtering, is one approach for reducing noise in images. Statistical processing, which entails the use of statistical methods like image stacking or statistical models for noise detection and removal, is another approach. Utilizing trained neural networks for automatic noise detection and removal on images is also feasible. These may include convolutional neural networks, autoencoders, or generative adversarial networks (GANs).

Multimodal processing, which utilizes additional sources of information such as data from other types of imaging modalities (e.g., X-ray tomography) or clinical data, for noise detection and removal. Adaptive methods, which dynamically adjust image processing parameters based on the characteristics of the specific image and scanning conditions. These methods can be used individually or in combination to achieve optimal results in noise detection and removal in low-dose lung tomography images.

Currently, there are many researchers investigating the detection and removal of noise in CT images and the impact of X-ray radiation on the human body.

Typically, the noise distribution in CT images is considered a combination of Poisson quantum noise and Gaussian electronic noise. However, noise in reconstructed images is complex, and its distribution is always uneven [2].

A common method for noise reduction is filtration. However, this is not entirely

accurate and is a complex task. Recently, deep learning methods have shown their advantages in denoising images. Various denoising models based on convolutional neural networks (CNNs) with different network architectures have been proposed for low-dose CT noise reduction, including 2D CNNs, 3D CNNs, residual encoder-decoder CNNs, and cascaded CNNs [3].

Additionally, a network-based method for noise reduction has been proposed using high-level feature refinement and multi-scale dynamic convolution to mitigate noise. This dual-network structure comprises a feature refinement network (FRN) and a dynamic perception network (DPN). The FRN extracts features from different levels through residual dense connections. Hierarchical high-level information is conveyed to the DPN to enhance low-level representations. In the DPN, the functions of the two networks are combined by the attention of local channels to allocate attention in different areas and better process delicate CT image tissues. Furthermore, dynamic extended convolution with multi-branch and multi-scale receptive fields enhances the expressions and processing capabilities of the noise reduction network [4].

It is worth noting that there is a category of patients, mainly elderly individuals and smokers, for whom low-dose CT is recommended instead of conventional X-ray examination for annual monitoring and timely detection of pathologies at early stages. Among the various methods, one of the most popular and straightforward approaches to reducing the impact of radiation on the body is to decrease the X-ray radiation dose by reducing the exposure time and lowering the working current of the X-ray tube. Minimizing X-ray radiation exposure is a critical requirement for patient safety. This necessitates the improvement of existing methods and the development of new approaches to reduce radiation dose. However, this can also lead to increased noise in the obtained images, complicating their interpretation [5].

CONCLUSION

As a result of the conducted review and analysis, it was found that the use of neural networks for noise reduction in CT images holds promise, but there are still several unresolved issues. Noise in CT images can have various characteristics depending on the scanning conditions and device parameters. Developing universal algorithms that effectively work with different types of noise remains relevant. Additionally, the issue of noise variability should be addressed. Noise in CT images can manifest in different forms and intensities depending on scanning parameters and device characteristics. Developing neural networks that effectively handle various types of noise remains a challenge [6]. It is also worth noting that training neural networks for noise detection and removal may require a significant amount of high-quality data, which can be challenging to provide, especially for medical images where data access is limited due to confidentiality and security concerns. Maintaining contrast and detail is crucial; neural networks should remove noise without compromising contrast and detail in CT images, which is critical for accurate interpretation by medical professionals. Neural networks should consider the

geometric features of objects in CT images and preserve their structure during noise removal.

For practical application in medical practice, neural networks must be efficient and work fast enough to process images in real-time or during the analysis of large datasets.

Scanning individuals with low doses of radiation reduces the risk of developing cancer compared to conventional CT scans, but the resulting images often contain more noise, posing challenges for accurate diagnosis by radiologists. Therefore, finding ways to reduce noise in low-dose CT images while preserving key information is a relevant and valuable research endeavor.

Keywords: computed tomography, noise, image processing, image quality, artificial intelligence, neural networks.

References

- [1] О. Сердюк та Н. Стельмах, “Передумови створення автоматизованої системи аналізу рентгенографічних зображень органів грудної клітки”, у Зб. пр. XIX Всеукр. науково-практ. конф. студентів, аспірантів та молодих вчен. “Ефективність та автоматизація інж. рішень у приладобудуванні”, Київ, Україна. Київ: ПБФ, КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2023, с. 417–419.
- [2] J. Irvin, P. Rajpurkar, M. Ko et al., “CheXpert: A large chest radiograph dataset with uncertainty labels and expert comparison”, in *Proceedings of the AAAI Conference on Artificial Intelligence*, 2019, pp. 590–597.
- [3] S. Park, S.M. Lee, K.H. Lee and et al., “Deep learning-based detection system for multiclass lesions on chest radiographs: comparison with observer readings”, *European Radiology*, vol. 30, pp. 1359–1368, 2020
- [4] A. Steuwe, M. Weber, O.T. Bethge and et al., “Influence of a novel deep-learning based reconstruction software on the objective and subjective image quality in low-dose abdominal computed tomography”, *British Journal of Radiology*, vol. 94, p. 20200677, 2021.
- [5] M.L. Giger, “Machine learning in medical imaging”, *Journal of the American College of Radiology*, no. 15, pp. 512–520, 2018. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jacr.2017.12.028>
- [6] N. Stelmakh, I. Mastenko, O. Sulima and T. Rudyk, “Features of the implementation of computer vision in the problems of automated product quality control”, *Informatyka, Automatyka, Pomiar W Gospodarce I Ochronie Środowiska*, vol. 13, no. 1, pp. 38–41, 2023. DOI: <https://doi.org/10.35784/iapgos.3434>

УДК 004.9

КЛАСИФІКАЦІЯ МАГНІТОЕНЦЕФАЛОГРАМИ РУХУ КИСТІ ЗА НАПРЯМКОМ РУХУ З ВИКОРИСТАННЯМ НАПІВКЕРОВАНОГО НАВЧАННЯ, ЕНКОДЕР-ДЕКОДЕРНОЇ АРХІТЕКТУРИ ТА АЛГОРИТМІВ КЛАСТЕРИЗАЦІЇ

Хом'як А.С.

Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, Тернопіль, Україна

E-mail: andrii.khomiak@outlook.com

Напівкерована класифікація послідовностей з використанням енкодер-декодерної архітектури використовує поєднання розмічених та нерозмічених

даних для покращення точності класифікації. Такий підхід особливо корисний у випадках, коли отримання розмічених даних є дорогим або непрактичним - зокрема для даних магнітоенцефалограми (МЕГ).

Методологія впровадження напівкерованої класифікації складається з кількох ключових елементів. Початковий етап полягає в виборі архітектури моделі - для послідовностей використовують RNN, LSTM та Transformers [1-3]. Енкодер та декодер конфігуруються таким чином, що енкодер перетворює вхідні дані (в цьому випадку - сигнали МЕГ) в низькорозмірну репрезентацію, а декодер апроксимує оригінальні дані з цієї репрезентації (дивись рис. 1). Тренування такого автоенкодера допомагає енкодеру вивчити репрезентацію інформативних ознак вхідних даних без наявності додаткової розмітки. Точність відтворення вхідних даних є непрямою ознакою якості вивчених малорозмірних репрезентацій в енкодері.

Тренування енкодера і декодера



Рис. 1. Процес тренування енкодера та декодера

Окрім енкодера в напівкерованому навчанні застосовується компонент кластеризації, що використовує репрезентації вивчені енкодером для групування МЕГ сигналів в кластери, які можуть відповідати певному напрямку або шаблону руху кисті. Присвоївши сигналам, які належать до кластерів з відомою розміткою класів можна розширити обсяг даних, які може використовувати класифікаційна модель (дивись рис. 2).

Останнім етапом є класифікаційна модель що використовує попередньо натренований енкодер для виділення щільної репрезентації та “голову-класифікатор” і натренована на даних, розмічених завдяки кластеризації.

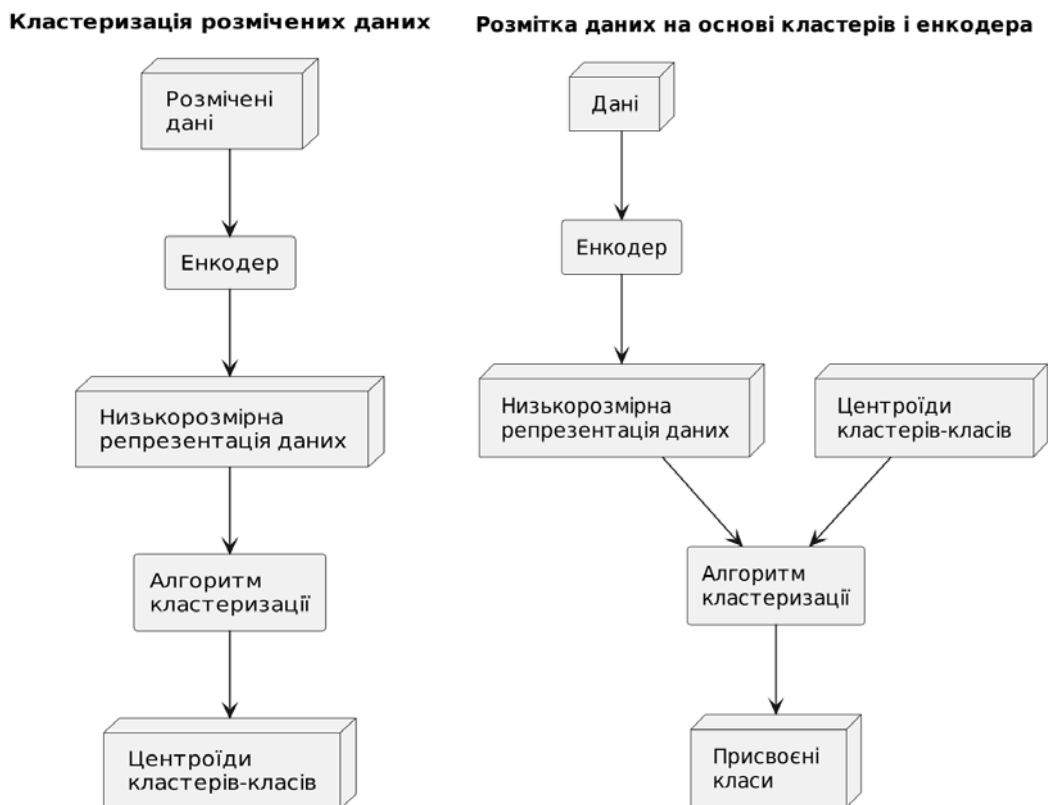


Рис. 2. Використання енкодера та алгоритму кластеризації для розмітки даних

Ключові слова: класифікація, часовий ряд, напівкероване навчання, автоенкодер, кластеризація.

Література

- [1] R. M. Schmidt, “Recurrent neural networks (rnns): A gentle introduction and overview”, arXiv preprint arXiv: 1912. 05911, 2019.
<https://doi.org/10.48550/arXiv.1912.05911>
- [2] F. A. Gers, J. Schmidhuber and F. Cummins, “Learning to forget: Continual prediction with LSTM”, *Neural computation*, vol. 12, no. 10, pp. 2451–2471, 2000.
- [3] A. Vaswani et al., “Attention is all you need”, *Advances in neural information processing systems*, vol. 30, 2017.

УДК 004.932:578.82

АВТОМАТИЗОВАНА СЕГМЕНТАЦІЯ ЗОБРАЖЕНЬ ДЛЯ ВИЗНАЧЕННЯ ЧИСЕЛЬНОСТІ КЛІТИН

¹⁾Сметюх М. П., ¹⁾Момот А. С., ^{1,2)}Соловійов С. О., ²⁾Трохименко О. П.

¹⁾Національний технічний університет України

«Київський політехнічний інститут ім. Ігоря Сікорського», Київ, Україна

²⁾Національний університет охорони здоров'я України ім. П.Л. Шупика, Київ, Україна

E-mail: msmetiuh@gmail.com

Культивування клітин *in vitro*, тобто в лабораторних умовах в пробірках, широко використовується в біотехнології, медицині та біології. Ці методи

уможливлюють клітинну біологію, вивчення клітинної відповіді на подразник чи токсин, а також допомагають в доклінічних випробуваннях лікарських препаратів. Найпоширенішим методом роботи з живими клітинами є їх вирощування у посудинах для культивування, здебільшого культуральних планшетах, в яких клітини утворюють моношар. Оцінку клітинного моношару проводять здебільшого візуально аналізуючи розмір, морфологію та кількість клітин. Найбільш очевидним характеристикою клітинної культури візуально є саме кількість клітин.

Одним з найпоширеніших методів визначення кількості клітин у культурі є відокремлення клітин від субстрату, ресуспендування їх і підрахунок вручну в камері Горяєва за допомогою мікроскопа [1]. Однак цей метод є трудомістким, затратний в часі і менш відтворюваним. Це пов'язано з тим, що результати можуть залежати від суб'єктивної оцінки дослідника і є неточними через ручний підрахунок клітин.

Іншим методом підрахунку клітин є проточна цитометрія за допомогою цитометру, яка має високу точність отриманих результатів, проте є більш дороговартісною та вимагає досвідчених фахівців для проведення дослідження та обробки даних [2].

На сьогоднішній день найбільш доступним та зручним у застосуванні є метод обробки зображень культур клітин, який ґрунтується на використанні програмного забезпечення для автоматизованого підрахунку клітин на основі зображень отриманих за допомогою мікроскопів [3].

Метою даної роботи є автоматизація процесу підрахунку клітин у клітинних культурах із використанням штучного інтелекту. Зокрема, моделі глибокого навчання останніми роками демонструють високу ефективність в задачах автоматизованої сегментації зображень [4].

В даній роботі використовувалися зображення перещеплюваної клітинної лінії фібробластів L-929, які були отримані під час дослідження цитотоксичної дії декаметоксину авторами [5]. Зображення клітин оброблялися за допомогою авторської програми, розробленої на мові програмування Python, з використанням нейронної мережі для сегментації зображень Cellpose, представленої в роботі [6].

Розроблене програмне забезпечення дозволяє в автоматизованому режимі проводити сегментацію зображень з мікроскопу. На виході нейронної мережі отримуються піксельні маски для кожної розпізнаної клітини. Таким чином, можна підрахувати як кількість виявлених на зображенні клітин, так і їхню піксельну площу. Порівнюючи отримані значення з контрольним зображенням можна проаналізувати які зміни відбулися в клітинному моношарі у відповідь на токсин.

Ефективність роботи нейромережевої моделі Cellpose залежить від двох основних параметрів – середнього піксельного розміру клітин та порогу розпізнавання. Розмір клітин визначається як середній діаметр окремої клітини

на зображенні, визначений в пікселях. Поріг розпізнавання впливає на те, який рівень достовірності розпізнавання буде використовуватися мережею для ідентифікації клітини. Чим менший поріг розпізнавання, тим більше об'єктів на зображенні буде виявляти мережа. Водночас, буде зменшуватись завадостійкість моделі та збільшуватись кількість хибних розпізнавань, коли сторонній об'єкт може бути сприйнятий як клітина. Для даного дослідження експериментально було встановлено оптимальний поріг розпізнавання клітин в межах 0,24-0,4 та розмір клітини – 60 пікселів.

Модель Cellpose демонструє достовірність сегментації на рівні 0,785 за показником AP@0.5 [6]. З рис. 1 помітно, що сегментація усіх зображень проведена якісно, з мінімальним захопленням неклітинних структур що дає змогу говорити про подальший точний підрахунок клітин на зображенні.

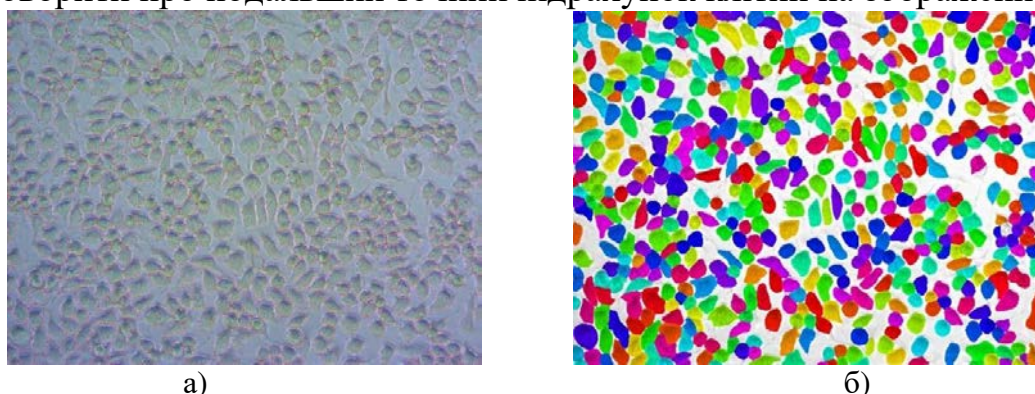


Рис. 1. Обробка зображення клітинного моношару за допомогою авторського програмного забезпечення: а)- початкове зображення; б) – сегментоване зображення

Обробка зображень клітин фібробластів лінії L-929 вказує на те, що зниження концентрації декаметоксину призводить до менш значних змін у структурі клітинного моношару. Це відображається у відносно меншій різниці у кількості клітин порівняно з контрольними зображенням, зі зниженням концентрації декаметоксину (табл. 1).

Проте, спостерігаються випадки, коли зменшення кількості клітин при зменшенні концентрації декаметоксину не відбувається лінійно. Це можна пояснити похибкою у визначенні початкової посівної концентрації клітин, яка була визначена за допомогою стандартного методу камери Горяєва, та специфікою росту культури, що на кінцеве обчислення не впливає.

Табл.1. Визначення кількості клітин за допомогою розробленої програми

Концентрація декаметоксину, мг/мл	Кількість клітин, n
Контроль	560
500,0	250
125,0	290
15,625	281
3,906	429

В цілому, автоматизація процесу обробки зображень культур клітин дозволяє точно та ефективно оцінити кількісні зміни в клітинному моношарі. Використання сучасних моделей глибинного навчання значно пришвидшує час проведення досліджень, усуваючи необхідність ручного підрахунку кількості клітин та пов'язані з цим суб'єктивні помилки. Розроблене та описане в цій роботі програмне забезпечення дозволяє автоматизовано виконувати сегментацію зображень клітин з мікроскопу, підраховувати їхню кількість та визначати піксельні розміри. Проведені експериментальні дослідження підтверджують високу ефективність використання моделі Cellpose в задачах автоматизації біомедичних досліджень. У подальшому необхідно отримати кількісні оцінки достовірності визначення кількості клітин на зображеннях із використанням розробленого програмного забезпечення.

Ключові слова: глибинне навчання, сегментація, культура клітин, L-929, декаметоксин.

Література

- [1] R. Biggs і R. L. Macmillan, «The Error of the Red Cell Count», *Journal of Clinical Pathology*, vol 1, no 5, pp 288–291, Лис 1948, doi: 10.1136/jcp.1.5.288.
- [2] J. P. Robinson, «Flow cytometry: past and future», *BioTechniques*, vol 72, no 4, pp 159–169, Квіт 2022, doi: 10.2144/btn-2022-0005.
- [3] M. Salvi, U. R. Acharya, F. Molinari, і K. M. Meiburger, «The impact of pre- and post-image processing techniques on deep learning frameworks: A comprehensive review for digital pathology image analysis», *Computers in Biology and Medicine*, vol 128, p 104129, Січ 2021, doi: 10.1016/j.combiomed.2020.104129.
- [4] I. O. Skladchykov, A. S. Momot, R. M. Galagan, H. A. Bohdan, і K. M. Trotsiuk, «Application of YOLOX deep learning model for automated object detection on thermograms», *Information extraction and processing*, vol 2022, no 50, pp 69–77, Груд 2022, doi: 10.15407/vidbir2022.50.069.
- [5] I. V. Semenyuta *et al.*, «Decamethoxin virucidal activity: in vitro and in silico studies», *Ukrainian Biochemical Journal*, vol 94, no 3, pp 81–91, 2022, doi: 10.15407/ubj94.03.081.
- [6] C. Stringer, T. Wang, M. Michaelos, і M. Pachitariu, «Cellpose: a generalist algorithm for cellular segmentation», *Nature Methods*, vol 18, no 1, pp 100–106, Січ 2021, doi: 10.1038/s41592-020-01018-x.

УДК 615.841:621.317.4

СИСТЕМА КЕРУВАННЯ АВТОМАТИЗОВАНИМ КОМПЛЕКСОМ УЛЬТРАЗВУКОВОГО ЗРОШЕННЯ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН

Терещенко М. Ф., Ківенко А. П.

Національний технічний університет України

"Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського", Київ, Україна

E-mail: agfarkpi@i.ua , nastiakivenko@gmail.com

Ультразвукова терапія (УЗТ) відкриває нові горизонти в сфері сучасної медицини, надаючи можливість профілактики та лікувати різноманітні захворювання за допомогою ультразвуку, поєднуючи механічний та тепловий

впливи з фізико-біологічною взаємодією з живою тканиною [1]. Однак, ефективність такого лікування в значній мірі залежить від параметрів ультразвуку, точності дозування лікувального розчину та регулювання параметрів ультразвукового розпилювача з підтримкою його стабільної роботи [2]. Неоптимальні параметри можуть призвести до органічних ушкоджень, недостатнього або надмірного зрошення, зміни температурного градієнту біосередовища, що, в свою чергу, може знизити ефективність терапії або спричинити суттєві ускладнення [3].

Саме тому, метою даної роботи є розробка та дослідження нової системи керування автоматизованим комплексом ультразвукового зрошення біологічних тканин. Ця система має на меті забезпечити точне та автоматизоване дозування лікувального розчину, регулювання параметрів ультразвукового розпилювача в залежності від індивідуальних особливостей кожного пацієнта та області лікування, а також контроль процесу ультразвукового зрошення в реальному часі [4].

Очікується, що результати цієї роботи допоможуть підвищити ефективність та якість ультразвукової терапії порожнинних органів, а також знайдуть застосування в різних галузях медицини, де потрібне ультразвукове зрошення біологічних тканин.

На сьогоднішній день ринок ультразвукових пристроїв пропонує великий асортимент моделей від різних виробників, що відповідають різним вимогам медичної галузі [5]. Однак, не всі з них включають в себе системи для автоматизованого керування процесом ультразвукового зрошення біологічних тканин.

Один з прикладів може слугувати ультразвуковий апарат Sonoca 185, який виробляється німецькою компанією “Soring GmbH. Це компактний ультразвуковий апарат, який підходить для використання в ультразвуковому очищенні ран. Його характеристики є наступними : він має 2 робочі частоти, а саме 25 та 35 кГц і обладнаний спеціальним роликовим насосом, який забезпечує постійну іригацію.

Таким чином, аналіз ринку сучасних систем УЗТ показує, що існує потреба в розробці вдосконалених системи керування (СК) автоматизованим комплексом ультразвукового зрошення біологічних тканин (АКУЗБТ), яка б забезпечувала точне та автоматизоване дозування лікувального розчину, регулювання параметрів ультразвукового розпилювача в залежності від індивідуальних особливостей кожного пацієнта та області лікування, а також контроль процесу ультразвукового зрошення в реальному часі. Така система могла б значно підвищити ефективність та якість ультразвукової терапії.

Розроблена система керування автоматизованим комплексом ультразвукового зрошення біологічних тканин має декілька переваг, які можуть робити її більш привабливою в порівнянні з іншими ультразвуковими пристроями. Система може адаптуватися до особливостей кожного пацієнта,

що дозволяє оптимізувати процес ультразвукового зрошення. Вона включає автоматичний дозувальний пристрій, який точно регулює подачу лікарського розчину. Результати роботи з цією системою відіграють важливу роль у розвитку сучасних медичних технологій та покращенні ефективності лікування різних захворювань.

Адаптивний алгоритм, наведений на рис.1, описує процес керування автоматизованим комплексом ультразвукового зрошення біологічних тканин. Він починається з отримання вхідних даних, які оптимізуються для подальшої обробки. Якщо система не в змозі оптимізувати інформацію, процес переходить до тестування системи, налаштувань і параметрів.

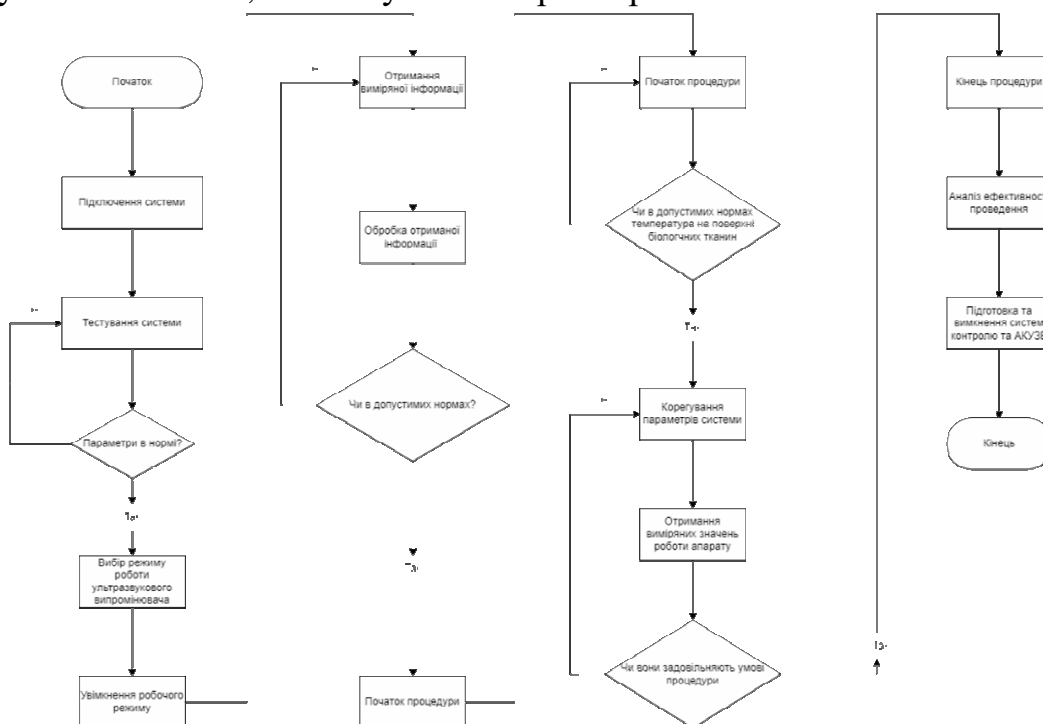


Рис. 1. Алгоритм роботи системи керування автоматизованого комплексу ультразвукового зрошення біологічних тканин

При позитивному результаті оптимізації, алгоритм переводить на етап головного процедурного блоку, де визначається можливість корекції параметрів системи для досягнення оптимального режиму роботи. У разі успіху система приступає до аналізу ефективності проведених процедур і попередньо оцінює результати. Залежно від результатів оцінки, процес може завершитися або повернутися до етапу корекції. Таким чином, алгоритм забезпечує ефективне керування системою зрошення. Цей алгоритм використовується для ефективного керування процесом ультразвукового зрошення біологічних тканин.

На рис. 2 зображена система керування автоматизованим комплексом ультразвукового зрошення біологічних тканин, запропонована та розроблена нами для лікування тканин лікувальним розчином.

Наша система керування складається з генератора ультразвуку 1 та акустичного пристрою 2, який є в корпусі 3 і оснащений електромеханічним перетворювачем 4. Еластична трубка 14, з'єднує осьовий канал 10 з одноразовим шприцом 15, підключається через спеціальний отвір 12, з'єднаний з механічним концентратором 8 і закріплений на корпусі 3 за допомогою тримача 20.

Тримач 20 має фіксуючу обойму і кільце 22 для корпусу 3 шприца 15. Частина хвилеводу 9 пристрою виконана у вигляді вісесиметричного виступу.

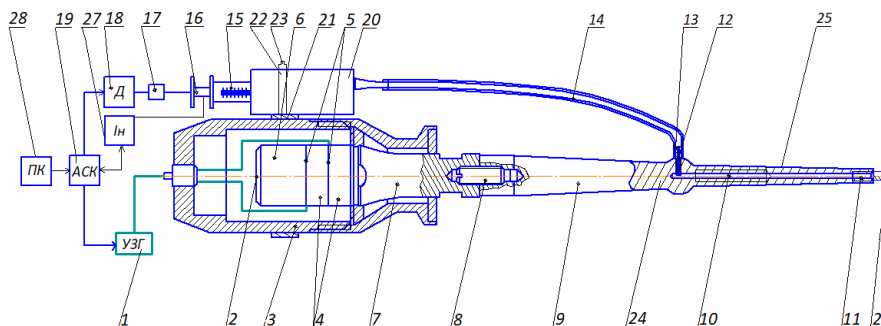


Рис. 2. Структурна схема системи керування автоматизованого комплексу ультразвукового зрошення біологічних тканин

В його центрі є отвір 12 для подачі і спеціально встановлений штуцер 13. До ультразвукового генератора 1 підключений реверсивний електродвигун 18 та автоматичний регулятор 19, який контролює обертання моторного приводу 18. Шток 16 шприца 15, який має подавати лікувальну рідину до хвилепровідного каналу 24 через гнучку трубку 14, регулює цей процес за допомогою черв'ячного гвинта 17. До штока 16 шприца 15 приєднані змінні вихідні наконечники 26 різної форми, панель керування 28 та дисплей 27.

Система керування автоматизованим комплексом ультразвукового зрошення біологічних тканин працює наступним чином. Після активації сигналу з пульта управління 28, автоматизована система керування (АСК) 19 відправляє сигнали до ультразвукового генератора (УЗГ) 1 та двигуна 18. Сигнал генератора 1 через акустичну систему 2, запускає електромеханічну систему з перетворювачами 4 і генерує коливання. Ці коливання передаються через випромінюючу прокладку і механічний підсилювач 7 до хвилеводу 24 і від основи наконечника 25 по хвилеводу 24 до вихідного наконечника 26. Наконечники 26 можна замінити. Рідина з ліків подається в канал 10 через отвір 12 і штуцер 13, та з'єднаний з еластичною трубкою і шприцом 15. В шприці знаходиться лікувальний розчин. Залежно від об'єму лікарського розчину, встановленого на пульта управління 28, система керування відправляє сигнал на реверсивний двигун 18, який обертає вал, з'єднаний з черв'ячком 17, що регулює рух штока 16. Шток 16 підключений до індикаторного пристрою, який відображає об'єм введеної речовини в хвилевідний пристрій. Частота коливань взаємодіє з розчином і перетворює її в дисперсну хмарку, яка виходить з

отворів змінних наконечників 26. Змінюючи тип та форму цих наконечників, хмарка розпилюваного розчину може ефективніше проникати в потрібні фізіологічні отвори людського тіла.

Результати цієї роботи відіграють важливу роль у розвитку сучасних медичних технологій та покращенні ефективності лікування різних захворювань. Ця система має великий потенціал для подальшого використання та розвитку в медичній галузі.

Ключові слова: автоматизована система керування, ультразвукова терапія, зрошення порожнин.

Література

- [1] М. Терещенко і А. Кирилова, “Оцінка впливу ультразвукового сигналу на біологічні тканини. Частина 1”, *Вісник НТУУ “КПІ”. Сер. Приладобудування*, № 39, с. 130–136, 2010. <https://ela.kpi.ua/server/api/core/bitstreams/a10e633d-3c2d-4d45-833e-f5cd0592a9ed/content>
- [2] P. Peng et al., “Design of an ultrasonic physiotherapy system with pulse wave feedback control”, *Technology and Health Care*, no. 25, p. 305–315, 2017. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/28582919/>.
- [3] І. Лупина, Т. Ключко і В. Скицюк, “Моделювання багатокритеріальної системи контролю роботи металообробного CNC-обладнання” *Bull. Kyiv Polytech. Inst. Ser. Instrum. Mak.*, вип. 61(1), с. 52–60, 2021. <http://visnykpb.kpi.ua/article/view/237095>
- [4] А. Кравченко і М. Терещенко, “Залежність параметрів проникнення фармакологічних препаратів у біологічну тканину від дії ультразвукових коливань різної інтенсивності”, *Вчені записки Таврійського національного університету ім. В.І. Вернадського*, т. 29(68), № 4, с. 61–66, 2018. https://www.tech.vernadskyjournals.in.ua/eng/journals/2018/4_2018/part_1/4-1_2018.pdf.
- [5] С. Матвієнко, “Determination of composition based on thermal conductivity by thermistor direct heating method”, *Eastern-European Journal of Enterprise Technologies*, no. 103, p. 19–29, 2020. https://papers.ssrn.com/sol3/papers.cfm?abstract_id=3701474.

УДК: 615.472:681.7.068

ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНІ ДОСЛІДЖЕННЯ ВПЛИВУ ФОКОНІВ НА ОДНОРІДНІСТЬ ВИХІДНИХ ОПТИЧНИХ ПОТОКІВ У КОРОТКИХ СВІТЛОВОДАХ ІЗ БАГАТОМОДОВИХ ОПТИЧНИХ ВОЛОКОН

¹⁾Холін В.В., ²⁾Войцехович В.С., ^{1,3)}Комарова О.С., ¹⁾Рева А.В. ¹⁾Чепурна Є.М., ⁴⁾Павлов С.В.,
³⁾Терещенко М.Ф.

¹⁾Приватне підприємство “Фотоніка Плюс”, Черкаси, Україна

²⁾Інститут фізики Національної академії наук України, Київ, Україна

³⁾Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені
Ігоря Сікорського», Київ, Україна

⁴⁾Вінницький національний технічний університет, Вінниця, Україна

E-mail: info@fotonikaplus.com.ua, valvvs55@gmail.com, komarova.olha@gmail.com,
agfarkpi@i.ua, psv@vntu.edu.ua

Одним із поширених способів лазерного впливу на тканину при проведенні терапевтичних, термотерапевтичних, фотодинамічних, хірургічних процедур у

лазерній медицині є дистанційна дія із застосуванням багатомодових волокон [1], [2], [3]. Діаметри світлових плям у зоні впливу протоковоно можуть становити десятки міліметрів. При цьому до світлової плями пред'являються особливі вимоги щодо його оптичної однорідності. Так рівномірна, достатньо просто розрахована, щільність потужності оптичного впливу дозволяє більш достовірно прогнозувати біологічні відгуки тканини (зокрема і віддалені у часі) у всьому поперечному перерізі під світловою плямою.

З точки зору геометричної оптики, для забезпечення однорідності світлової плями на поверхні необхідно розв'язати задачу рівномірності випромінювання при введенні у волокно [4]. При цьому на прямий торець оптичного волокна повинен падати конічний збіжний пучок променів, співвісний з віссю волокна, кутом конуса, рівним апертурному куту волокна і діаметром на торцевій поверхні, рівним діаметру серцевини волокна (рис.1). Усі промені в пучку (незалежно від кутової неузгодженості з віссю) повинні нести однакову енергетику.

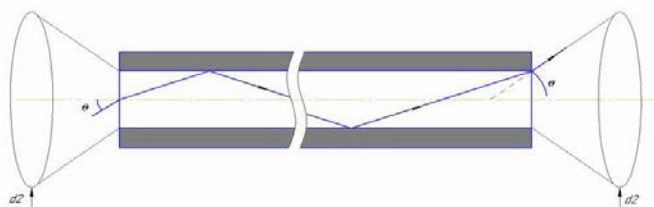


Рис. 1. Числова апертура волокна

Забезпечити подібне повне заповнення вхідного приймального конусу багатомодового оптичного волокна практично неможливо. Так діодні лазери мають емітери прямокутної форми та астигматизм діаграм спрямованості випромінювання, лазерам з округлим емітером властивий гауссовий розподіл інтенсивності тощо. Крім того, існують конструктивно-технологічні обмеження при реалізації вихідних каскадів лазерів.

Разом із тим, у випадку використання когерентних джерел, багатомодові волокна можуть пропускати випромінювання з певним набором власних мод, число яких залежить від діаметру волокна і довжини хвилі. Моді поширюються волокном із різними фазами. Інтерференція цих мод призводить до нерегулярної картини інтенсивності на виході волокна у вигляді так званого спекл-поля. Це суттєво погіршує рівномірність інтенсивності оптичного сигналу [5].

Кількість спеклів, присутніх у вихідній картині з волокна приблизно дорівнює кількості мод волокна, а сама картина дуже чутлива до будь-яких збурень, що змінюють фази мод.

Крім того, в інтерференційній картині поля волокна можуть бути присутні у вільному стані оптичні вихори. Як показано у низці робіт, спекл-картина в такому випадку видозмінюється і набуває вигляду кілець або спіралей, які, накладаючись на основну спекл-картину, призводять до її змін [6], [7]. Часто оптичні вихори виникають при опроміненні торця оптоволокна сфокусованим

лазерним пучком, центр якого зміщений щодо осі світловода на певну величину (спекл-картина у вигляді кілець), а оптична вісь пучка нахилена щодо осі оптоволока на кут в одній із площин (спекл-картина у вигляді спіралі) [8].

Однією із властивостей спекл-структури, що формується випромінюванням оптичних вихорів волоконного світловоду, є її обертання при переміщенні площини спостереження поблизу вихідного торця. На фазу оптичних вихорів, що поширюються світловодом, впливають вигини, стискування, подовження та інші впливи, включаючи зміни температури.

Все вищесказане підкреслює необхідність застосування певних заходів для оптимізації однорідності поперечного розподілу інтенсивності випромінювання (щільності потужності випромінювання) на виході багатомодових оптичних волокон та мінімізації залежності однорідності розподілу від зовнішніх чинників.

В роботі досліджувався вплив волоконних фоконних переходів (фоконів) між багатомодовими оптичними волокнами на однорідність оптичних потоків на виході коротких світловодів, сформованих цими волокнами. Фокони на оптичних волокнах виконувалися шляхом дугового зварювання волокон різних діаметрів та подальшої витяжки ділянки зварювання в дуговому розряді з метою забезпечення плавного (у вигляді усіченого конуса) переходу від більшого діаметра волокна до меншого (рис. 2).

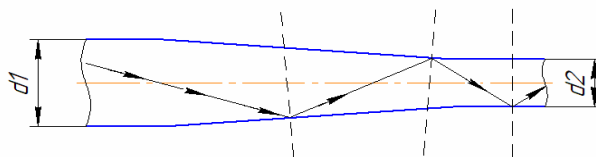


Рис. 2. Фоконний перехід між багатомодовими оптичними волокнами різних діаметрів

У світловодах досліджувалась рівномірність щільності потужності лазерного випромінювання на виході волокон меншого діаметра.

Шляхом переміщення приймального майданчика фотоприймача з діафрагмою малого діаметра вздовж діаметра кола в основі тілесного кута (рис.1), для світловодів були отримані набори значень потужності лазерного випромінювання, що пройшли через отвір діафрагми до приймального майданчика. Для проведення вимірювань було зібрано експериментальну установку (рис. 3).

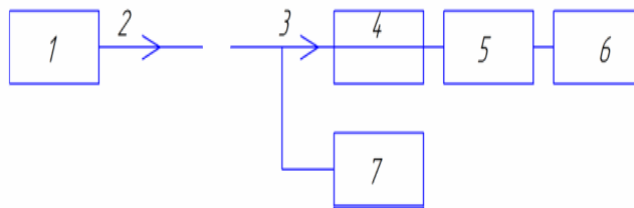


Рис. 3. Схема експериментальної установки: 1-лазерний випромінювач; 2-досліджуваний світловод; 3 – приймальне волокно; 4 – юстирувальний стіл; 5 - приймальна головка вимірювача потужності; 6 – блок індикації вимірювача потужності; 7-годинниковий індикатор

При вимірах використовувалося оригінальне джерело стабілізованого лазерного випромінювання з одноемітерним багатомодовим випромінювачем LD-520-1000 М (1, розміри емітера – 15х1 мкм, розбіжності швидкої та повільної осі – 46° та 11° відповідно). Вихідний потік лазерного випромінювання сформований 2-х лінзовим конденсором (вхідна лінза – діаметр 6 мм, фокус 4.5 мм, вихідна лінза – діаметр 8 мм, фокус 17.8 мм).

Конденсор поєднаний із блоковою частиною оптичного роз'єму SMA-905.

Оцінювалася однорідність оптичних потоків на виході чотирьох світловодів (рис.4).

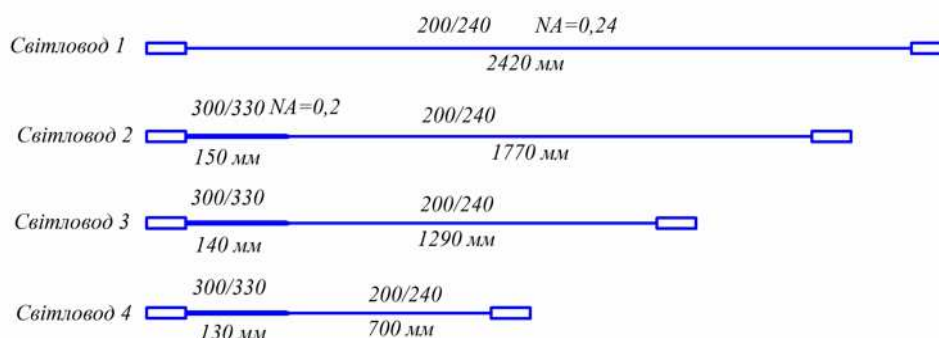


Рис. 4. Схематичне зображення світловодів, які використовувалися для оцінювання однорідності оптичних потоків на їх виході

Оптичні волокна, що використовуються в світловодах, мали виконання кварц-кварц ступінчасте. Всі 4 світловоди оконцовані з 2 сторін конекторами SMA-905. З метою забезпечення мінімальних кутових перекосів волокон щодо базової поверхні в конекторах використовувалися керамічні ферули.

Світловоди 2 – 4 були отримані шляхом зменшення довжини вихідного світловода 1 та зварювання з коротким відрізком волокна більшого діаметру. Довжини оптичних волокон для всіх світловодів вибиралися за критерієм максимально ефективного подальшого використання.

Конектори світловодів 1 – 4 (2), які досліджувалися по черзі підключалися до вихідного оптичного роз'єму джерела лазерного випромінювання (1), причому у випадку світловодів 2 - 4 це був конектор з волокном більшого діаметра (300/330 мкм).

Світловоди, які досліджувалися (2) при вимірах були витягнуті (не мали різких загинів малих радіусів). Значення потужності лазерного випромінювання на виході світловодів, які досліджувалися, контролювалися вимірювачем потужності «OPHIR NOVA II» (6) і були однакові.

Приймальне волокно (3, полімер СК-30, діаметр 750 мкм) фіксувалося на майданчику трикординатного юстирувального стола (4) і виконувало роль діафрагми приймальної головки «OPHIR NOVA II S/N881032» (5) вимірювача потужності «OPHIR NOVA II» (6).

Відстань між вихідним торцем досліджуваного світловода (2) і вхідним торцем приймального волокна (3) забезпечувала діаметр світлової плями

лазерного випромінювання на виході з досліджуваного світловода (2) в площині переміщення приймального волокна (3), близько 20 мм.

Покрокове переміщення приймального волокна (3) в межах світлової плями фіксувалося за допомогою упору робочої частини годинникового індикатора (7) (ІЧ-1) в рухому плиту юстирувального стола (4).

У всіх проміжних положеннях приймального волокна (3) вимірювачем потужності (6) реєструвалася потужність оптичного випромінювання.

У спрощеному вигляді зону вимірів показано на рис. 5. Графічні залежності змін оптичної потужності при переміщенні приймального волокна (3) вздовж діаметра світлової плями для всіх досліджуваних світловодів наведено на рис.6.

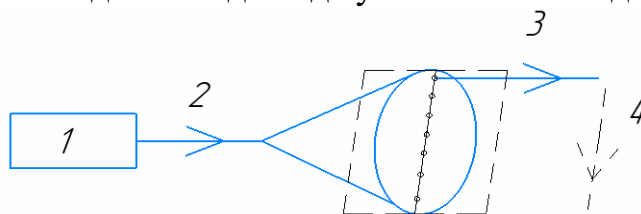


Рис. 5. Спрощений вигляд зони вимірів

Наочно видно різницю у поведінці кривих для світловодів 2 – 4 (з фоконом) та кривою для світловода 1 (без фокону). Значення потужності для світловодів з фоконами при наближенні до центру світлової плями (іншими словами, потужності в модах нижчих порядків) на 40 - 60% менше, ніж значення потужності для світловода без фокона в тих самих точках. Аналіз кривих 2 – 4 є досить складним в інтерпретації впливу довжини світловодів із фоконами на перерозподіл потужності між модами.

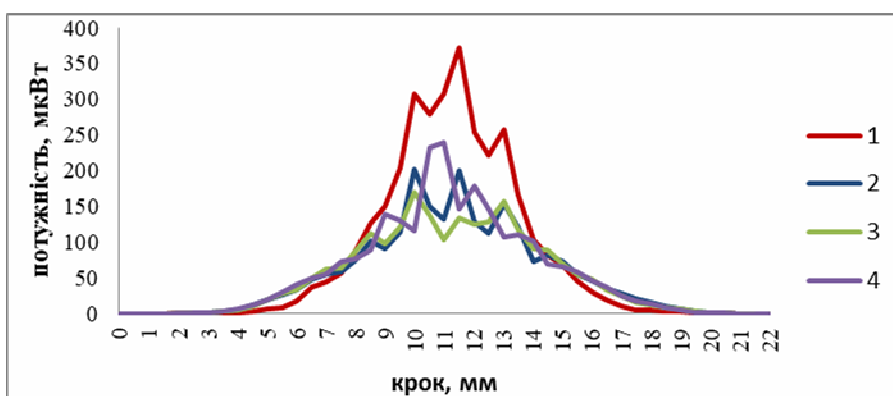


Рис. 6. Графік розподілу щільності потужності лазерного випромінювання на виході світловодів, які досліджувалися (світловоди 2 – 4 виконані з фоконним переходом)

Відмічені спотворення у вимірах (зменшення фіксованих значень потужності) по мірі віддалення від центру світлової плями. Ці ефекти викликані недостатністю величини апертури приймального волокна та обраною геометрією вимірювань.

Висновки

У контексті вирішення завдання підвищення однорідності світлових плям

запропонований спосіб реалізації світловодів показав свою ефективність, але потребує подальшої аналітичної та експериментальної підтримки.

Ключові слова: фокон, багатомодові волокна, світловод, однорідність світлових плям, спекл-картина, моди, лазерна медицина

ПОДЯКИ

Дослідження виконано за підтримки гранту Національного фонду досліджень України 2022.01/0135.

Література.

- [1] *Лазерна хірургія* : Матеріали науково-практ. конф. «Акт. питання застосування лазерів в медицині – 2020», м. Черкаси, 30–31 жовт. 2020 р., «Вертикаль», видавець С. Г. Кандич, 2021.
- [2] В.І. Пантьо та В.М. Шимон, Ред., *Лазерне випромінювання в клінічній медицині*. Черкаси: «Вертикаль», вид. ПП Кандич С.Г., 2010.
- [3] З.Ю. Готра, С.В. Павлов, З.М. Микитюк, С.М. Злепко, О.Є. Сушинський, Д.В. Вовкотруб та інш., *Лазерні медичні технології*. Вінниця: ВНТУ, 2017.
- [4] В.Б. Вейнберг та Д.К. Саттаров, *Оптика световодов*, 2-е из. Ленинград: Издательство "Машиностроение", 1977.
- [5] J.W. Goodman, *Speckle Phenomena in Optics: Theory and Applications*, Englewood, Colorado: *Roberts and Company Publishers*, 2007.
- [6] C. Xia, G. Tong, X. Zhao and J. Zhu, “Vortex mode excitation in a multimode fiber by the Laguerre-Gaussian laser beams”, *Optical and Quantum Electronics*, v.5, no. 8, p. 1-9, 2019.
- [7] A.W. Snyder, “Understanding monomode Optical Fibers” in *Proc. IEEE*, v.69, no. 1, 1981, pp. 6-14.
- [8] Du’a Alzaleq, «Optical fiber communication with vortex modes» in Dissertation Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements for the Degree of Doctor of Philosophy in Engineering at The University of Wisconsin-Milwaukee, May 2019. [Online]. Available: <https://dc.uwm.edu/etd/2038>. Accessed on: 10.04.2024.

УДК 615.47

АВТОМАТИЗОВАНЕ КЕРУВАННЯ АПАРАТОМ ЛАЗЕРНОЇ ТЕРАПІЇ

Слепчук В. С., Терещенко М. Ф.

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

E-mail: viktoria.slep4yk@gmail.com, agfarkpi@i.ua

Автоматизоване керування революціонізувало різні аспекти сучасних технологій, запропонувавши безпрецедентну точність, ефективність і безпеку. Серед численних застосувань автоматизації галузь медичної терапії виділяється помітно [1]. За останні роки інтеграція автоматизованих систем управління в медичні прилади значно підвищила ефективність і надійність терапевтичних процедур. Одним із таких досягнень є автоматизоване керування пристроями для лазерної терапії, що започаткувало нову еру точності та індивідуальності в медичному лікуванні [2].

Лазерна терапія, яка характеризується використанням концентрованих світлових променів для націлювання на певні тканини або клітини, стала універсальним і ефективним методом у різних медичних дисциплінах. Від дерматології до офтальмології, від онкології до фізіотерапії, лазерна терапія знаходить широке застосування для лікування різноманітних захворювань. Однак ефективність і безпека лазерної терапії вирішальним чином залежать від точності, з якою лазерний промінь доставляється до цільової тканини [3]. Саме тут автоматизовані системи управління відіграють ключову роль.

Автоматизуючи керування пристроями в лазерній терапії, досягається високий рівень точності та узгодженості при проведенні лікування. Автоматизовані системи забезпечують точний контроль над такими параметрами, як інтенсивність $I(t)$ випромінювання лазера, довжина λ хвилі, тривалість t і просторовий розподіл S , дозволяючи адаптувати протоколи лікування, оптимізовані для індивідуальних потреб кожного пацієнта [4]. Крім того, автоматизація мінімізує ризик людської помилки, забезпечуючи відтворюваність і стандартизацію результатів лікування.

У ході аналізу наявних автоматизованих систем, було створено нову удосконалену модель автоматизованого лазерного терапевтичного апарату [5]. На рис. 1. представлена структурно-функціональна схема лазерного терапевтичного апарату автоматизованого керування з декількома (у нашому випадку двома) джерелами лазерного випромінювання.

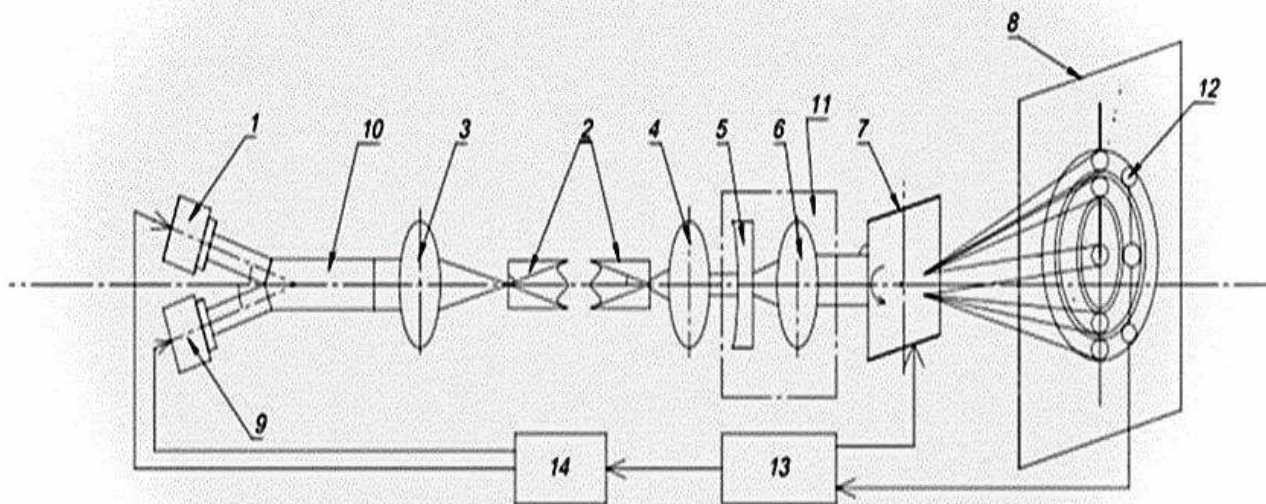


Рис. 1. Структурно-функціональна схема лазерного терапевтичного апарату автоматизованого керування.

Автоматизований терапевтичний лазерний апарат складається з джерела лазерного випромінювання, виконаного у вигляді лазера (лазер 1), і оптоволоконного світловода (2), що входить до складу оптоволоконного з'єднувача (10). Перша лінза (3) розташована між вихідним кінцем оптоволоконного з'єднувача (10) і вхідним кінцем світловода (2). Відстань між

першою лінзою (3) і вхідним кінцем світловода (2) навмисно менша за його фокусну відстань.

Після другої лінзи (4) послідовно встановлюється коліматор (11), що складається з розсіювальної лінзи (5) і лінзи (6) для створення пучка паралельних світлових променів. Усередині цього колімованого променя розташований дифракційний елемент (7), здатний регулювати кут α відносно оптичної осі та обертатися навколо неї. Слід зазначити, що опромінена поверхня біологічної тканини (8) характеризується окресленими ділянками світлових пучків, що представляють собою зони опромінення, що відповідають різним порядкам дифрагованих пучків: 0; +1; -1; +2; -2 і так далі. Ці зони корелюють з інтенсивністю дифрагованих пучків, позначених як I_0 , I_{+1} , I_{+2} , кожна з яких визначається частиною загальної інтенсивності потоку випромінювання, I_n . Крім того, для терапевтичних застосувань, що включають лазерне випромінювання з кількома довжинами хвиль, включені додаткові лазери (лазерні джерела) (9). Волоконно-оптичний з'єднувач (10) забезпечує введення лазерного випромінювання від лазерів з різною довжиною хвилі, полегшуючи опромінення багатовхвильовим випромінюванням. Датчики температури (12), розміщені в зоні опромінення біологічної тканини (8), пов'язані з блоком управління (13), який підключається до блоку живлення джерел лазерного випромінювання (БЖДЛВ) (14). Виходи БЖДЛВ (14) з'єднані як з лазером (1), так і з додатковим лазером (9), а блок управління (13) також пов'язаний з дифракційним елементом (7).

Алгоритм роботи таким апаратом:

Робота лазерного автоматизованого терапевтичного пристрою зазвичай включає кілька ключових етапів [6]:

1. Увімкнення живлення та ініціалізація: коли пристрій увімкнено, він проходить послідовність запуску, під час якої ініціалізуються внутрішні компоненти, зокрема лазерне джерело, схеми керування та будь-які компоненти інтерфейсу користувача, такі як дисплей або кнопки.

2. Налаштування пацієнта: користувач (як правило, медичний працівник) налаштовує пацієнта на лікування, переконавшись, що він займає правильне положення та вжито всіх необхідних заходів безпеки.

3. Вибір лікування: користувач вибирає відповідні параметри лікування на основі стану пацієнта та бажаного терапевтичного результату. Це включає вибір типу лазерної терапії (наприклад, лазерна терапія низького рівня, лазерна терапія високої інтенсивності), довжини хвилі, рівня потужності, тривалості та будь-яких інших відповідних параметрів.

4. Позиціонування та калібрування: для пристрою може знадобитися позиціонування та калібрування, щоб гарантувати, що лазер точно націлюється на призначену область лікування. Це може включати вирівнювання оптичних компонентів або використання вбудованих систем наведення для націлювання на конкретні анатомічні орієнтири.

5. Проведення лікування: після калібрування пристрою та встановлення параметрів лікування лазерна терапія доставляється пацієнту. Це може передбачати ручне наведення лазерного зонда або використання автоматизованих механізмів сканування для забезпечення рівномірного покриття зони лікування.

6. Моніторинг і налаштування: під час лікування пристрій може контролювати різні параметри, такі як температура тканин, тривалість лікування та реакцію пацієнта. На основі цього відгуку пристрій може автоматично регулювати параметри лікування або сповіщати користувача, якщо потрібне втручання.

7. Оцінка після лікування: після завершення сеансу лікування пристрій може надати відгук про ефективність лікування на основі попередньо визначених показників або даних користувача. Ця інформація може допомогти скерувати майбутні сеанси лікування та відстежувати прогрес пацієнта з часом.

8. Вимкнення: після завершення сеансу лікування пристрій проходить послідовність вимкнення, щоб безпечно вимкнути живлення внутрішніх компонентів і підготуватися до наступного використання.

Підсумовуючи, слід сказати, що інтеграція автоматизованого керування в пристрої для лазерної терапії є значним прогресом у медичних технологіях, пропонуючи точні й ефективні варіанти лікування різних станів. Завдяки використанню лазерних джерел, волоконно-оптичних світловодів і складних систем керування ці пристрої можуть надавати цілеспрямовану та індивідуальну терапію пацієнтам [7]. Включення температурних датчиків і дифракційних елементів додатково підвищує точність і ефективність лікування, забезпечуючи оптимальні результати при мінімізації ризиків [8]. Оскільки технологія продовжує розвиватися, автоматизовані системи керування в пристроях для лазерної терапії будуть відігравати все більш важливу роль у сфері охорони здоров'я, пропонуючи покращений догляд за пацієнтами та результати.

Ключові слова: лазерний терапевтичний апарат, автоматизоване керування, автоматизована система контролю, фізіотерапія, біологічна тканина.

Література

- [1] М.Ф. Терещенко, Г.С. Тимчик, О.Г.Ляшенко та О.С. Гнатейко, “Дослідження впливу лазерного випромінювання на температурні процеси в біологічних тканинах”, *Вісник НТУУ «КПІ». Серія Приладобудування*, №49, с. 153–158, 2015.
- [2] Optical-Thermal Response of Laser-Irradiated Tissue / ed. by A. J. Welch, M. J. C. van Gemert. Dordrecht : Springer Netherlands, 2011. URL: <https://doi.org/10.1007/978-90-481-8831-4> (date of access: 08.05.2024).
- [3] С.В. Павлов, В. Вуйцік, Р.Л. Голяка, Н.В. Тітова, Л.Є. Никифорова, О.Д. Азаров та О.С. Комарова, “Особливості проектування теплових сенсорів потоку біомедичного призначення”, *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*, т.44, №2, с. 66-81, 2022.
- [4] Г.С. Тимчик, В.І. Скицюк, М.А. Вайнтрауб та Т.Р. Клочко, Чутники електромагнітного випромінювання для біотехнічних досліджень. Київ, Україна: МП "Леся ", 2004.

- [5] В.В. Швидкий та М.Ф. Терещенко, “Динаміка змін параметрів лазерного випромінювання в біологічних тканинах”, *Вісник НТУУ «КПІ». Серія приладобудування*, т. 546 № 2), с.111- 117, 2017.
- [6] Г.С. Тимчик, А.М. Матвієнко, М.Ф. Терещенко та С.М. Матвієнко, “Вплив процесів конвекції в рідині на похибку вимірювання теплопровідності методом прямого підігріву термістора”, *Наукові вісті НТУУ «КПІ»*, № 4, с. 121–130, 2017.
- [7] W. Wójcik, S. Pavlov and M. Kalimoldayev, *Information Technology in Medical Diagnostics II*. London: Taylor & Francis Group, CRC Press, *Balkema book*, 336 Pages, 2019. <https://doi.org/10.1201/9780429057618>. eBook ISBN 9780429057618
- [8] С.В. Павлов, В.П. Кожем’яко, П.Ф. Колісник та ін., *Фізичні основи біомедичної оптики : монографія*, Вінниця : ВНТУ, 2010. – 155 с.

УДК 615.849.1

АЛГОРИТМ КЕРУВАННЯ АВТОМАТИЗОВАНОГО УЛЬТРАЗВУКОВОГО ТЕРАПЕВТИЧНОГО АПАРАТУ

Шалімов В. В, Терещенко М. Ф.

Національний технічний університет України

«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», Київ, Україна

E-mail: agfarkpi@i.ua , sova.vowa2015@gmail.com

Ультразвукові терапевтичні апарати (УТА) мають великий попит на ринку послуг охорони здоров’я та перспективи для розвитку в медичній практиці [1]. Використання УТА допомагає в пришвидшенні зрощування кісткових тканин, лікуванні поверхневих м’язів, лікуванні судинних порушень та багато іншого [2]. Саме тому потрібні системні алгоритми керування такими апаратами. Особливо ця потреба стосується автоматизованих ультразвукових терапевтичних апаратів (АУТА). Так як алгоритм буде відрізнятися в залежності від їх призначення, у цій публікації приведений розроблений алгоритм керування АУТА для визначення проникнення параметрів ліків в біологічну тканину [3].

Використання АУТА для введення ліків в біологічну тканину та визначення параметрів проникнення, по суті є неінвазійним методом введення препаратів у тканини тіла (ультрафонофорез), та з можливістю оцінки їх глибини проникнення, значно підвищує ефективність використання трансдермальних методів введення [4]. Проте, при цьому, потрібна досить висока точність при підрахунках та розрахунках глибини проникнення, щоб достовірно оцінити ефективність процедури та якість досягнутого в терапії [5]. Для розрахунку глибини розповсюдження ліків, при трансдермальному введенні, потрібно враховувати багато факторів які можуть впливати на цей процес та мати чіткий алгоритм керування для підвищення якості дослідження [6].

Такий алгоритм роботи спеціалізованого АУТА спочатку визначає формули для виміру значень глибини h та швидкості v дисперсії лікарського засобу в біологічну тканину (БТ) [7]. Значення дисперсії глибини h та швидкості v є

результатом вимірювання Δh та Δv , звертаючи увагу на всі ймовірні похибки, вади з розрахунками та інші невизначеності. При проведенні фізіотерапевтичної процедури важливим є і значення температур біологічної тканини до та після дії ультразвуку та зовнішнього середовища, тому для покращення точності обрахунків слід проводити вимірювання при визначеній температурі T біологічної тканини [8].

Визначення дисперсії D_1 глибини h проникнення лікарського засобу, без впливу ультразвуку (інтенсивність $I=0$), при визначеній температурі T_i виконується за формулою (1):

$$D_1 = S_1^2 = \frac{\sum_{(i=1)}^N (X_i - X)^2}{N_1 - 1} \quad (1)$$

де S_1 – середньоквадратичне відхилення виміряних значень глибини проникнення; N_1 – кількість дослідів; X_i – значення досліджуваного параметру виміряних значень глибини проникнення; X – середнє арифметичне виміряних значень глибини проникнення.

Тоді електрична провідність g БТ визначається як $g = \frac{l}{R * S}$, (2)

де l – довжина зразка, S – площа поперечного перерізу досліджуваного зразка, R – електричний опір біоструктури.

Електрична провідність g° , під час впливу ультразвуку, визначається за формулою (3):

$$g^\circ = \frac{l}{R * S} \quad (3)$$

Різниця електричної провідності Δg обраховується як (4):

$$\Delta g = g - g^\circ \quad (4)$$

Дисперсія $\overline{D_2}$ глибини проникнення лікарського засобу, під час впливу ультразвуку (інтенсивність $I \neq 0$), при визначеній температурі T_i визначається наступною формулою:

$$D_2 = S_2^2 = \frac{\sum_{(i=1)}^N (X_{i2} - X_2)^2}{N_2 - 1}, \quad (5)$$

де S_2 – середньоквадратичне відхилення виміряних значень глибини проникнення під час дії ультразвуку; N_2 – кількість дослідів під час дії ультразвуку; X_{i2} – значення досліджуваного параметру виміряних значень глибини проникнення під час дії ультразвуку; $\bar{X}_2$ – середнє арифметичне виміряних значень глибини проникнення під час дії ультразвуку.

Значення різниці дисперсії ΔD визначають за формулою (6):

$$\Delta D = D_1 - D_2 \quad (6)$$

Швидкість $\bar{V}$ зміни дисперсії визначається за формулою (7):

$$V = \Delta D / \Delta t, \quad (7)$$

Δt – значення часу зміни різниці дисперсій.

Електрична провідність g , без дії ультразвуку, визначається за формулою (2).

Таким чином по значенням різниці дисперсії $\Delta D(6)$ та швидкості V зміни дисперсії (7) і різниці електричної провідності Δg (4) визначається фізіологічний стан досліджуваної біологічної тканини.

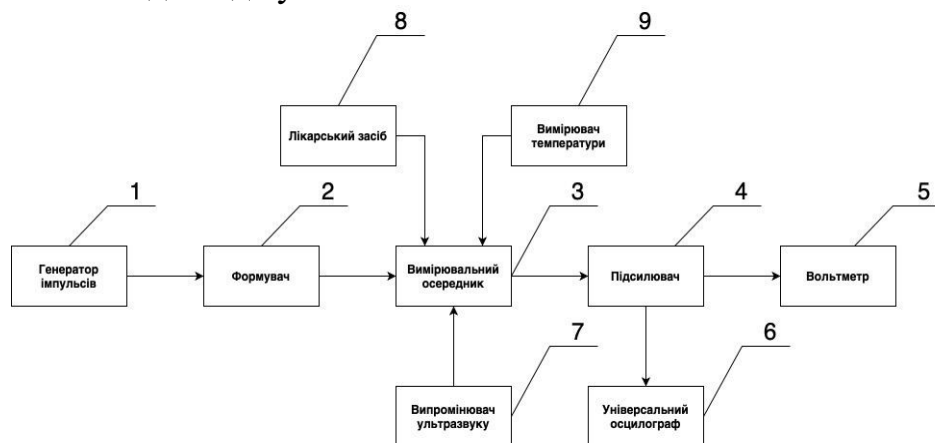


Рис. 1. Установа виміру параметрів проникнення ліків в біологічну тканину з АУТА

На схемі (рис. 1.) зображена блок-схема установки з АУТА, де: 1 – генератор імпульсів; 2 – формувач сигналу з комбінованими електродами; 3 – вимірювальний пристрій – осередок для біологічної структури; 4 – підсилювач; 5 – вольтметр; 6 – універсальний осцилограф; 7 – випромінювач ультразвуку АУТА; 8 – лікарський засіб; 9 – вимірювач температури.

Виходячи з цього, алгоритм роботи установки з АУТА бути виглядати наступним чином: лікарський засіб 8 наноситься на біологічну тканину (БТ) та вимірюється термодатчиком 9, для більшої точності обрахунків; електричний сигнал змінного гармонійного струму виходить з генератора імпульсів та подається на генератор сигналів 2, звідки згенерований сигнал йде до вимірювального осередка 3, в якому закріплена БТ та по ній протікає електричний струм. Підсилювач 4 підсилює й стабілізує вихідний сигнал. На вимірювальний пристрій-осередок 3 подається зондуючий струм, де відбувається вимірювання температури 9 і параметри струму, після чого сигнал підсилюється у підсилювачі 4 та подається до вольтметра 5, де визначається значення електричного опору та напруги. Осцилограф 6 вимірює амплітуду і фазу сигналу, а також фіксує його форму. Для збільшення точності, виміри глибина і швидкість проникнення препарату в БТ залежать від часу і температури біологічної тканини T_{oi} . Такий алгоритм роботи виконується під час дії ультразвуку на БТ та без дії ультразвуку. Це дозволяє виміряти ефективність дії ультразвуку. Вимірявши швидкість проникнення препаратів даним алгоритмом, АУТА можуть збільшувати, або зменшувати свою інтенсивність, в залежності від лікування та поставленої задачі.

Алгоритм, зображений на діаграмі, розпочинається з ініціалізації АУТА, де встановлюються початкові параметри для подальшої роботи. Після цього відбувається перевірка стану АУТА; якщо установка не працює, алгоритм переходить до етапу включення живлення і повторної перевірки стану. Це забезпечує, що установка з АУТА готова до роботи перед тим, як перейти до наступного кроку.

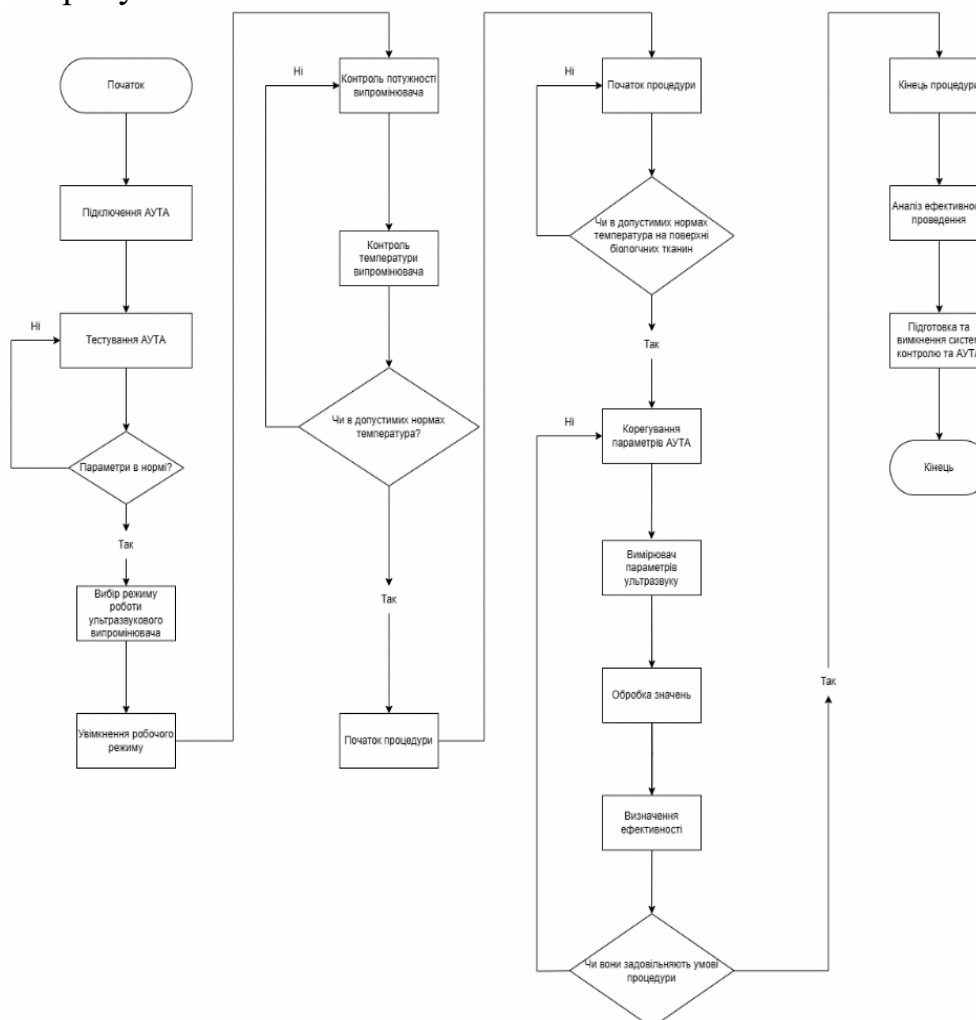


Рис. 2. Алгоритм роботи АУТА

У разі, коли установка з АУТА працює коректно, алгоритм переходить до контролю температурного режиму. Якщо умови в межах норми, температурний режим не змінюється. Проте, при виявленні проблем з температурою, запускається процедура корекції параметрів системи для підтримки оптимального режиму роботи, що включає регулювання температури для забезпечення стабільності та ефективності установки з АУТА.

Результатом дослідження даної публікації став алгоритм керування автоматизованого ультразвукового терапевтичного апарату. Було визначено основні формули для правильного, та більш точного виміру проникності ліків у БТ, що дозволяє точніше керувати установкою з АУТА. Запропоновано структуру для визначення глибини проникнення препаратів під дією

ультразвукового випромінювання. Розроблено алгоритм роботи АУТА для покращення ефективності та достовірності роботи.

Ключові слова: ультразвукова терапія, трансдермальне введення ліків, алгоритм керування автоматизованих ультразвукових терапевтичних апаратів.

Література

- [1] С. Б. Паньков та М. Ф. Терещенко, “Залежність параметрів проникнення фармакологічних препаратів у біологічну тканину від дії ультразвукових коливань різної інтенсивності”, *Вчені записки Таврійського національного університету ім. В.І. Вернадського. Серія: Технічні науки*, т. 29(68), №4, ч.1, с. 61-66, 2018.
- [2] L. Feng, M. Rajchl, J. White, A. Goela, and T. Peters, “Generation of Synthetic 4D Cardiac CT Images for Guidance of Minimally Invasive Beating Heart Interventions”, in *Information Processing in Computer-Assisted Interventions*, vol. 7915, pp. 11–20, 2013.
- [3] М.Ф. Терещенко та А.В. Кирилова, “Оцінка впливу ультразвукового сигналу на біологічні тканини. Частина 1”, *Вісник НТУУ “КПІ”. Сер. Приладобудування*, вип. 39, с. 130-136, 2010.
- [4] L. E. Dolotov, Y. P. Sinichkin, V. V. Tuchin, S. R. Utz, G. B. Altshuler, and I. V. Yaroslavsky, “Design and Evaluation of a Novel Portable Erythema-Melanin-Meter”, *Lasers in Surgery and Medicine*, vol. 34, pp. 127-135, 2004.
- [5] S. Matvienko, V. Shevchenko, M. Tereshchenko, A. Kravchenko, and R. Ivanenko, “Determination of composition based on thermal conductivity by thermistor direct heating method”, *Eastern-European Journal of Enterprise Technologies*, vol. 1/5 (103), pp. 19–29, 2020, doi: 10.15587/1729-4061.2020.193429.
- [6] W.-F. Cheong, S. A. Prahl, and A. J. Welch, “A Review of the Optical Properties of Biological Tissues”, *IEEE Journal of Quantum Electronics*, vol. 26, no. 12, pp. 2166-2185, 1990.
- [7] O. Yanenko, K. Shevchenko, T. Klochko, R. Tkachuk, and V. Kuz, “Computerized Radiometric System for Measuring Microwave Radiation of Biological Objects”, *CEUR Workshop Proceedings*, vol. 3628, pp. 483–490, 2023. Available: <https://ceur-ws.org/Vol-3628/short25.pdf>
- [8] “Enraf-Nonius Sonopuls 490”, *ManualsLib*. [Online]. Available: <https://www.manualslib.com/manual/1441190/Enraf-Nonius-Sonopuls-490.html>

УДК 615.849.11

АЛГОРИТМИ РОБОТИ КОМП’ЮТЕРНО-ІНТЕГРОВАНОГО УЛЬТРАЗВУКОВОГО БІОМЕДИЧНОГО КОМПЛЕКСУ

Дейнеко Б. С., Терещенко М. Ф.

Національний технічний університет України

«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», Київ, Україна

E-mail: bogdandeyneko08@gmail.com, agfarkpi@i.ua

На сьогодні в фізіотерапії використовується різноманітні методи та засоби ультразвукової терапії (УЗТ) [1-2]. Дозволяючи лікувати захворювання, такі як захворювання опорно-рухової системи, спортивні травми, ревматизм та інші, без необхідності хірургічного втручання, апарати ультразвукової терапії мають великий попит на ринку послуг охорони здоров’я та перспективи для розвитку в сучасній медичній практиці [3-4].

Основні напрями розвитку УЗТ включають в себе комп'ютерно-інтегровані технології, підвищення точності вихідних параметрів, адаптацію до пацієнта та автоматизацію [5].

Нами запропоновано інтегральне використання цих напрямів у розробці структури комп'ютерно-інтегрованого ультразвукового біомедичного комплексу (КІУБК), яке забезпечує мобільне автономне зовнішнє керування роботою комплексу (рис. 1).

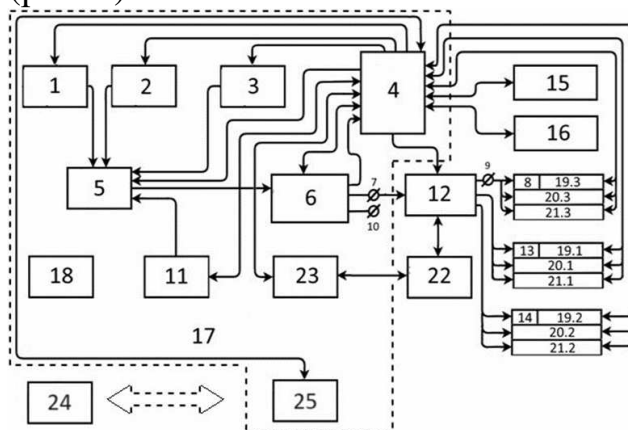


Рис. 1. Структурна схема КІУБК

На схемі (рис. 1.) зображена структурну схему КІУБК, де: 1 – блок фіксованих частот; 2 – варіатор частот і фаз сигналу; 3 – блок сигналів для електростимуляції; 4 – блок керування, контролю та індикації; 5 – блок комутації; 6 – підсилювач потужності (з нормалізатором амплітуди); 7 – роз'єму для підключення; 8, 13, 14 – ультразвукові випромінювачі; 9 – з'єднувальний кабель; 10 – роз'єму для підключення електродів електростимуляції; 11 – блок низькочастотних коливань; 12 – блок перемикачів; 15 – вимірювач коливань; 16 – вимірювач температур; 17 – електронний генератор; 18 – система живлення; 19.1-3 – тензометричні датчики; 20.1-3 – датчики тиску; 21.1-3 – датчики контролю акустичного контакту; 22 – блок порівняння; 23 – задатчик режимів; 24 – пульт дистанційного керування; 25 – система приймання та передачі сигналів.

Керування комплексом може здійснюватися за допомогою пульта дистанційного керування, який взаємодіє з системою приймання та передачі сигналів, що входить до складу електронного генератора [6].

Алгоритм роботи КІУБК (рис. 2) розпочинається з підключення до джерела живлення та активізації основних блоків апарату (мікропроцесорний блок керування, блок фіксованих частот, варіатор частоти і фази).

Ці блоки виконують наступні дії: запуск блоку фіксованих частот, запуск варіатора частоти і фази, генерація електричних сигналів на фіксованих частотах, генерація широкосмугових сигналів з випадковою частотою, фазою та амплітудою, формування генератора ультразвуку через керований підсилювач.

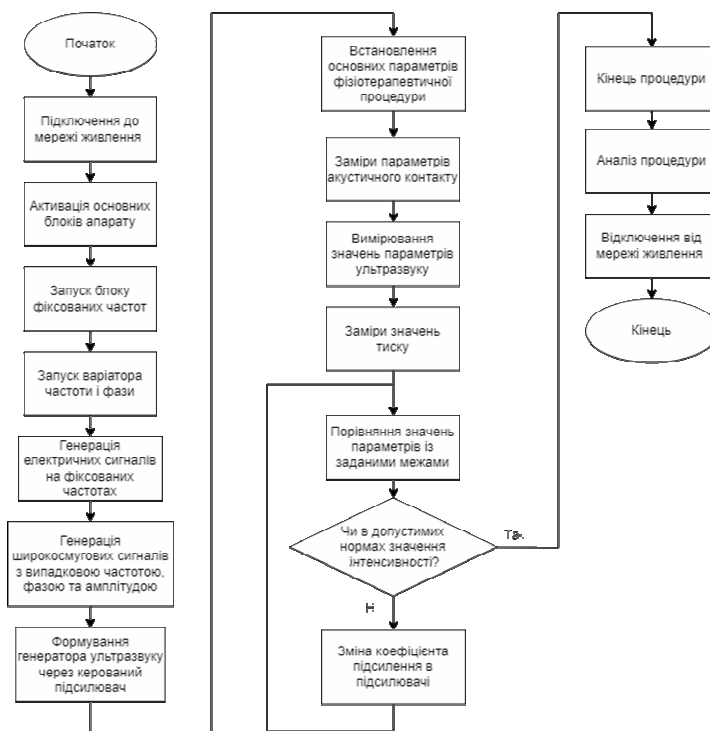


Рис. 2. Алгоритм роботи КІУБК

Наступним кроком є встановлення основних параметрів фізіотерапевтичної процедури – середнє (максимальне) значення I_{cp} (I_{max}) інтенсивності ультразвуку, значення потужності (тиску) P_{cp} (P_{max}), значення робочої частоти f , тривалості дії ультразвукового імпульсу Δt , його скважності, амплітуди коливань шару біологічної тканини A_{max} , температури T_{cp} (T_{max}) та її градієнтів ΔT .

Після, вимірюються значення параметрів акустичного контролю (21.1-3), ультразвуку (19.1-3) та тиску (20.1-3), перевіряється чи в допустимих нормах значення інтенсивності. У разі, коли значення інтенсивності недостатнє чи перевищує значення меж терапевтичних інтенсивностей, сигнал з блоку порівняння через блок перемикачів поступає на мікропроцесор блоку керування, контролю та індикації, де через виконавчі реєстри змінюється коефіцієнт підсилення в підсилювачі потужності, таким чином, щоб значення параметрів ультразвуку, що діє на біологічну тканину, було в заданих межах.

Важливими складовими роботи КІУБК є адаптація до конкретного пацієнта та врахування його фізико-фізіологічних особливостей – контроль параметрів температури біологічної тканини (БТ), акустичного контакту з БТ, реакції організму на дії ультразвуку [7]. Тензодатчики фіксують механічні коливання поверхні шкіри при проведенні фізіотерапевтичної процедури [8]. Особливістю даного комплексу є можливість одночасного проведення і електричної стимуляції з дією ультразвукових коливань [9].

Таким чином впровадження нового класу адаптивних фізіотерапевтичних систем – запропонованої структури комп’ютерно-інтегрованого ультразвукового біомедичного комплексу з гнучким алгоритмом роботи та

керування забезпечує підтримку заданих параметрів впливу ультразвуку з контролем фізико-біологічних складових пацієнта.

Ключові слова: автоматизація фізіотерапії, комп’ютерно-інтегрований комплекс, ультразвукові коливання, біосередовище, контроль параметрів температури і механічних коливань.

Література

- [1] M.F. Tereshchenko, H. S.Tymchyk, M.V. Chukhraiev and A.Iu. Kravchenko, *Ultrazvukovi fizioterapevtychni aparaty ta prystroi: monohrafiia*. Kyiv : KPI im. Ihoria Sikorskoho, Vyd-vo «Politekhnik», 2018. <http://ela.kpi.ua/handle/123456789/25501> (in Ukrainian)
- [2] С.Б. Паньков, М.Ф. Терещенко, “Залежність параметрів проникнення фармакологічних препаратів у біологічну тканину від дії ультразвукових коливань різної інтенсивності”, *Вчені записки Таврійського національного університету ім. В.І. Вернадського. Серія: Технічні науки*, т. 29(68), №4, ч.1, с.61-66, 2018.
- [3] A.V. Kyrylova, M. F. Tereshchenko, H. S. Tymchyk and V.Yu. Rudyk, “Alhorytm avtomatyzovanoho otsiniuvannia vplyvu ultrazvuku na biolohichnu tkanynu”, *Visnyk of NTUU “KPI”. Series Instrument Making*, vol. 5, pp. 98-102, 2013. (in Ukrainian)
- [4] L. Feng, M. Rajchl, J. White, A. Goela, T. Peters, “Generation of Synthetic 4D Cardiac CT Images for Guidance of Minimally Invasive Beating Heart Interventions”, in *Processing in Computer-Assisted Interventions*, 7915, 11–20, 2013.
- [5] М.Ф. Терещенко, А.В. Кирилова, “Оцінка впливу ультразвукового сигналу на біологічні тканини. Частина 1”, *Вісник НТУУ “КПІ”. Сер. Приладобудування*, т. 39, с. 130-136, 2010.
- [6] L.E. Dolotov, Yu.P. Sinichkin, V.V. Tuchin, S.R. Utz, G.B. Altshuler, and I.V. Yaroslavsky, “Design and Evaluation of a Novel Portable Erythema-Melanin-Meter”, *Lasers in Surgery and Medicine*, v. 34, p. 127-135, 2004.
- [7] S. Matvienko, V. Shevchenko, M. Tereshchenko, A. Kravchenko and R. Ivanenko, “Determination of composition based on thermal conductivity by thermistor direct heating method”, *Eastern-European Journal of Enterprise Technologies*, 1/5 (103), pp. 19–29, 2020. doi: 10.15587/1729-4061.2020.193429.
- [8] W.-F. Cheong, S.A. Pahl, A.J. Welch, “A Review of the Optical Properties of Biological Tissues”, *IEEE Journal of Quantum Electronics*, v. 26, no.12, p. 2166-2185, 1990.
- [9] O. Yanenko, K. Shevchenko, T. Klocho, R. Tkachuk, V. Kuz, “Computerized Radiometric System for Measuring Microwave Radiation of Biological Objects”, *CEUR Workshop Proceedings*, 2023, 3628, pp. 483–490. <https://ceur-ws.org/Vol-3628/short25.pdf>

УДК 681.2.082:615.849.19

ПЕРСПЕКТИВНІ МОДЕЛІ ОЦІНКИ ТЕМПЕРАТУРНОГО ВПЛИВУ ЛАЗЕРНОГО ВИПРОМІНЮВАННЯ НА БІОЛОГІЧНІ ТКАНИНИ

Пащенко Г. А., Терещенко М. Ф.

Національний технічний університет України

«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», Київ, Україна

E-mail: hlebpash@gmail.com, agfarkpi@i.ua

Дослідження впливу лазерного випромінювання (ЛВ) на біологічні тканини є актуальною та важливою задачею в медицині [1]. З кожним роком використання лазерних технологій в медицині вимагає більшого розуміння його

впливу на біологічні тканини для забезпечення ефективності та безпеки лікування [2]. Моделювання впливу ЛВ є потужним інструментом, що дозволяє аналізувати та прогнозувати аспекти взаємодії лазерного випромінювання з біологічними тканинами на рівні молекулярних, клітинних та тканинних процесів [3]. Що в свою чергу надає можливість попереднього моделювання впливу ЛВ під час процедур та хірургічних втручань. Ця робота присвячена дослідженню і моделюванню впливу ЛВ з метою покращення розуміння механізмів дії лазерної терапії та розробки ефективних методів лікування на основі отриманих даних. Такий аналіз сприятиме подальшому розвитку оптимального використання лазерних технологій в медицині. Однією з перспектив є оптимізації методів лікування за допомогою лазерної терапії [4].

Процес моделювання впливу лазерного випромінювання на біологічну тканину (БТ) має певні вимоги, адже під час моделювання необхідно враховувати не тільки зовнішній вплив на БТ, але й враховувати внутрішній процес такі як циркуляції кровотоку в судинах [5]. Тобто необхідно враховувати ще й показники температурних змін внутрішніх процесів [6]. Тому постає задача в моделюванні впливу ЛВ на зовнішній на внутрішній шари БТ [7]. На сьогоднішній день для оцінки змін параметрів тепло-масообміну при дії лазерного випромінювання на біологічні тканини використовуються моделі: Пеннеса, модельної схеми Арреніуса, Каттанео-Вернота, Монте-Карло та інші [8]. На даний час перспективною є модель, удосконалену польськими науковцями, яка враховує фазове запізнення поширення тепла в біологічній тканині у вигляді рівняння двофазного запізнення [9].

Рівняння двофазного запізнення можна представити у вигляді рівняння, що враховує затримки у передачі тепла між кров'ю та тканиною [10]:

$$\begin{aligned} C_e \left(\frac{\partial T_b}{\partial t} + \tau_e \frac{\partial^2 T_b}{\partial t^2} \right) + \epsilon \rho_b c_b u \cdot \nabla T_b = \\ = \Delta_e \nabla^2 T_b + \Delta_e \tau_T \frac{\partial}{\partial t} (\nabla^2 T_b) + \epsilon Q_{mb} + (1 - \epsilon) Q_{mt} + Q_{laser} \end{aligned} \quad (1)$$

В даному рівнянні *температура біологічного середовища* T_b є ключовими параметром. Під впливом факторів, таких як метаболічні джерела тепла крові Q_{mb} , джерела тепла тканини Q_{mt} та кількість теплоти зовнішніх джерел тепла Q_{laser} спостерігається зміна показників температури з часом. Ефективна теплопровідність Δ_e та ефективна теплоємність C_e визначаються властивостями матеріалів, що складаються з тканини та крові. Пористість ϵ відповідає за регулювання теплообміну між цими двома середовищами. Щільність крові ρ_b та питома теплоємність крові c_b надають змогу врахувати фізичні характеристики крові, що впливають на її здатність до теплообміну. В свою чергу, питома теплоємність тканини c_t демонструє здатність тканини до збереження тепла. Рух крові через тканини визначається швидкістю крові u , що впливає на розподіл тепла в організмі. Крім того, фазове відставання

теплового потоку τ_q та фазове відставання температурного градієнту τ_T враховують затримки у передачі тепла між кров'ю та тканиною.

Але дане рівняння не враховує, що біологічні тканини також мають схильність до поглинання лазерного випромінювання. На практиці залежно від типу біологічної тканини дану властивість можна реалізувати за допомогою коефіцієнта поглинання лазерного випромінювання μ_{env} .

Для більш точного моделювання необхідно прогнозувати і зміну цих складових. Таким чином було модифіковано рівняння двофазного запізнення (2) та отримано наступне рівняння:

$$C_e \left(\frac{\partial T_b}{\partial t} + \tau_e \frac{\partial^2 T_b}{\partial t^2} \right) + \varepsilon \rho_b c_b u \cdot \nabla T_b =$$
$$= \Delta_e \nabla^2 T_b + \mu_{env} \Delta_e \tau_T \frac{\partial}{\partial t} (\nabla^2 T_b) + \varepsilon Q_{mb} + (1 - \varepsilon) Q_{mt} + Q_{laser}$$
(2)

де μ_{env} - коефіцієнт поглинання лазерного випромінювання в біологічному середовищі.

Приведені параметри та рівняння забезпечують комплексний підхід до моделювання змін температури в біологічних системах, що дозволяє краще розуміти процеси теплообміну та їх вплив на організм з значною достовірністю промодельованих даних. Використання таких рівнянь допомагає значно покращити економічну складову в дослідженні та розробці нових методів лікування. А також надають можливість моделювання майбутніх ефектів впливу лазерного випромінювання на БТ в результаті діагностики, профілактики та лікування захворювань.

З використанням рівняння (2) в середовищі MATLAB проведено моделювання дії лазерного випромінювання з довжиною хвилі $\lambda = 940\text{nm}$ та потужністю 10 Вт на жирову $\mu_{жир} = 0,6378$ та м'язову тканину $\mu_{м'яз} = 0,4175$ в області 2х2 см протягом 30 секунд.

В ході моделювання отримано розподіл змін температури в жировій тканині, що зображено на рис.1. та в м'язовій тканині на рис.2.

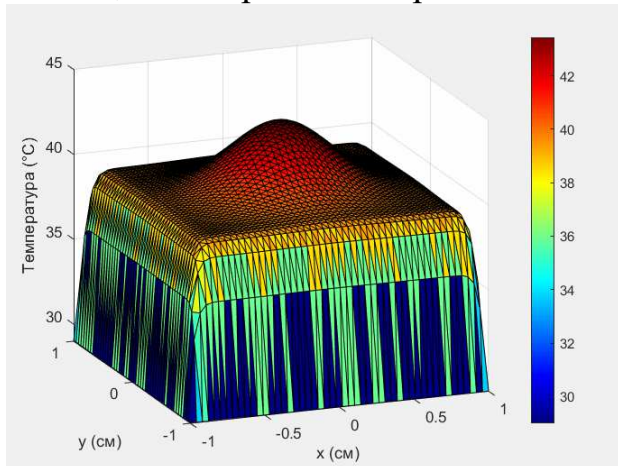


Рис.1. Зміна температур в жировій тканині

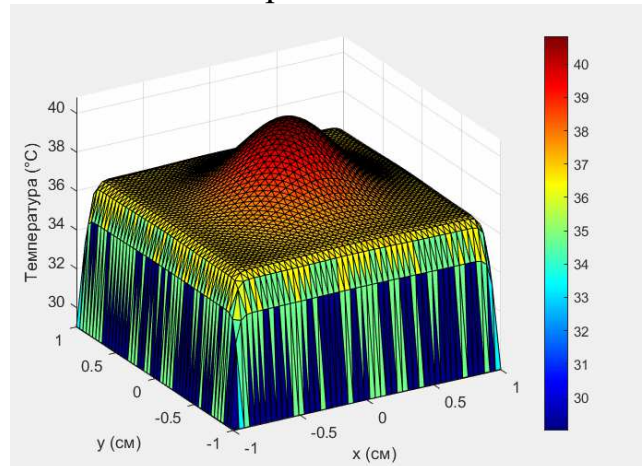


Рис.2. Зміна температур в м'язовій тканині

Встановлено, що після дії лазерного випромінювання на біологічні тканини зафіксовано зміну температурного режиму: жирова тканина - $33,76^{\circ}\text{C}$ - $43,44^{\circ}\text{C}$; м'язова тканина - $33,32^{\circ}\text{C}$ - $40,83^{\circ}\text{C}$.

Висновки

В результаті досліджень було зменшено недоліки існуючого рівняння двофазного запізнення (1). Отримані результати моделювання дали змогу оцінити зміну температурного режиму в біологічних тканинах. Встановлено, що при дії лазерного випромінювання протягом 30 секунд на БТ, зміна температурного режиму більша в жировій тканині ніж у м'язовій тканині на $2,61^{\circ}\text{C}$.

Крім того, застосування даного рівняння стане в нагоді при розробці нових технологій впровадження лазерного випромінювання у медичній сфері, а також значно підвищить ефективність і безпечність проведення досліджень та дії лазерного випромінювання на біологічних тканин.

Ключові слова: лазерне випромінювання, біологічні тканини, моделювання параметрів температури, комп'ютерне моделювання.

Література

- [1] М. Ф. Терещенко, Г. С. Тимчик, та І. О. Яковенко, "Біофізика: підручник", Київ, Україна: КПІ ім. Ігоря Сікорського, Вид-во «Політехніка», 2019.
- [2] A.J. Welch, J.C.Martin "Optical-Thermal Response of Laser-Irradiated Tissue", *Physics and Astronomy*, (R0), pp.958, 2016. doi: 10.1007/978-90-481-8831-4
- [3] Б. Баталія і М. Терещенко, "Моделювання розподілу температурних градієнтів при взаємодії лазерного випромінювання з біологічною тканиною", *Bull. Kyiv Polytech. Inst. Ser. Instrum. Mak.*, вип. 66(2), с. 93–99, Груд 2023.
- [4] D. J. Levy, S. J. Westra, J. Sayre, and C. Kimme-Smith, "Validation of volume flow measurements in blood vessels with quantitative color velocity imaging using a physiologic model of the circulation", *Academic Radiology*, vol. 3, no. 5, pp. 383-388, 1996. doi: 10.1016/S1076-6332(05)80669-5.
- [5] С. В. Павлов, Х. Р. У. Ровіра, В. В. Холін, Л. Є. Никифорова, М. Ф. Терещенко, і О. С. Комарова, "Імітаційне моделювання процесів міграції фотонів в біологічному середовищі", *Опт.-ел. інф-енерг. техн.*, вип. 46, вип. 2, с. 105–116, Груд 2023.
- [6] J.-I. Youn, D. M. Goodman, A. J. Welch, і Т. Е. Milner, "Non-contact measurement of thermal diffusivity in tissue", *Physics in Medicine & Biology*, vol. 46, p. 551, 2001.
- [7] Г. А. Пащенко та М. Ф. Терещенко, "Алгоритми керування комплексами лазерно-світлової терапії", у матеріалах II міжнародної науково-технічної конференції "Сучасні технології біомедициної інженерії", 17-19 травня 2023 р., ред. І. В. Прокопович та Н. В. Манічевої, Вінниця, Україна: ПП "ТД 'Едельвейс і К'", 2023, с. 152-156.
- [8] М. Singh, "Modified Pennes bioheat equation with heterogeneous blood perfusion: A newer perspective", *International Journal of Heat and Mass Transfer*, vol. 218, p. 124698, 2024.
- [9] F. de Monte and A. Haji-Sheikh, "Bio-heat diffusion under local thermal non-equilibrium conditions using dual-phase lag-based Green's functions", *International Journal of Heat and Mass Transfer*, vol. 113, pp. 1291-1305, 2017.
- [10] M. Jasiński, E. Majchrzak, and L. Turchan, "Numerical analysis of the interactions between laser and soft tissues using generalized dual-phase lag equation", *Applied Mathematical Modelling*, vol. 40, no. 2, pp. 750-762, 2016.

UDC 537.533.9

**STUDY OF THE INTERACTION OF CHALCOGENIDE FILMS OF THE AsS SYSTEM
WITH LASER RADIATION**

¹⁾ Soroka S., ¹⁾ Komanicky V., ²⁾ Yukhymchuk V.

¹⁾ Faculty of Science, Safarik University, Kosice, Slovakia

²⁾ V. Lashkaryov Institute of Semiconductor Physics, NAS of Ukraine, Kyiv, Ukraine

E-mail: sso-ua@ukr.net

The relevance of this problem is explained by the fact that the use of AsS chalcogenide films in modern electronics and optics, in photonics and photovoltaics, is a broad and promising direction. Understanding the mechanisms of their structure formation plays a key role in improving their properties and optimizing their use. Laser radiation and an electron beam can affect the structure of chalcogenide materials at the level of atoms and molecules, which opens up new opportunities for controlling of their properties and use in various areas of technology [1-3*]. The goal of scientific research is the need to study the effect of laser radiation and an electron beam on the change of the local structure in AsS chalcogenide films. The study of the effect of laser radiation and an electron beam on AsS chalcogenide films is important for the development of new methods of synthesis and processing of these materials, which can lead to the improvement of their quality and efficiency.

Properties of bulk samples and thin films of amorphous chalcogenide glassy semiconductors (GHS) depend on structural and compositional disorder [4-6*]. Thus, it is possible to adjust the properties of these materials in a wide range by adjusting the degree of disorder. Depending on the method of formation of chalcogenide films, there are significant factors that affect the degree of disordering of the deposited films. This feature distinguishes the synthesis method from the methods of PVD (PLD [7] and thermal evaporation [8]), CVD [9] and centrifugation [10], and the use of non-equilibrium plasma in the PECVD method [11].

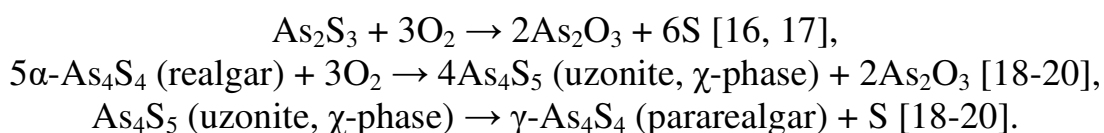
The properties of CGS films can be changed by external influences, for example, laser irradiation or heating/annealing in vacuum, in air, or an inert gas atmosphere. It was shown in works [11–14] that $As-S$ films demonstrate the ability to change their structural and optical properties under the influence of light, for example: photodarkening, photobleaching, photo crystallization, and other effects caused by rearrangements of the amorphous network.

To study the phenomena caused by electrons, As_xS_{100-x} films with $x = 0, 2, 4, 7, 9, 15, 20, 30, 40, 50, 60$, and 70 at% were used. These films were obtained by thermal evaporation of chalcogenide glasses of the same composition in vacuum on sapphire substrates with an average deposition rate of 10 nm/s. The thickness of the films was measured by the interferometric method. The thickness of the films was 3.0 ± 0.2 μ m. Freshly prepared films were used for our research. The composition of the deposited films was studied by energy-dispersive X-ray spectroscopy (EDX) [15]. Raman spectra were excited with $\lambda_{exc} = 457$ nm of solid-state laser and acquired using

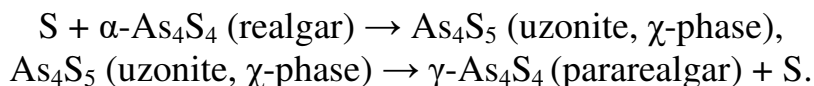
a single-stage spectrometer MDR-23 (LOMO) equipped with a cooled CCD detector (Andor iDus 420, UK). A spectral resolution of 3 cm^{-1} was determined from the Si phonon peak width of a single crystal Si substrate. The Si phonon peak position of 520.5 cm^{-1} was used as a reference for determining the position of the Raman peaks of the samples.

In our research, we determined the dependence of the effect of laser irradiation on the structural and photoluminescent properties of As-S films depending on the composition. All the original As-S films were amorphous. The laser action was carried out at a wavelength of 457 nm, which was focused on the sample by a lens with a numerical aperture of 0.9.

As mentioned earlier, an important feature of the As-S system is that they are subject to photoinduced changes under the influence of light. It was shown in works [11–14] that structural rearrangements in the As-S system depend on both the initial elemental composition and structure. Thus, in a number of works, the following mechanisms of transformations under the influence of light are proposed:



Due to the release of a sulfur atom (radical), the process can continue through a series of cyclic reactions in which the sulfur reacts again with a realgar molecule to form a pararealgar molecule, after which a new sulfur radical is formed to continue the process:



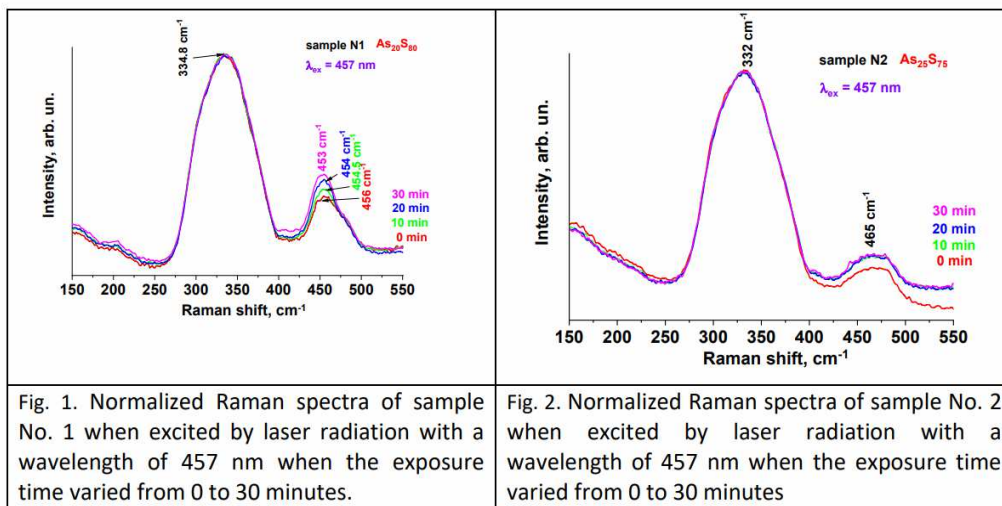
However, this type of reaction generally requires prolonged exposure to light from several hours to several days.

Work [21] shows that in the case when As_2S_3 films are a two-phase system, two types of phase transformations can occur during thermal annealing. Some transformations occur between different amorphous polymorphs, others are transformations from the amorphous state to the crystalline state. Also, the authors of [22] suggest that heating the film can lead to the "switching" of homopolar bonds As-As to heteropolar S-As-S, which explains the appearance of a crystalline phase of the realgar type.

According to works [23], As-S films can have photoluminescent properties, which are associated with the presence of crystalline micro- and nano-inclusions in amorphous films. However, our research showed that the original films did not have photoluminescence in the investigated wavelength range.

In our studies, continuous laser irradiation was used to modify the films. The authors of [24] claim that the maximum effects of light exposure are observed at wavelengths close to the edge of their own absorption. The wavelength of the modifying laser radiation of 457 nm (2.71 eV) used by us falls into the region of

intrinsic (fundamental/interband) absorption of As-S films, which should lead to maximum photoinduced effects in the material. We investigated As₂₀S₈₀ and As₂₅S₇₅ films by irradiating for 0-30 minutes and analyzing the Raman spectra in real time (Fig. 1, 2).



Analyzing the spectra, we can say that in the process of increasing the content of arsenic in As-S films, we observe a change in the type of basic structural units – from AsS_{3/2} pyramids to As₄S₄ molecules in the form of pararealgar, and then, with a further increase in As content, to As₄S₃ structures. The presence of As₄S₄ molecules in the form of pararealgar (which is a photoinduced form of realgar [18]) is most likely explained by the peculiarities of the synthesis method we use, namely the presence of a light source in the form of a plasma during the film formation process. During the research, the relationship between composition, structure and optical properties was revealed. The change in the composition of the films from As₂₀S₈₀ to As₂₅S₇₅ is accompanied by a change in the dominant structural units: from pyramidal AsS_{3/2} to cage-like As₄S₄ and As₄S₃, which causes a significant decrease in the band gap from 2.42 to 1.87 eV. It was established that modification with focused laser radiation (457 nm) leads to the formation of micro/nanocrystalline inclusions suitable for use in medicine, optoelectronics and integrated optics. The type of inclusions depends on the dominant structural units of the original films.

Keywords: chalcogenide films, modifying laser, micro nano inclusions, laser radiation

Literature

- [1] V. Bilanych, V. Komanicky, M. Kozejova, A. Feher, A. Kovalcikova, F. Lofaj, V. Kuzma, and V. Rizak, “Surface patterning of Ge-As-Se thin films by electric charge accumulation”, *Tin Solid Films*, vol. 616, pp. 86–94, 2016. [Online]. Available: <http://dx.doi.org/10.1016/j.tsf.2016.07.073>.
- [2] V. Kuzma, V. Bilanych, M. Kozejova, D. Hlozna, A. Feher, V. Rizak, and V. Komanicky, “Study of dependence of electron beam induced surface relief formation on Ge-As-Se thin films on the film elemental composition”, *Journal of Non-Crystalline Solids*, vol. 456, pp. 7–11, 2017. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1016/j.jnoncrysol.2016.10.033>.
- [3] V. Bilanych, V. Komanicky, M. Lacková, A. Feher, V. Kuzma, and V. Rizak, ‘Fabrication of

- meso- and nano-scale structures on surfaces of chalcogenide semiconductors by surface hydrodynamic interference patterning”, *Mater. Res. Express*, vol. 2, pp. 105201.1–105201.8, 2015. [Online]. Available: <https://iopscience.iop.org/article/10.1088/2053-1591/2/10/105201/pdf>.
- [4] M. L. Trunov, V. S. Bilanych and S. N. Dub, “Nanoindentation study of the time-dependent mechanical behavior of materials”, *Technical Physics*, vol. 10, pp. 1298-1305, 2007. [Online]. Available: <https://link.springer.com/article/10.1134/S1063784207100088>.
- [5] V. S. Bilanych, V. B. Onyshchak, I. M. Rizak, K. Csach, K. Flachbart and V. M. Rizak, “Investigation of thermal properties of the Ge–As–Se glasses by differential scanning calorimetry with heat flow harmonic modulation”, *Journal of Non-Crystalline Solids*, vol. 366, pp. 48–53, 2013.
- [6] V. S. Bilanych, V. B. Onishchak, I. I. Makauz and V. M. Rizak, “Internal Friction in Glassy Semiconductors of the Ge–As–Se System”, *Physics of the Solid State*, vol. 9, pp. 1820-1829, 2010. [Online]. Available: <https://www.researchgate.net/publication/332180256>.
- [7] P. Němec, J. Jedelsky, M. Frumar, Z. Černošek, M. Vlček, “Structure of pulsed-laser deposited arsenic-rich As–S amorphous thin films, and effect of light and temperature”, *J. Non-Cryst. Solids*, vol. 351, 2005. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1016/j.jnoncrysol.2005.08.036>.
- [8] Prince, Radhakant Singh, M. Zulfequar, A. Kumar, K. Prabhat, Dwivedi, “Electrical and optical properties of solution phase deposited As₂S₃ and As₂Se₃ chalcogenide thin films: a comparative study with thermally deposited films”, *J. Non-Cryst. Solids*, vol. 476, 2017. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1016/j.jnoncrysol.2017.09.023>.
- [9] D. Gogova, H. Larsson, A. Kasic, G. R. Yazdi, I. Ivanov, R. Yakimova, B. Monemar, E. Aujol, E. Frayssinet, J.-P. Faurie, B. Beaumont and P. Gibart, “High-Quality 2” bulk-like free-standing GaN grown by hydride vapour phase epitaxy on a Si-doped metal organic vapour phase epitaxial GaN template with an ultra low dislocation density”, *Jap. J. Appl. Phys.*, vol. 44, no. 3, 2005. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1143/JJAP.44.1181>.
- [10] K. Palka, T. Syrový, S. Schröter, S. Brückner, M. Rothhardt and M. Vlček, “Preparation of arsenic sulfide thin films for integrated optical elements by spiral bar coating”, *Opt. Mater. Express*, 2014. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1364/ome.4.000384>.
- [11] A. Zakery and S. R. Elliott, “Optical properties and applications of chalcogenide glasses: a review”, *J. Non-Cryst. Solids*, 2003. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1016/j.jnoncrysol.2003.08.064>.
- [12] K. Tanaka, H. Hisakuni, “Photoinduced phenomena in As₂S₃ glass under sub-bandgap excitation”, *J. Non-Cryst. Solids*, 1996. [Online]. Available: [https://doi.org/10.1016/0022-3093\(96\)00014-2](https://doi.org/10.1016/0022-3093(96)00014-2).
- [13] M. Muniz-Miranda, G. Sbrana, P. Bonazzi, S. Menchetti and G. Pratesi, “Spectroscopic investigation and normal mode analysis of As₄S₄ polymorphs”, *Spectrochim. Acta Part A Mol. Biomol. Spectrosc.*, 1996. [Online]. Available: [https://doi.org/10.1016/0584-8539\(96\)01698-4](https://doi.org/10.1016/0584-8539(96)01698-4).
- [14] R. Holomb, O. Kondrat, V. Mitsa, M. Veres, A. Czitrovsky, A. Feher, N. Tsud, M. Vondráček, K. Veltruská, V. Matolín and K. C. Prince, “Super-bandgap light stimulated reversible transformation and laser-driven mass transport at the surface of As₂S₃ chalcogenide nanolayers studied in situ”, *J. Chem. Phys.*, 2018. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1063/1.5053228>.
- [15] O. Shylenko, V. Bilanych, A. Feher, V. Rizak and V. Komanicky, “Evaluation of sensitivity of Ge₉As₉Se₈₂ and Ge₁₆As₂₄Se₆₀ thin films to irradiation with electron beam,” *J. Non. Cryst. Solids*, vol. 505, 2019. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1016/j.jnoncrysol.2018.10.042>.
- [16] E. W. FitzHugh, “Artists Pigments Handbook. Their History and Characteristics, Vol. 3,” *National Gallery Of Art*, Washington, 1997, pp. 47–79.

- [17] V. Daniels and B. Leach, “The Occurrence and Alteration of Realgar on Ancient Egyptian Papyri”, *Stud. Conserv.*, 2004, pp. 73-84.
- [18] D. L. Douglass, C. Shing and G. Wang, “The light-induced alteration of realgar to pararealgar”, *American Mineralogist*, vol. 77, no. 11–12, pp. 1266–1274, 1992.
- [19] A. Kyono, “Light-induced degradation dynamics in realgar: in situ structural investigation using single-crystal X-ray diffraction study and X-ray photoelectron spectroscopy”, *Am. Mineral.*, vol. 90, pp. 1563–1570, 2005.
- [20] M. Pagliai, P. Bonazzi, L. Bindi, M. Muniz-Miranda and G. Cardini, “Structural and Vibrational Properties of Arsenic Sulfides: Alacranite (As₈S₉)”, *J. Phys. Chem. A*, vol. 115, pp. 4558–4562, 2011.
- [21] R. P. Wang, S. J. Madden, C. J. Zha, A. V. Rode, and B. Luther-Davies, “Annealing induced phase transformations in amorphous As₂S₃ films”, *J. Appl. Phys.*, vol. 100, p. 063524, 2006.
- [22] A. V. Kolobov and G. J. Adriaenssens, “On the mechanism of photostructural changes in As-based vitreous chalcogenides microscopic, dynamic and electronic aspects”, *Philos. Mag. B*, vol. 69, pp. 21–30, 1994.
- [23] V. M. Mitsa, R. M. Holomb, G. Lovas, G. Rudyko, M. Ivanda, E. G. Gule and I. V. Fekeshgazi, “The room temperature visible photoluminescence in g-As₂S₃ and Ge-based glasses”, *Sci. Bull. Uzhgorod Univ. Ser. Fiz.*, vol. 34, pp. 54–58, 2013.
- [24] K. Tanaka, “Photoinduced processes in chalcogenide glasses”, *Current Opinion in Solid State and Materials Science*, vol. 4, no. 1, pp. 567–571, 1996.

УДК 539.3:612.75

ДО ПИТАННЯ ДОСЛІДЖЕННЯ МІЦНОСТІ ЗУБНИХ ПРОТЕЗІВ З РІЗНИХ ПОВЕРХНЕВИХ РЕЛЬЄФІВ

¹⁾Коломієць Л. В., ²⁾Лимаренко О. М.

¹⁾Державний університет інтелектуальних технологій і зв'язку, Одеса, Україна

²⁾Національний університет “Одеська політехніка”, Одеса, Україна

E-mail: leonkolom61@gmail.com, a.m.limarenko@op.edu.ua

Сучасну стоматологію немислимо представити без застосування математичного моделювання процесів, що протікають в складному зубощелепному апараті людини.

Багатьма науковцями застосовуються високоточні моделі тривимірної задачі теорії пружності для оцінки впливу рівня різних чинників на якісну картину напружено-деформованого стану (НДС) системи зуб - щелепа.

Однак, як показує аналіз, відсутні роботи, де для аналізу НДС зубних ортопедичних конструкцій застосовувався б найбільш сучасний і ефективний чисельний метод розрахунку - метод граничних елементів (МГЕ) в різних варіантах. Тому дослідження, спрямовані на використання МГЕ для розрахунку елементів ортопедичних конструкцій зі складною геометрією, з розривами фізико-механічних властивостей матеріалів і складними граничними умовами, є дуже актуальними.

Метою даної роботи є створення ефективної методики дослідження НДС зубних протезів з різними поверхневими рельєфами і вибір на основі

проведених досліджень найбільш раціональних конструкцій зубних протезів.

Зубощелепний апарат людини при функціонуванні відчуває різні навантаження та викликані ними переміщення і деформації. Навантаження характеризуються напрямком, величиною і тривалістю дії. Під дією цих навантажень анатомічні структури і штучно введені в ротову порожнину ортопедичні конструкції змінюють обсяг і форму за рахунок деформацій, зсувів, вигину або їх суперпозицій [1]. Елементами ортопедичних конструкцій є відносно тонкі пластини і циліндричні оболонки, що працюють в умовах вигину і плоскої задачі теорії пружності. Для дослідження ортопедичних конструкцій зі складною геометрією, з розривами фізико-механічних властивостей матеріалу, при складних граничних умовах, особливо ефективні чисельні методи, в основі яких лежать дискретні розрахункові схеми. Метод скінчених елементів (МСЕ) припускає явну апроксимацію рішення на малих підгалузях – кінцевих елементах. Для інтерполяції застосовуються координатні функції, що мають різний порядок. На основі МСЕ працює більшість сучасних універсальних програмних пакетів – ANSYS, Cosmos Works, NASTRAN та ін. Разом з МСЕ активно розвивається інший чисельний метод – МГЕ, де основою є не скінченно-різницеві схеми, а інтегральне рівняння задачі та його фундаментальні рішення. В МГЕ дискретизації підлягає не вся область об'єкта, а лише його межа, на якій із системи лінійних алгебраїчних рівнянь визначаються необхідні параметри, а стан у внутрішніх точках обчислюється за інтегральним рівнянням. На базі співвідношень МГЕ можна побудувати матрицю жорсткості пружного модуля. Для пластинчастих систем також можливий перехід від фундаментальних рішень до співвідношення МСЕ.

З метою визначення параметрів міцності та жорсткості залежно від форми оребрення складної кривої поверхні протеза було проведено комп'ютерне моделювання знімних зубних протезів. Методика розрахунку реалізована з використанням програми кінцево-елементного аналізу, а також проведені розрахунки із застосуванням МГЕ.

Загальний вигляд протеза (рис. 1).

Конструкція протеза представляє собою складну геометричну поверхню з фрагментів циліндричних обрисів товщиною 2 мм. Для визначення характеристик міцності і характеристик жорсткості моделювалася тільки геометрія протеза «без зубів», тому що на параметри напруженого і деформованого стану протеза вони не впливають. Закріплення протеза виробляли в місці розташування зубів. Побудову моделі виконуємо за допомогою пакета твердотільного параметричного моделювання SolidWorks, який використовує об'ємні моделі в якості основних об'єктів проектування. Пакет SolidWorks відрізняється своїм принципом побудови моделей, який полягає в створенні елементів моделі за допомогою витягування (вирізання) матеріалу по перетинах. Ескізи перерізів створюються шляхом встановлення розмірів і взаємозв'язків між об'єктами з подальшим використанням широкої

гами команд програми.



Рис. 1. Протез зубний знімний

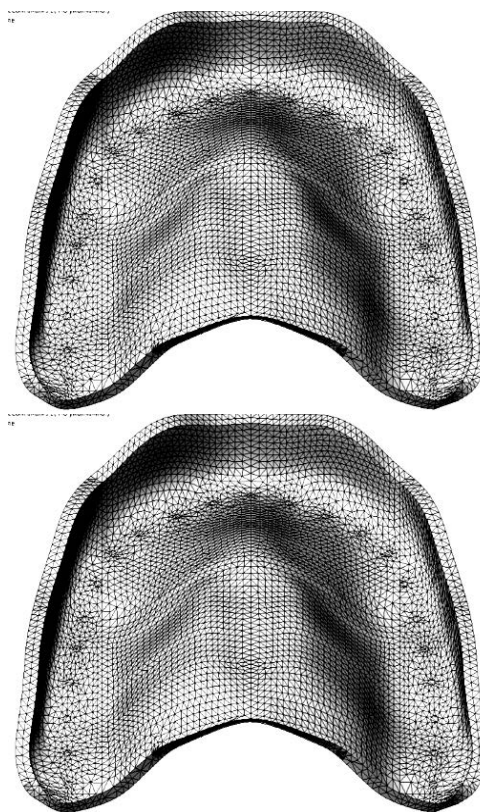


Рис. 2. Скінченно-елементна модель протеза

Скінченно-елементна модель протеза представлена на рис. 2. Бачимо, що побудова рівновіддалених площин, контурів основної поверхні і ромбовидної сітки дозволяє створити 3-D модель зубних протезів з точним описом їх геометрії, крайових умов і навантаження.

Визначимо міцність пластинок при дії статичного навантаження інтенсивністю 200 кПа. На що розраховується поверхню діє одинична сила. Епюри деформацій в протезі, отримані в результаті розрахунку, представлені на рис. 3 – 8.

Очевидно, що для забезпечення міцності тіла необхідно, що виникають в ньому робочі напруги були менше, ніж межа міцності. Однак, якщо робочі напруги дуже близькі до граничних значень (хай навіть менше за значенням), то міцність тіла або конструкції гарантувати не можна. Тому при розрахунку на міцність робочі напруги порівнюють не з граничними, а з допустимими. Межа міцності матеріалу $\sigma_{пч}=120$ МПа.

Найменші значення напруги виникають в протезі з ромбічної ґратами, що на 5,9 % менше, ніж у протеза з гладкою поверхнею, і на 18,78 % менше, ніж у протеза з квадратною сіткою (міцнісні характеристики найкращі у протеза з ромбічної ґратами).

Еквівалентні переміщення у протеза з ромбічної ґратами менше на 3,864 %, ніж у протеза з гладкою поверхнею, і на 8,52 % менше, ніж у протеза з квадратною сіткою.

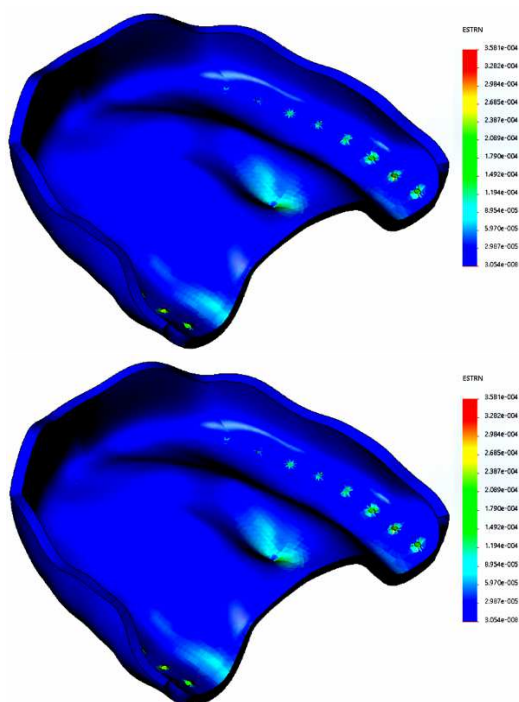


Рис. 3. Епюра деформацій в протезі

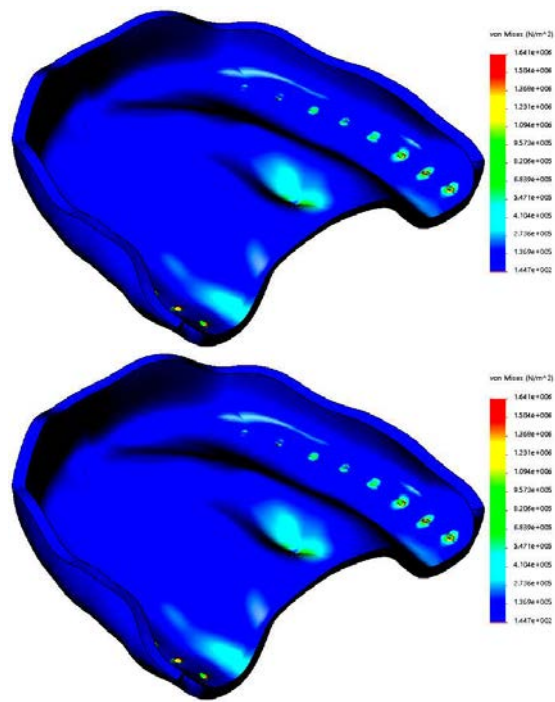


Рис. 4. Епюра еквівалентних напружень в протезі за гіпотезою Губера-Мізеса

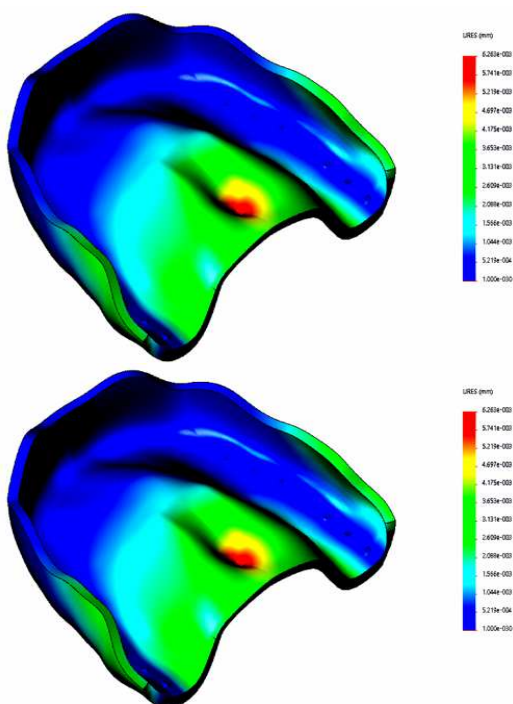


Рис. 5. Епюра вертикальних переміщень в протезі

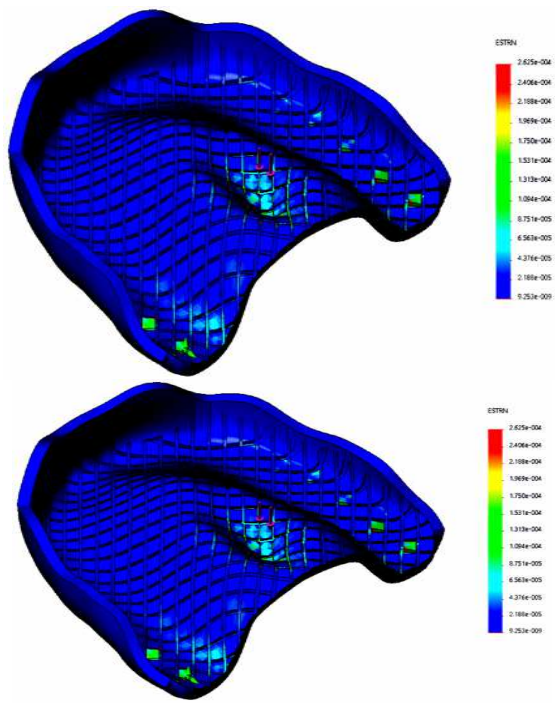


Рис. 6. Епюра деформацій в протезі з ромбічної ґратами

Таким чином, можна зробити висновок, що протез з ромбічної ґратами на поверхні володіє найкращими показниками по НДС в порівнянні з іншими розглянутими моделями (протез з гладкою поверхнею, протез з квадратною

сіткою).

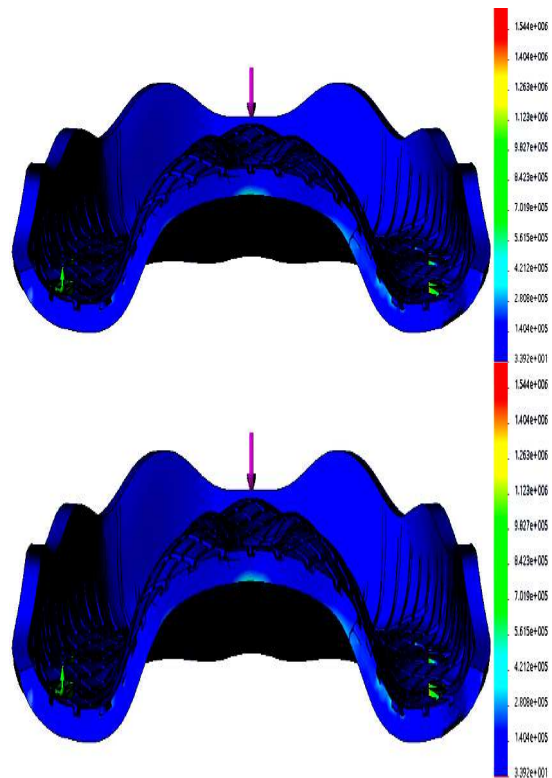


Рис. 7. Епюра еквівалентних напружень за гіпотезою Губера-Мізеса в протезі з ромбічної ґратами

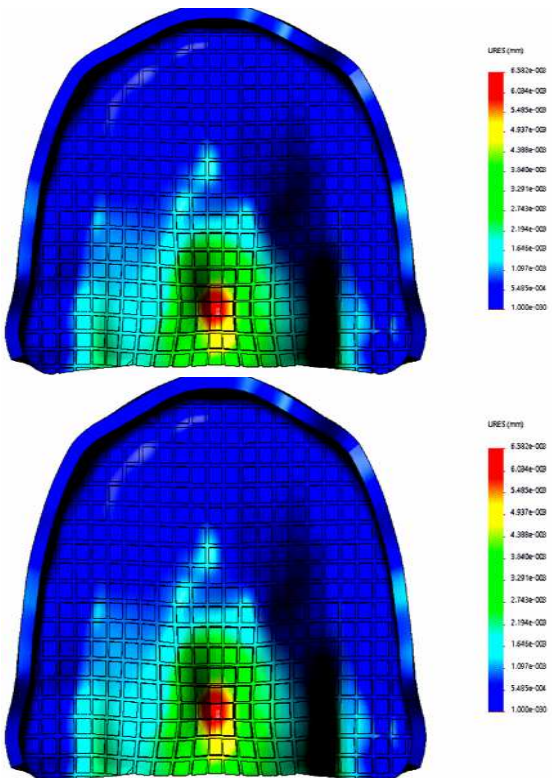


Рис. 8. Епюра вертикальних переміщень в протезі з прямокутною сіткою

Практична цінність роботи полягає у можливості моделювання зубних протезів на наближених об'єктах у двох різних методах. Зіставлення результатів розрахунків по цим методам представлені в табл. 1.

Таблиця 1. Результати розрахунків по методам МСЕ та МГЕ

МСЕ	МГЕ
Гладка поверхня	
$\sigma=1,641 \text{ МПа}$ $\varepsilon=3,581 \cdot 10^{-4}$ $\Delta=6,263 \cdot 10^{-3} \text{ mm}$	$\sigma=1,6325 \text{ МПа}$ $\varepsilon=3,487 \cdot 10^{-4}$ $\Delta=6,2496 \cdot 10^{-3} \text{ mm}$
Квадратна решітка	
$\sigma=1,901 \text{ МПа}$ $\varepsilon=2,771 \cdot 10^{-4}$ $\Delta=6,582 \cdot 10^{-3} \text{ mm}$	$\sigma=1,8903 \text{ МПа}$ $\varepsilon=2,7657 \cdot 10^{-4}$ $\Delta=6,582 \cdot 10^{-3} \text{ mm}$
Ромбічна решітка	
$\sigma=1,544 \text{ МПа}$ $\varepsilon=2,625 \cdot 10^{-4}$ $\Delta=6,021 \cdot 10^{-3} \text{ mm}$	$\sigma=1,5065 \text{ МПа}$ $\varepsilon=2,5692 \cdot 10^{-4}$ $\Delta=5,8927 \cdot 10^{-3} \text{ mm}$

Аналіз даних таблиці 1 показує, що результати двох різних методів дуже близькі, чим підтверджується достовірність розрахунків.

Ключові слова: біомеханіка, стоматологія, щелепа, протез, ортопедія.

Література

- [1] Біомеханіка зубощелепної системи, верхніх та нижніх кінцівок: математичне моделювання та практичні рекомендації. Монографія. Під заг. ред Коломійця Л. В. Одеса: ФОП Бондаренко, 2019. - 56 с.
- [2] Розрахунок машинобудівних конструкцій чисельними методами. Монографія в 2-х томах. Під заг. ред. Коломійця Л. В. Одеса: ФОП Бондаренко, 2018.

УДК 57.087.1

АЛГОРИТМ РОБОТИ АВТОМАТИЗОВАНОЇ СИСТЕМИ ЗАБОРУ КРОВІ З БІОМЕТРИЧНОЮ ІДЕНТИФІКАЦІЄЮ

Яковенко І. О.

Національний технічний університет України

«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», Київ, Україна

E-mail: yakoovenko@gmail.com

Вступ. Ефективність медичних досліджень та процедур напряму залежить від точності та надійності зібраних біологічних даних. Помилки які виникають під час проведення медичного дослідження умовно діляться на три етапи [1, 2]: преаналітичні, аналітичні та постаналітичні помилки. Преаналітичні помилки визначаються як помилки, що виникають від призначення лікаря до аналітичного етапу, та включають запит на аналіз, ідентифікацію пацієнта, збирання, транспортування та підготовку до аналізу. Аналітичні помилки виникають під час випробування і включають несправність обладнання, переплутування проб, перешкоди, невиявлені помилки в контролі якості та недотримання процедури. Постаналітичні помилки відбуваються після проведення тесту і включають похибки у звітності, помилкову перевірку аналітичних даних, неправильне введення даних і надмірний час обробки.

Автоматизація процесів медичних досліджень дозволить оптимізувати робочі процеси та зменшити ризик виникнення помилок. Дослідження, проведене у 2004-2015 роках [2, 3], показує, що більшість помилок (48-70%) відбувається на стадії попередньої аналітичної фази забору крові. Це включає замовлення неправильних аналізів, ідентифікацію пацієнта, невідповідність тестів, втрату тестових записів, неправильний збір проб або неправильну підготовку пацієнта, що включає неправильне маркування пробірок та помилки у транспортуванні зразків.

Інтеграція біометричної ідентифікації в автоматизовану систему забору крові

В даній роботі представлено розробку автоматизованої системи забору крові з біометричною ідентифікацією, що забезпечить усунення помилок, які виникають при ідентифікації пацієнтів та залежать від різних ключових аспектів процесу ідентифікації, маркування а також свідомого шахрайства. Дана автоматизація дозволить усунути помилки, які найчастіше виникають під

час попередньо аналітичній фазі для забезпечення точності медичних досліджень.

Реалізації біометричної ідентифікації в системі автоматизованого забору крові (див. рис.1) представлена блоком присутності пацієнта, що складається з двох модулів динамічної біометричної ідентифікації: датчик електрокардіограми (ЕКГ) та фотоплетизмограми (ФПГ), а також модулем біометричної ідентифікації, який сканує відбиток пальця та порівнює папілярні лінії пацієнта з базою даних.

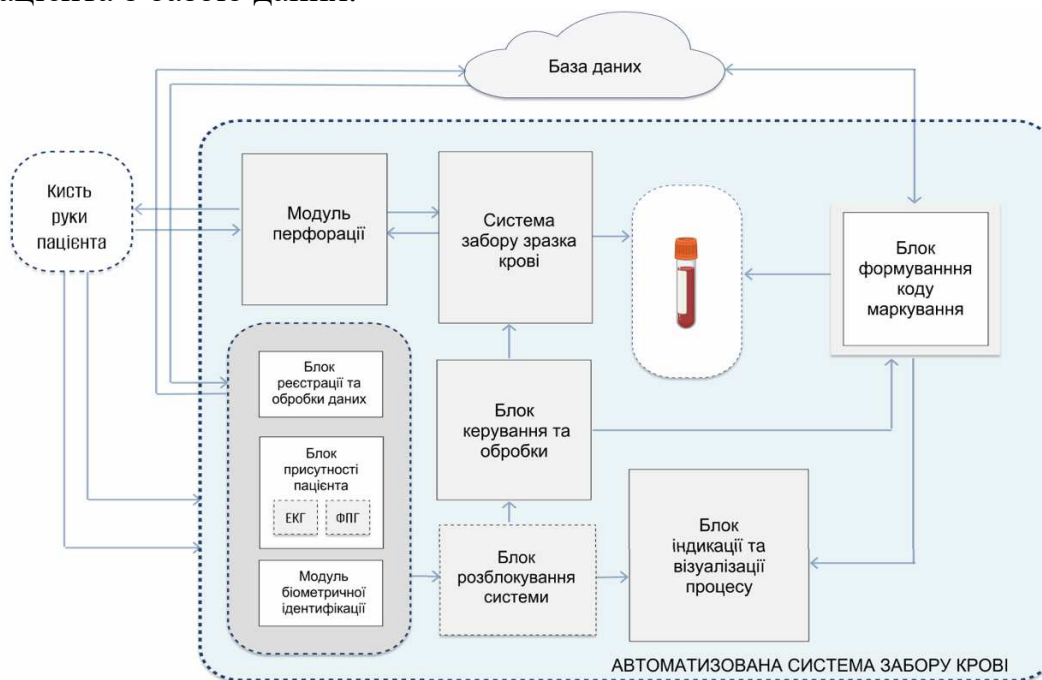
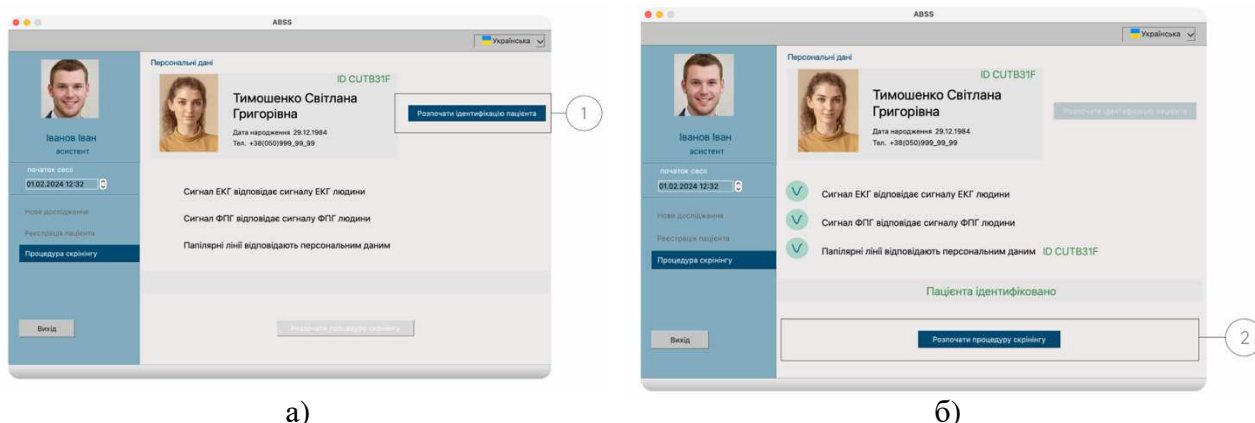


Рис. 1. Узагальнена структурна схема реалізації біометричної ідентифікації в системі автоматизованого забору крові

Під час роботи в програмному забезпеченні системи саме кнопка розпочати ідентифікацію пацієнта відповідає за початок процесу ідентифікації (дивись рис.2а), що по чергово запускає модулі дослідження в наступній послідовності: електрокардіограма, фотоплетизмограма та модуль сканування відбитку пальця. Якщо пацієнта ідентифіковано відкривається можливість наступного етапу дослідження «Процедура скринінгу» (див. рис.2б).

Алгоритм роботи автоматизованої системи забору крові з біометричною ідентифікацією

В роботі представлено алгоритм роботи автоматизованої системи забору крові з біометричною ідентифікацією, яка має назву ABSS. Система забезпечує високу точність ідентифікації пацієнтів та ефективність процесів забору крові завдяки використанню біометричних технологій, таких як сканування папілярних ліній пальців та аналізу біологічних сигналів (ЕКГ, ФПГ) [4]. Програмне забезпечення має зручний інтерфейс, що дозволяє медичному персоналу ефективно реєструвати нових пацієнтів, авторизуватись у системі, проводити дослідження та обробляти результати.



а)

б)

Рис. 2. Інтерфейс програми що відповідає за ідентифікацію пацієнта в системі: а) вікно початку ідентифікації: 1 – кнопка запуску ідентифікації; б) вікно завершення ідентифікації: 2 – кнопку запуску процедури скринінгу.

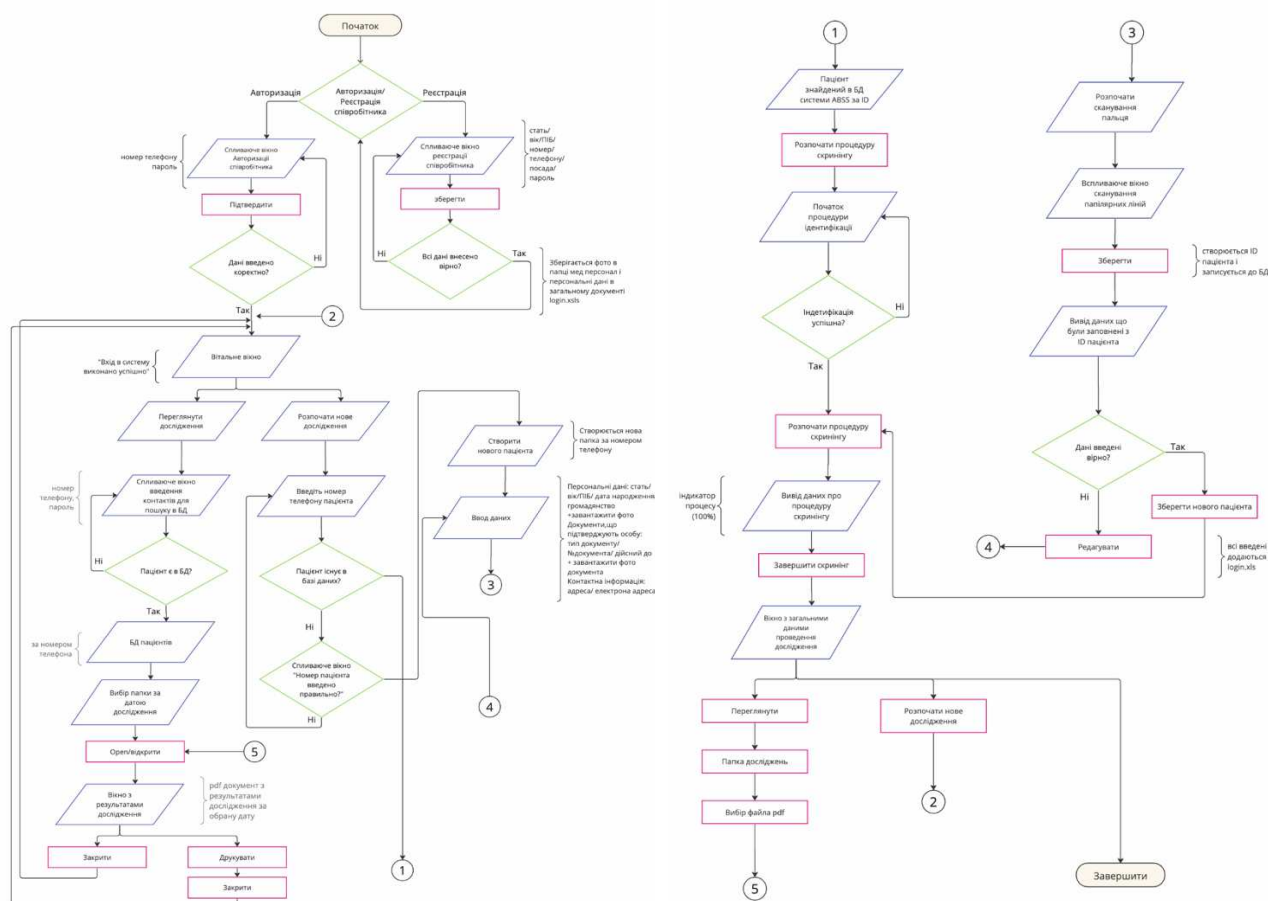


Рис. 3. Алгоритм роботи автоматизованої системи забору крові з біометричною ідентифікацією.

Алгоритм системи охоплює весь процес від авторизації до завершення забору крові, включаючи введення персональних даних пацієнтів, вибір досліджень, ідентифікацію пацієнтів і надання звітів про результати. Система впроваджена для забезпечення точності медичних аналізів та підвищення ефективності роботи медичних закладів.

Алгоритм роботи автоматизованої системи забору крові з біометричною ідентифікацією забезпечує зменшення помилок, які виникають при ідентифікації пацієнтів та залежать від різних ключових аспектів процесу ідентифікації, маркування а також свідомого шахрайства. Ця автоматизація дозволить усунути помилки, які найчастіше виникають під час попередньої аналітичній фазі для забезпечення точності медичних досліджень.

Запропонована система не тільки спрощує процес збору проб крові, але й забезпечує високий рівень безпеки завдяки унікальній ідентифікації особи пацієнта. Таке рішення дозволяє виключити людський фактор помилок, що часто трапляються при ручному введенні даних, та значно скорочує час обробки інформації.

Впровадження інтегрованих систем з біометричною ідентифікацією відіграє ключову роль у підвищенні ефективності медичної діагностики. За допомогою цих технологій медичні заклади можуть забезпечити не тільки високу точність діагностики, але й кращу координацію між відділами, що в кінцевому результаті сприяє підвищенню якості обслуговування пацієнтів. Описаний алгоритм роботи системи показує, як можна використовувати передові технології для оптимізації медичних процедур та для створення більш безпечного та ефективного середовища для пацієнтів та медперсоналу.

Дана система сприяє автоматизації документообігу, мінімізуючи потребу у паперових записах та забезпечуючи легкий доступ до медичних даних, що значно покращує управління даними пацієнтів завдяки чому, медичні заклади можуть швидше реагувати на потреби пацієнтів та надавати висококваліфіковану допомогу на основі точних і актуальних даних.

Ключові слова: статична і динамічна біометрична ідентифікація, алгоритм роботи, автоматизована система забору крові, електрокардіограма, фотоплетизмограма, папілярні лінії.

Література

- [1] A. Abdollahi, H. Saffar and H. Saffar, “Types and Frequency of Errors during Different Phases of Testing At a Clinical Medical Laboratory of a Teaching Hospital in Tehran, Iran”, *North American journal of medical sciences*, v. 6, no. 5, p. 224–228, 2014.
<https://doi.org/10.4103/1947-2714.132941>
- [2] J. Kalra, Medical errors: impact on clinical laboratories and other critical areas, *Clinical biochemistry*, v. 37, no. 12, p. 1052–1062, 2004.
<https://doi.org/10.1016/j.clinbiochem.2004.08.009>
- [3] E. C. Van Dongen-Lases, M. P. Cornes, K. Grankvist, M. Ibarz, G. B. Kristensen, G. Lippi, M. Nybo, A. M. Simundic and Working Group for Preanalytical Phase (WG-PRE), European Federation of Clinical Chemistry and Laboratory Medicine (EFLM), “Patient identification and tube labelling - a call for harmonisation”, *Clinical chemistry and laboratory medicine*, v. 54, no. 7, p. 1141–1145, 2016 <https://doi.org/10.1515/cclm-2015-1089>
- [4] І. О. Яковенко, К. П. Вонсевич, І. Є. Гребень, “Метод виділення ітерацій пульсових хвиль фотоплетизмограми для біометричної ідентифікації”, *Наукові вісті КПІ: міжнародний науково-технічний журнал*, т. 130, № 3, с. 73–78, 2020.
<https://doi.org/10.20535/kpi-sn.2020.3.209881>

УДК 615.919.1:577.151.2:546.821

ЗАСТОСУВАННЯ НИЗЬКОІНТЕНСИВНОЇ ЕЛЕКТРОРЕТИНОГРАФІЇ ДЛЯ ДОСЛІДЖЕННЯ НЕЙРОТОКСИКАЦІЇ ЛЮДИНИ ОКСИДОМ ТИТАНУ (TiO₂)

¹⁾Ткачук Р. А., ¹⁾Самуляк П. Ю., ¹⁾Юкало В. Г., ²⁾Яненко О. П.

¹⁾Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя,
Тернопіль, Україна

²⁾Національний технічний університет України
"Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського", Київ, Україна
E-mail: romantkachuk48@gmail.com, op291@meta.ua

Розглянуто проблеми виявлення впливу нейротоксичності діоксиду титану на зниження зору у дітей і дорослих із використанням електроретинографії з низьким рівнем світлового подразнення на ранніх стадіях захворювання та оцінювання достовірності з високою роздільною здатністю.

В сучасному світі, постійно зростає потреба в ефективних методах дослідження негативного впливу різноманітних хімічних речовин на організм людини. Особливу увагу приділяється вивченню нейротоксикації, яка шкідливо впливає на нервову систему людини [1, 2]. У цьому контексті, дослідження впливу нейротоксикантів на зорову систему є важливим напрямком, оскільки зір відіграє ключову роль у якості життя та загального благополуччя дорослих і особливо дітей [3, 4].

Одним із потужних інструментів, який використовується для оцінки функціонального стану зорової системи, є електроретинографія з низькою інтенсивністю світлової стимуляції. Зростання щорічного виробництва та використання оксиду титану (TiO₂) в різних промислових та побутових виробках, включаючи косметику, харчові добавки, фарби та мікропокриття, а наукова спільнота періодично продовжує звертати увагу на необхідність створення приладів для виявлення негативного впливу хімічних сполук та наноматеріалів на зорову систему людини. Тепер перевага надається високочутливим неінвазивним методам дослідження, що використовується для оцінки функціонального стану та реакції ретини, особливо, коли використовувати менші інтенсивності світлових стимулів з підвищеним рівнем чутливості. Такий підхід дозволяє вивчити реакцію ретини в особливих умовах, включаючи більш слабкі подразнення світлом, які дозволили б виявити значні патологічні зміни ретини при нейротоксичних впливах. Нижче, показано взаємодію клітин сітківки ока, зокрема 11-цис-ретиналю із квантами світла (Рис. 1а, б) та отримання транс-ретиналю, де в процесі трансформації утворюються вільні радикали, здатні приєднувати наночастинки TiO₂, внаслідок чого відбувається блокування функцій ретини і сприйняття інформації. Такі випадки спостерігалися значно раніше [5, 6], але відсутність

досконалих технічних засобів не дозволяло провести якісні дослідження впливів нейротоксикації на організм та їх ідентифікувати.

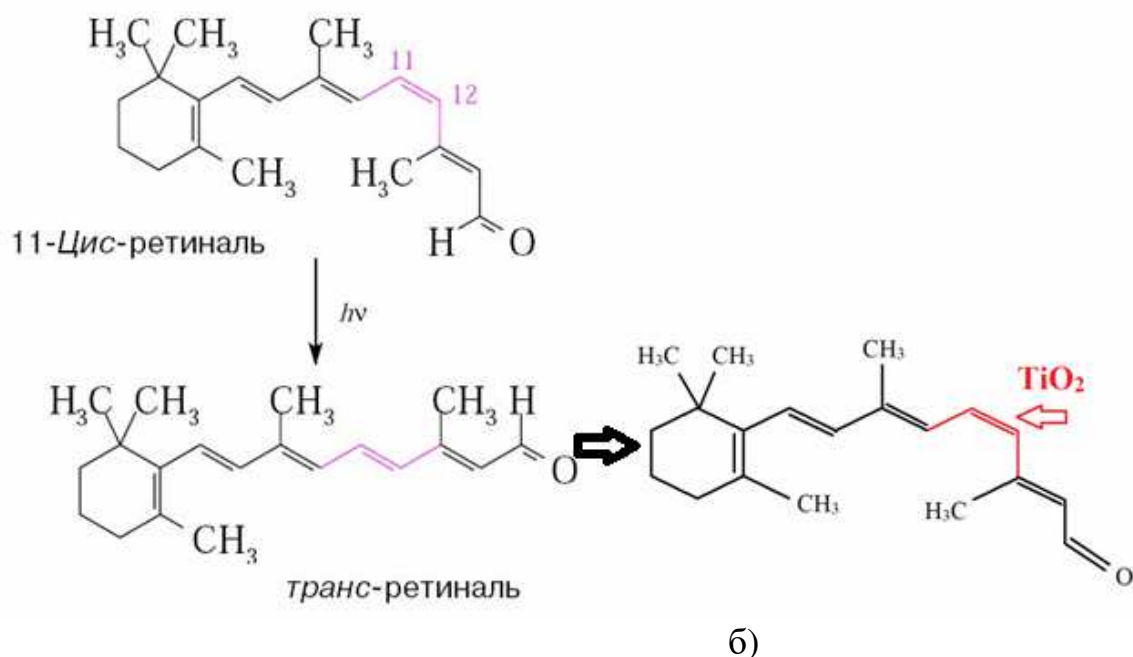


Рис.1а,б. Схема заповнення зв'язків вільних радикалів клітин цис-ретиною наночастинками TiO_2 з блокуванням функцій ретини.

Для оцінки впливу нейротоксичного потенціалу, а саме оксиду титану, використовуються також інші складні методи, включаючи клітинні моделі та клінічні спостереження. Дослідження підтверджують, що TiO_2 [4,6] може спричиняти порушення клітинних і внутрішньоклітинних мембран, збільшення внутрішньоклітинного кальцію, утворення аутоантігенів, пошкодження ДНК, генотоксичні ефекти, атерогенез, тромбоз та канцерогенез при вдиханні, а також може мати токсичний вплив на шкіру при безпосередньому її контакті з наноматеріалами. Результати дослідження мають велике значення для розробки стратегій профілактики та лікування нейротоксичних ускладнень, пов'язаних з використанням TiO_2 та інших наноматеріалів, які можуть мати потенційно негативний вплив на здоров'я людини. Нижче наведено окислювально-відновлювальний цикл, що реально відбувається при взаємодії білків, ліпідів, наночастинок металів та деяких сплавів (рис.2).

Використання низькоінтенсивної електроретинографії з підвищеною чутливістю дозволяє детально вивчити ефекти нейротоксикації на ранніх стадіях, коли клітини ретини можуть бути чутливими до навіть слабких зовнішніх впливів (низьких концентрацій) та виявляти з високою достовірністю досі невідому нейротоксикацію. Основними клінічними проявами може стати периферійна нейропатія, косоокість, кардіоміопатія, судоми, психомоторна ретардація, повна сліпота. Метод електроретинографії вже був використаний для оцінки впливу окремих хімічних речовин на функцію ретини [7].

Наприклад, при дослідженнях деяких нейротоксинів, таких як оксид церія та свинець, тоді електроретинографія стала незамінним методом і необхідним інструментом для вивчення функціонального стану ретини під впливом цих речовин, що підтверджує перспективу розвитку цього напрямку наукових досліджень

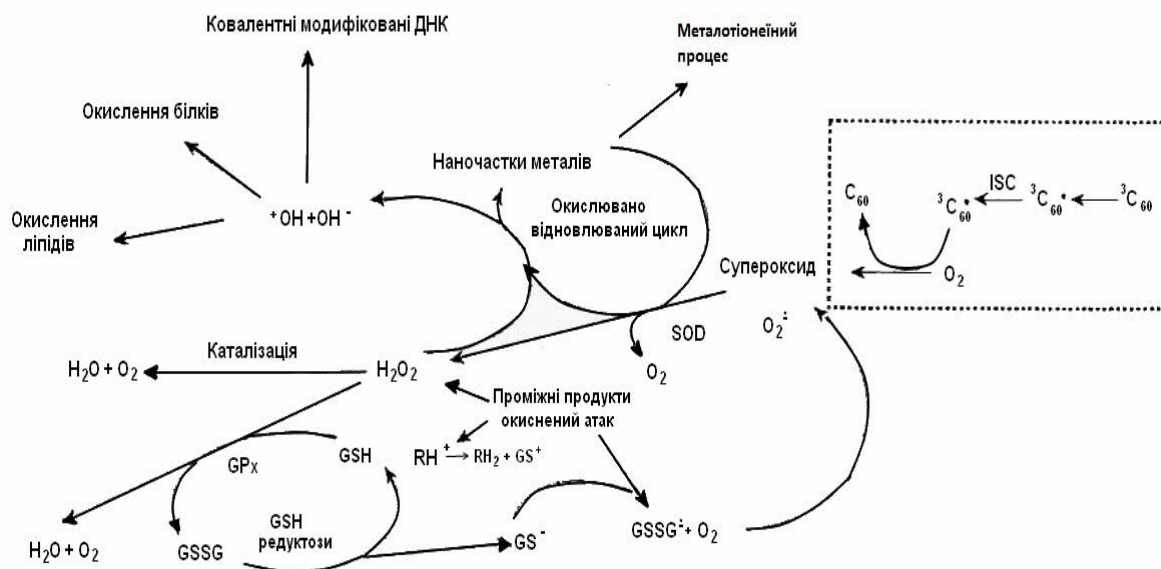


Рис. 2. Оксидантний та антиоксидантний ефекти циклу окислення білків, ліпідів, НЧ

Висновки

На основі попередніх результатів досліджень можна зробити висновок про можливі наслідки впливу нейротоксикації TiO_2 на функцію клітин ретини. Однак більш докладні дослідження, з широким використанням низькоінтенсивної електроретинографії зможуть точніше виявляти та ідентифікувати більше нейрооксидантів і встановлювати причинно-наслідкові зв'язки між їх впливом на функцією зору, що відкриває нові можливості для профілактики та лікування нейротоксичних ускладнень організму людини.

Ключові слова: електроретинографія з низьким рівнем подразнення, нейротоксикація хімічна, електроретиносигнал, оцінювання достовірності, діоксид титану.

Література

- [1] J. Kan, J. Cheng, J. Guo, L. Cheng, X. Zhang and J. Du, “A Novel Botanical Combination Attenuates Light-Induced Retinal Damage through Antioxidant and Prosurvival Mechanisms”, *Oxidative Medicine and Cellular Longevity*, no. 6, p. 1-8, 2020.
- [2] М.Г. Матющко, “Неврологічні аспекти марганцевої нейротоксичності”, *Міжнародний неврологічний журнал*, №3, с.178-181, 2010.
- [3] П.О. Тимків та Р.А. Ткачук, “Оцінювання ризиків нейротоксикації при застосуванні електроретинографії зі зниженою інтенсивністю світлового подразнення”, в *Матеріали МНТК: СЕУР*, Тернопіль-Сеул:ТНТУ 2023, 3468, 2023, с. 109–116.
- [4] О.Б. Горностай, “Розвиток професійних захворювань в Україні”, *Науковий вісник НЛТУ України*, т. 23, № 16, с. 396-401, 2013

- [5] N. Pongvarin, “Toxicoptic neuritis to chronic glue sniffing”, *Sirraj.Hosp. Gaz.*, vol. 45, no. 7, p. 460 – 464, 1993.
- [6] S. Hecht, S. Shlae and M. Pirenne, “Energy, quanta and vision”, *The journal of general physiology*, vol. 25, p. 819–840, 1942.
- [7] Р.А. Ткачук, “Оптимізація параметрів керування системою для цінування інтоксикацій організму людини”, *Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах. Вісник*, №1, с.139-143, 2009.

УДК 621:611: 531.8

ЕРГОНОМІЧНІ ОСОБЛИВОСТІ ПРОЄКТУВАННЯ ПРОТЕЗУ НИЖНЬОЇ КІНЦІВКИ ЛЮДИНИ

Криницький П. К., Клочко Т. Р.

Національний технічний університет України

«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», Київ, Україна

E-mail: t.klochko@kpi.ua

Вступ

Проблема відновлення функціональності опорно-рухового апарату, втраченої внаслідок захворювань [1], протезування поранених та ампутованих кінцівок набула неабиякої актуальності в умовах військових дій. Це особливо стосується відновлення функціональності нижніх кінцівок, бо свобода пересування є важливою складовою самостійності людини. Тому виникають задачі, пов'язані з проєктуванням інформаційних, механічних складових біонічних протезів саме з врахуванням ергономічних особливостей. При розробці та проєктуванні протезу чи екзоскелету необхідно враховувати певні антропометричні параметри людини, що призводить до уточнення особливостей ергонометричного простору дії протезу кінцівки та уточнення режимів керування такими пристроями. За умови правильної оцінки та використання цих параметрів можна усунути деякі дефекти ходи.

Отже, метою роботи є аналіз ергонометричних особливостей параметрів моделі для проєктування біонічних протезів нижньої кінцівки людини.

Антропометричні показники нижніх кінцівок

Серед всіх параметрів при проєктуванні електромеханічної частини найбільше нас цікавлять розмірні параметри, вагові параметри та параметри ноги в русі, такому як стандартна хода.

1. Розмірні параметри

Серед всіх розмірів найбільший інтерес для протезування являє довжина. Необхідно визначити не просто усереднену довжину ноги, а діапазон довжин її частин, оскільки при проєктуванні протезу інженер може мати справу з різним типом ампутації. Правильний підбір довжини елементів дозволить не тільки запобігти розвитку проблем зі спиною через перекіс тазу, а також зменшити травмування кукси.

Для кращої оцінки довжини ноги розглядається три основні частини: стегно, гомілка та стопа. Огляд середніх довжин стегна та гомілки виконується, спираючись на довжину відповідних кісток. При оцінці завжди враховується статевий диморфізм, що є ергономічними особливостями моделі протезу.

Довжина стегнової кістки вимірюється від верхньої точки проксимального епіфізу до нижньої точки дистального. При вимірюванні до уваги береться розташування кістки в будові ноги. Значення мінімальної та максимальної довжини стегнової кістки з урахуванням проаналізовано за результатами дослідження [2] та представлено діаграмою, зображених на рис. 1.

Отже, середні значення довжини стегна для кожної статі будуть 441 мм для чоловіків та 414 у жінок, з діапазоном відхилень в 98 мм та 109 мм відповідно.

Довжиною великогомілкової кістки є відстань між суглобовою поверхнею головки та верхівкою медіальної кісточки. Залежності щодо довжини великогомілкової кістки оцінені за результатами дослідження [3] та представлені діаграмою на рис. 2.

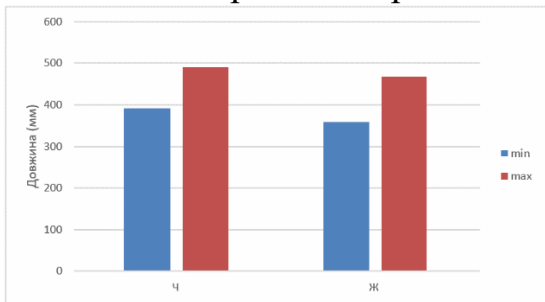


Рис. 1. Мінімальна та максимальна довжина стегнової кістки для визначеної статі

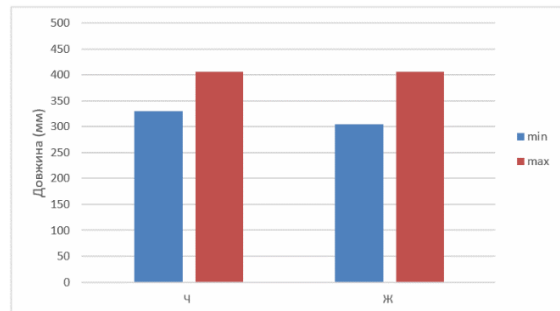


Рис. 2. Мінімальна та максимальна довжина великогомілкової кістки для визначеної статі

Середні значення довжини для визначеної статі будуть 368 мм для чоловіків та 355 у жінок, з діапазоном відхилень в 76 мм та 102 мм відповідно. Значення висоти стопи візьмемо з дослідження [4]. Вимірювання висоти стопи виконується від п'яти до верхівки медіальної кісточки великогомілкової кістки. Середнім значенням висоти стопи буде 58 мм, з діапазоном відхилень у 13 мм.

Через особливість такого способу оцінки довжини ноги необхідно враховувати товщину меніска, котрий розділяє великогомілкову та стегнову кістку в колінному суглобі. Оскільки товщина меніска варіюється по всій його площині, враховано усереднене значення в 6 мм [5]. Отже, об'єднавши ці дані, можна отримати усереднені значення довжини нижніх кінцівок з урахуванням статі, це буде 873 мм для чоловіків та 833 мм у жінок, із діапазоном відхилень у 187 мм та 224 мм відповідно.

2. Вагові параметри

Для оцінки максимально-допустимої ваги виробу та його елементів необхідно знати вагу обраних частин ноги. Надто велика маса пристрою може значно відображатися на ході людини, що може негативно впливати на хребет або, у випадку протезування, на куксу пацієнта. Маса ніг варіюватиметься

залежно від зросту, статури, щільності кісткової маси, кількості жирової, з'єднувальної, м'язової тканин та їх розподілу, але для орієнтації при проєктуванні потрібно користуватися усередненими даними здорової людини. Приблизну вагу кінцівки можна встановити за відсотком маси здорового тіла.

Згідно з результатами досліджень [6] у випадку стегна, гомілки та стопи це буде 10,5%, 4,75%, 1,43% відповідно для чоловіків, та 11,75%, 5,35%, 1,33% відповідно для жінок. Параметри ваги стегна, гомілки та стопи при середній масі тіла чоловіка у 81 кг та жінки у 61,29 кг, користуючись інформацією дослідження (рис. 3) [6].

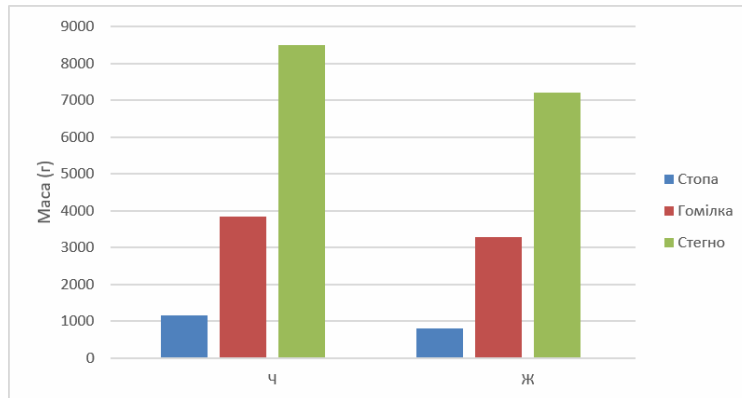


Рис. 3. Вага стопи, гомілки та стегна при усередненій масі тіла з урахуванням статі

Параметри траєкторії руху нижньої кінцівки під час ходи

Для коректної побудови системи керування протезом чи екзоскелетом необхідно знати основні параметри ноги під час ходи. До таких можна віднести зміну кута згину суглобів та навантаження на кінцівку при контакті з землею. Для кращого розуміння спершу необхідно ознайомитися з фазами ходи.

Якщо оцінювати ходу за рухом однієї ноги, то вона має дві основні фази: опорну та махову. В свою чергу, ці фази можна розділити на наступні етапи [7]: А) контакт п'ятки з поверхнею; Б) повне навантаження стопи; В) середина опорної фази; Г) завершення опорної фази; Г) підготовка маху; Д) початок маху; Е) середина маху; Є) завершення маху.

Всі вище наведені вище етапи та фази ходи показано на рис. 4. Оцінка етапів руху відбувається на прикладі лівої ноги, що позначена червоним.

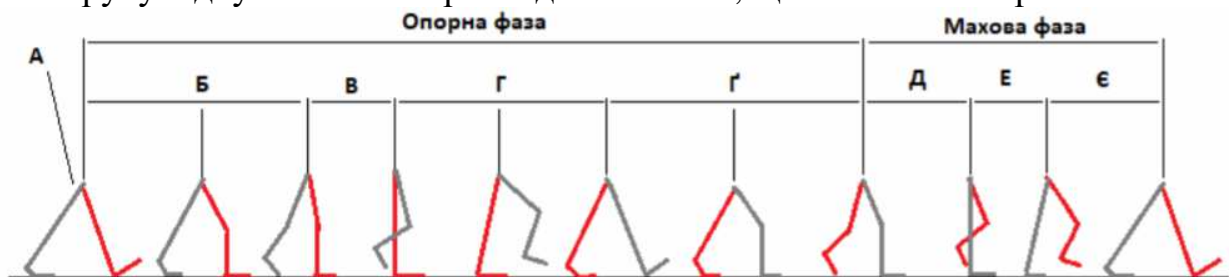


Рис. 4. Етапи та фази ходи людини

Отже, якщо ми будемо оцінювати координати розташування кінцівки в просторі, можна використовувати моделі окремих складових частин, які мають різні можливості руху (рис. 5).

Розташування тазостегнового суглоба (т. А рис. 5) надає змогу нижній кінцівці займати будь-яке положення в просторі завдяки здатності до обертальних рухів. Відповідно доцільно представити рухи частин кінцівки наступними виразами.

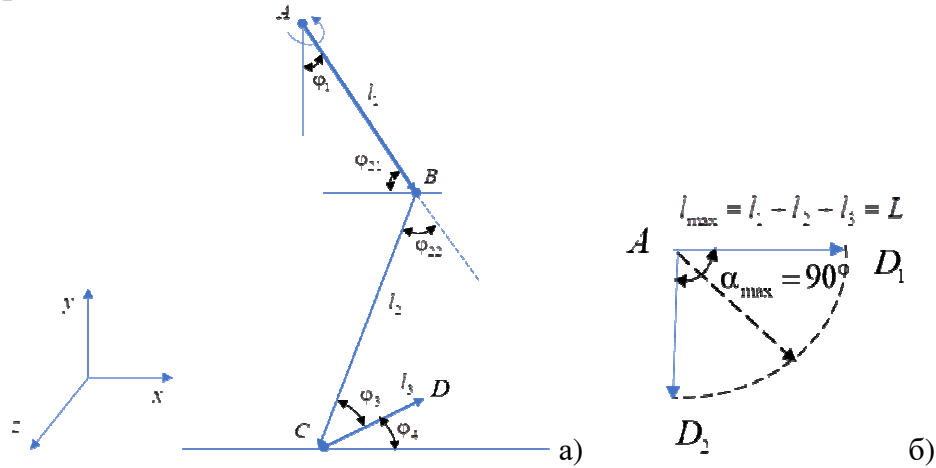


Рис. 5. Кінематична схема розташування в просторі складових частин нижньої кінцівки людини, де: а) усереднені рухи кінцівки, б) варіант витягнутої кінцівки під кутом 90° від опори

Якщо визначити координати т.В рис.5, то маємо

$$\begin{cases} y_B = l_1 \cos \varphi_1 \\ x_B = l_1 \sin \varphi_1 \end{cases}$$

Відповідно для т. С маємо

$$\begin{cases} y_{c1} = l_2 \cos(\varphi_1 + \varphi_2) \\ x_{c1} = l_2 \sin(\varphi_1 + \varphi_2) \end{cases}$$

та для т. D

$$\begin{cases} y_{D1} = l_3 \sin(\varphi_1 + \varphi_2 + \varphi_4) \\ x_{D1} = l_3 \cos(\varphi_1 + \varphi_2 + \varphi_4) \end{cases}$$

Ергономічні параметри усередненого варіанта можливо визначати, користуючись залежностями, представленими на рис. 6, рис.7, рис.8, рис. 9.

Під час опорної фази ходи на ногу діє велике навантаження, котре необхідно враховувати при проєктуванні та використовувати у системі керування для фіксації даної фази і етапів, де дано графік навантажень на ногу під час опорної фази ходи (рис. 6) [8].

Як показано на графіку, після контакту п'яти з поверхнею, навантаження на ногу починає стрімко зростати доки не досягає значення в 900 Н на етапі повного навантаження стопи. Після цього слідує етап середини опорної фази, за якого навантаження падає 700 Н. Навантаження досягає свого піку в 920 Н при завершенні опорної фази, після чого стрімко падає на етапі підготовки до маху.

Для аналізу кінематики руху ноги та подальшого її застосування можна використати дані з довідника [9]. Тут приведено інформацію про зміни кутів

нахилу частин ноги відносно одне-одного. Проаналізувавши наведені графіки, можна встановити усереднену кінематику зміни кутів.

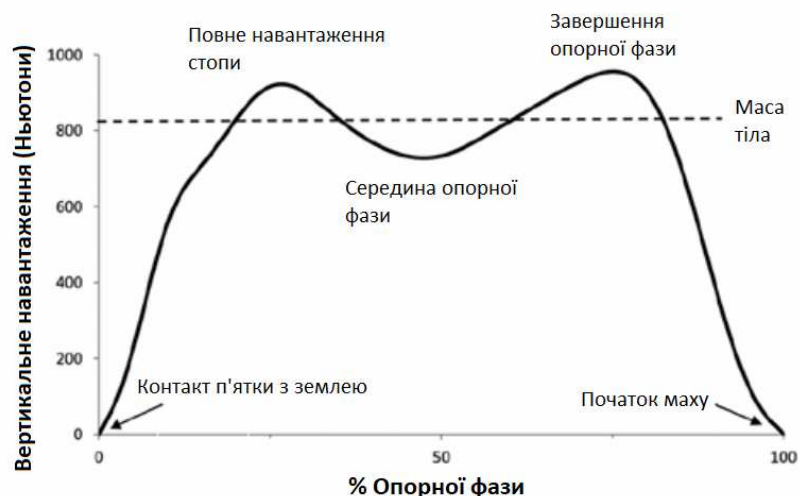


Рис. 6. Графік навантаження на ногу під час опорної фази ходи при середній масі тіла чоловіка у 81 кг [8]

На рис. 7 зображено усереднену кінематику зміни кута нахилу стегнової кістки відносно тазової, побудовану на основі мінімальних та максимальних відхилень. На графіку можна прослідкувати те, як стегно дивиться в перед у момент контакту п'яти з землею, після чого рухається відносно тазу назад. Це продовжується до початку етапу підготовки маху. Після, стегно починає стрімко рухатися в перед, щоб знову торкнутися землі після виконання маху.

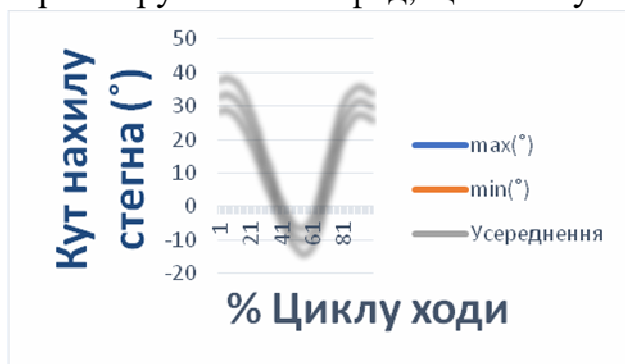


Рис. 7. Графік усередненої кінематики зміни кута нахилу стегнової кістки відносно тазової з мінімальними та максимальними значеннями

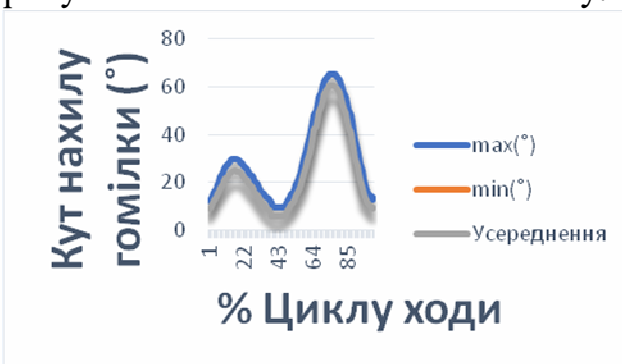


Рис. 8. Графік усередненої кінематики зміни кута нахилу великогомілкової кістки відносно стегнової з мінімальними та максимальними значеннями

На рис. 8 можна побачити усереднену кінематику зміни кута нахилу великогомілкової кістки відносно стегнової, також побудовану на основі мінімальних та максимальних відхилень. На графіку видно, як при навантаженні ноги після контакту коліно зсувається в зігнуте положення, поступово розгинаючись до кінця етапу завершення опорної фази. Після цього нога виконує мах, пересуваючи зігнуте коліно вперед, доки не розігне його для контакту ноги з поверхнею.

Отже, на рис. 9 зображено усереднену кінематику зміни кута нахилу стопи

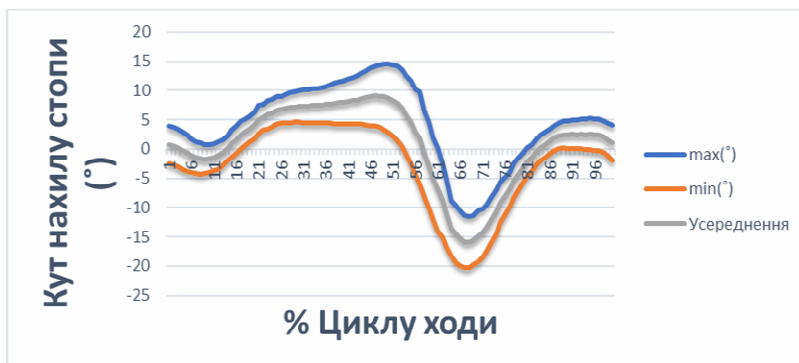


Рис. 9. Графік усередненої кінематики зміни кута нахилу стопи відносно великогомілкової кістки

відносно гомілки, теж побудовану на основі екстремальних відхилень. Отже, за графіком можна відслідкувати, як стопа майже завжди знаходиться в нахиленому положенні відносно гомілки й відхиляється від цього положення лише на початку повного навантаження та при початку маху.

Висновки

В роботі проведено огляд та аналіз основних ергонометричних параметрів нижньої кінцівки людини, необхідних для проєктування протезів та реабілітаційних екзоскелетів. Отже, встановлено усереднену довжину ноги, її частин з урахуванням статевго диморфізму. Оцінено вагу структурних частин нижньої кінцівки відносно середньостатистичних осіб чоловічої та жіночої статі з усередненою вагою. На підставі аналізу основних фаз руху ноги та етапів ходи під час ходи, параметрів навантаження на ногу, встановлено усереднену кінематику руху її частин відносно одне-одної. На кожному етапі проводилась оцінка застосування даних параметрів у розробці самого пристрою біонічного протеза, або його поєднаної системи контролю.

Ключові слова: протезування, диморфізм, кінематика, маса, параметри нижньої кінцівки людини.

Література

- [1] G. S. Tymchik, V. I. Skytsiouk, T. R. Klotchko, H. Bezsmertna, W. Wójcik, S. Luganskaya, Zh. Orazbekov, A. Iskakova, “Diagnosis abnormalities of limb movement in disorders of the nervous system”, *Photonics Applications in Astronomy, Communications, Industry, and High Energy Physics Experiments*, vol. 10445, pp. 1139-1149, 2017/8/7. SPIE. DOI: 10.1117/12.2281000.
- [2] Sh. Sarwar Moosa, Mohammad H. R. Shaikh, Moizuddin Khwaja, Siraj A. H. Shaikh, Faiza B. Siddiqui, Syed R. H. Daimi, Sanket D. Hiware, Essam E. Ismail, and Yousuf Begum, Sexually dimorphic parameters of the femur: a clinical guide in orthopedics and forensic studies. URL: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC8811676/>
- [3] N. Pan, Anatomical Department, Medical College, Calcutta, Length of long bones and their proportion to body height in hindus. URL: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1249729/>
- [4] S. De Mits, P. Coorevits, D. De Clercq, D. Elewaut, J. Woodburn, Ph. Roosen, Reliability and Validity of the INFOT Three-Dimensional Foot Digitizer for Patients with Rheumatoid Arthritis. URL: https://www.researchgate.net/publication/51174793_Reliability_and_Validity_of_the_INFOT_Three-dimensional_Foot_Digitizer_for_Patients_with_Rheumatoid_Arthritis
- [5] Enzo S. Mameri, Suhas P. Dasari, Luc M. Fortier, Fernando Gómez Verdejo, Safa Gursoy, Adam B. Yanke, and Jorge Chahla, Journal of Meniscus Anatomy and Biomechanics. URL: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC9463428/>

- [6] STANLEY PLAGENHOEF, F. GAYNOR EVANS and THOMAS ABDELNOUR, Anatomical Data for Analyzing Human Motion. URL: https://www.researchgate.net/publication/261612048_Anatomical_Data_for_Analyzing_Human_Motion.
- [7] Хода у протезній реабілітації, Physiopedia. URL: <https://langs.physio-pedia.com/uk/gait-in-prosthetic-rehabilitation-uk/>
- [8] D Joshua Mayich, Alison C Novak, Daniel Vena, James W Brodsky, Gait Analysis in Orthopedic Foot and Ankle Surgery-Topical Review, Part 1: Principles and Uses of Gait Analysis, DOI:10.1177/1071100713508394.
- [9] Im Richards, Ambreen Chogan and Renuka Erande, Biomechanics, Chapter 15. URL: <https://musculoskeletalkey.com/biomechanics-2/#:~:text=1%20%20%20Cadence%20%28steps%2Fmin%29%20%3D%20Velocity%20may,3%20%20%20Symmetry%20of%20step%20length%20%3D>

УДК 621.391.822

АДАПТИВНИЙ МЕТОД ЗГЛАДЖУВАННЯ БІОМЕДИЧНИХ СИГНАЛІВ

¹⁾Сапон О. С., ²⁾Сапон С. П.

¹⁾Національний технічний університет України

«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», Київ, Україна

²⁾Національний університет «Чернігівська політехніка», Чернігів, Україна

E-mail: saponolyaa@gmail.com, s.sapon@gmail.com

Сигнали, отримані з приладів або датчиків, часто містять шуми, викликані різними факторами, такими як електромагнітні завади, артефакти руху тощо. Згладжування допомагає зменшити ці шуми, покращуючи якість сигналу. Існує декілька традиційних алгоритмів згладжування сигналів.

Один з найвідоміших таких алгоритмів – метод ковзного середнього [1]. Його сутність полягає у виборі вікна з розміром, що визначає кількість послідовних значень часового ряду для обчислення середнього значення. В традиційному алгоритмі це вікно є фіксованим. Потім вікно переміщується по часовому ряду, і для кожного відліку сигналу обчислюється середнє значення всіх значень всередині вікна, яке замінює це значення сигналу. Таким чином отримується згладжена версія вихідного сигналу, в якій шум зменшується.

Проте цей алгоритм має суттєвий недолік. Внаслідок фіксованого розміру вікна майже неможливо позбавити сигнал шумової складової і не втратити корисну складову сигналу.

На рис. 1 зображено модель еталонного сигналу електрокардіограми (ЕКГ), а на рис. 2 на цей сигнал накладено випадковий шум, певної амплітуди.



Рис. 2. Еталонний сигнал ЕКГ

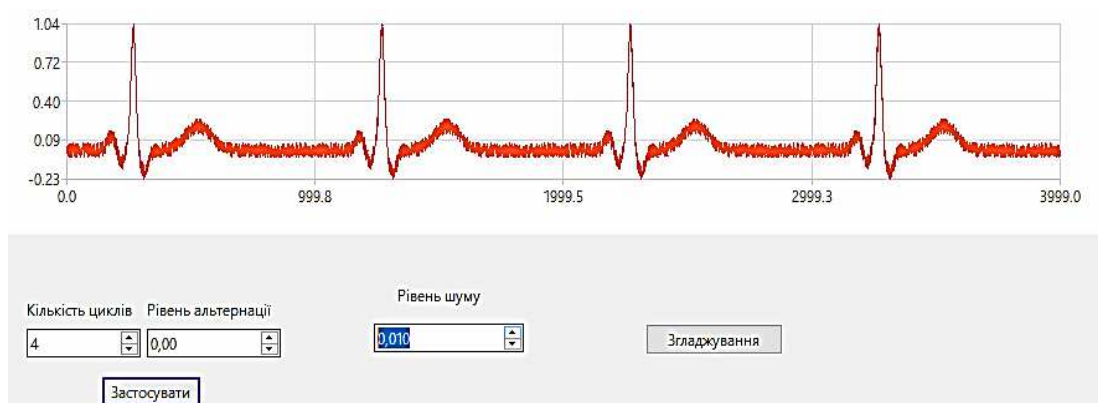


Рис. 3. Сигнал, що містить випадковий шум

На рис. 3 показано застосування традиційного алгоритму згладжування методом ковзного середнього з фіксованим розміром вікна. Як бачимо, відбулося перегладжування сигналу і його амплітуда тепер значно менша, а отже корисну складову сигналу частково втрачено.

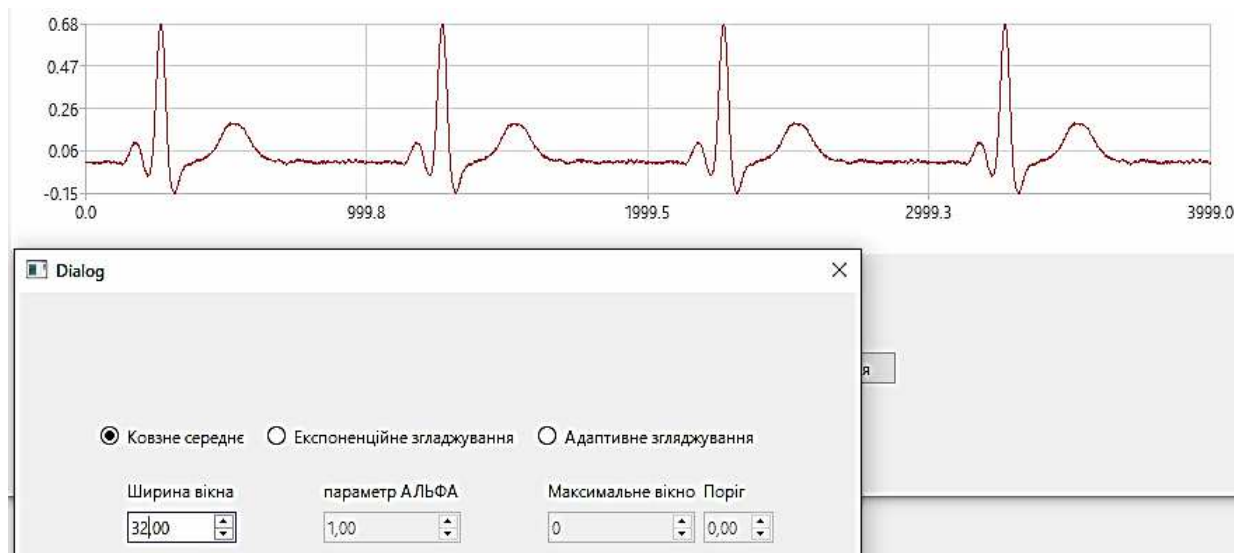


Рис. 4 Результати традиційного згладжування

Саме тому було запропоновано адаптивний алгоритм згладжування [2, 3], що полягає в налаштуванні ширини вікна до конкретного оброблюваного сигналу таким чином, щоб забезпечити максимальний ступінь згладжування і, одночасно, не допустити спотворення корисного сигналу.

Запропонований алгоритм реалізується за формулою [2]:

$$\hat{z}_0[k] = \frac{1}{2W_k + 1} \sum_{j=-W_k}^{W_k} z[k-j],$$

яка відрізняється від традиційної лише тим, що кількість точок у вікні залежить від номера k оброблюваної точки.

Значення параметра W_k визначається за наступних умов:

1. $W_k \leq W_0$, де W_0 – максимальне значення вікна
2. $|\hat{z}[k] - z[k]| \leq h_0$. Передбачається, що рівень випадкової завади обмежений за модулем деякою величиною h_0 . Тоді будь-яке відхилення згладженого сигналу від спостережуваного, що перевищує h_0 свідчить про те, що сигнал надмірно згладжений.
3. $||W||_1 k - W_1(k-1)| \leq 1$ забезпечує плавність зміни вікон в процесі обробки сигналу.

Результат роботи даного алгоритму показано на рис. 4.

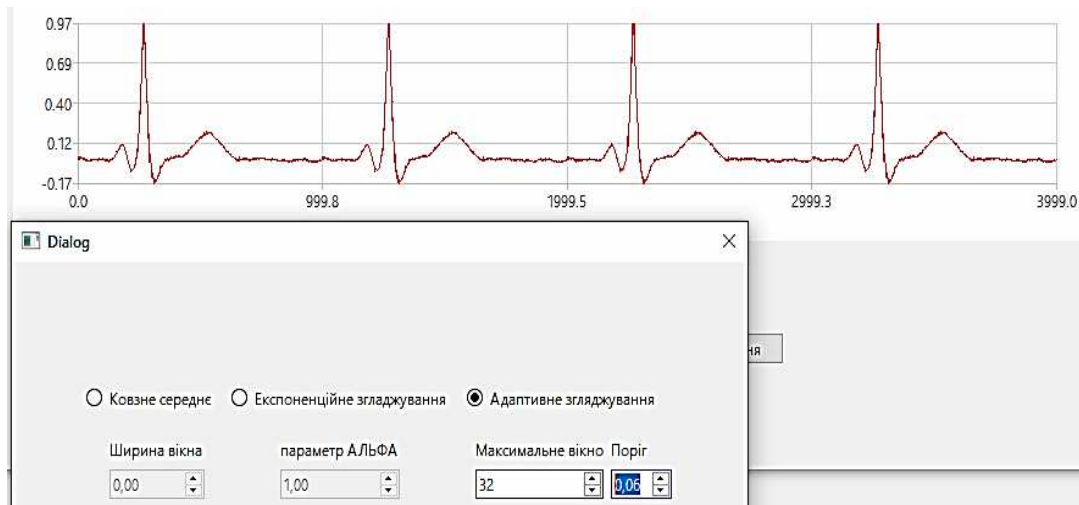


Рис. 5. Результати адаптивного згладжування

Для аналізу результатів роботи обох алгоритмів, порівняно еталонний сигнал ЕКГ (рис. 1) з сигналами, які отримали після застосування алгоритмів згладжування. Порівняння виконано на основі середньоквадратичного відхилення (MSE) та середньої абсолютної похибки (MAE). Для експерименту, на сигнал накладено випадковий шум, амплітудою 0,01 мВ. Для традиційного згладжування методом ковзного середнього використано вікно, шириною 32, а для адаптивного методу максимальну ширину вікна обрано також 32, але з регульованим параметром h_0 . Результати експерименту наведено в таблиці 1.

Таким чином експериментальні результати доводять ефективність адаптивного алгоритму згладжування сигналу на основі методу ковзного середнього.

Таблиця 1. Порівняння методів згладжування

Алгоритм	Метрики	
	MSE	MAE
Традиційний	0,0016	0,015
Адаптивний	0,00026	0,009

Ключові слова: сигнал ЕКГ, алгоритм згладжування, випадковий шум.

Література

- [1] А. Л. Бойко, Є. А. Настенко, В. А. Павлов, О. О. Коновал, М. А. Осадчий, А. В. Дементьев, “Ефективність алгоритмів попередньої обробки даних в задачі класифікації високочастотних біологічних сигналів”, *Індуктивне моделювання складних систем*, вип. 9, с. 23 – 30, 2017.
- [2] Л. С. Файнзільберг, *Методи та системи штучного інтелекту*: підруч. для студ. спец. «Комп’ютерні науки» освітньо-професійної програми «Комп’ютерні технології в біології та медицині» КПІ ім. Ігоря Сікорського. Київ, Україна: ТОВ «7БЦ», 2023.
- [3] Л. С. Файнзільберг, “Інтелектуальні інформаційні технології оброблення сигналів з локально зосередженими ознаками (до 100-річчя з дня народження академіка В. М. Глушкова)”, *Міжнародний науково-технічний журнал «Проблеми керування та інформатики»*, № 3, с. 61-73, 2023.