

Міністерство освіти і науки України  
Національний технічний університет України  
“Київський політехнічний інститут імені Ігоря  
Сікорського”

# БІОМЕДИЧНА ІНЖЕНЕРІЯ І ТЕХНОЛОГІЯ

Biomedical Engineering and Technology

**Вітчизняний науковий фаховий журнал**

№ 1(21) 2026

Київ  
КПІ ім. Ігоря Сікорського  
2026

ISSN (Online) 2707-8434

Рекомендовано Вченою радою Національного технічного університету України  
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»  
(протокол № 4 від 06.04.2026 р.)

**Біомедична інженерія і технологія** : наук. журн. 2026. № 1 (21) 64 с.

DOI: 10.20535/2026.1(21)

Згідно з наказом №НОН/24/2023 від 27.01.2023 «Про розвиток наукового журналу «Біомедична інженерія і технологія» журнал функціонує виключно як електронне наукове періодичне видання з 2023 року.

#### **Започаткований**

Національним технічним університетом України

«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»

Свідоцтво про державну реєстрацію: Серія КВ № 22986-12886Р від 28.08.2017

#### **Головний редактор**

**Шликів Владислав Валентинович**, д.т.н., доц., завідувач кафедри біомедичної інженерії ФБМІ Національного технічного університету України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»

#### **Заступник головного редактора**

**Антонова-Рафі Юлія Валеріївна**, к.т.н., доц., доцент кафедри біобезпеки та здоров'я людини ФБМІ Національного технічного університету України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського» (заступник головного редактора).

#### **Члени редакційної колегії:**

**Худецький Ігор Юліанович**, д.м.н., проф., в.о. завідувача кафедри біобезпеки та здоров'я людини Національного технічного університету України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського».

**Білошицька Оксана Костянтинівна**, к.т.н., доц., доцент кафедри біомедичної інженерії Національного технічного університету України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського».

**Бесараб Олександр Борисович**, к.т.н., доц. завідувач кафедри трансляційної медичної біоінженерії ФБМІ Національного технічного університету України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського».

**Луценко Тетяна Миколаївна**, к.т.н., доц., доцент кафедри трансляційної медичної біоінженерії Національного технічного університету України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського».

**Галкін Олександр Юрійович**, д.б.н., проф., декан факультету біомедичної інженерії Національного технічного університету України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського».

**Мисула Ігор Романович**, д.м.н., проф., завідувач кафедри медичної реабілітації Тернопільського національного медичного університету імені І.Я. Горбачевського

**Рижкова Таїсія Миколаївна**, д.т.н., проф., професор кафедри технології переробки та якості продукції тваринництва Державного біотехнологічного університету.

**Михайлова Оксана Борисівна**, д.б.н., старший науковий співробітник відділу мікології Інституту ботаніки ім. М.Г. Холодного НАНУ, Україна.

**Савченко Валентин Михайлович**, д.м.н., професор, завідувач кафедри фізичної терапії та ерготерапії Київського столичного університету імені Бориса Грінченка

**Міхал Рихлік (Michał Rychlik)**, доктор наук, проф., Директор Інституту прикладної механіки Познанської політехніки, Польща

**Валерій Жуков (Walery Zukow)**, доктор наук, професор факультету наук про Землю Університету Миколи Коперника в Торуні, Польща.

**Андрій Шпаков (Andrzej Szpakow)**, доктор наук, професор Державного професійного університету імені проф. Едварда Ф. Щепаніка в Сувалках, Польща

**Вітольд Мацкевич (Vitolds Mackēvičs)**, доктор наук (dr hab. n. o zdr.), проф., кафедра внутрішніх хвороб, Ризький університет Страдіня, Латвія.

**Єва Клещевська (Ewa Kleszczewska)**, доктор наук (dr hab. n. o zdr.), професор, Державний професійний коледж імені Едварда Ф. Щепаніка в Сувалках, Польща.

**Філіп Горський (Filip Górski)**, доктор наук, проф., доцент факультету машинобудування, заступник декана з науки, Познанська політехніка, Польща

**Олексій Каташевс (Aleksejs Kataševs)**, доктор фізичних наук, доцент, Інститут механічної та біомедичної інженерії, Рижський технічний університет, Латвія.

За достовірність статей несуть відповідальність автори

Статті пройшли наукове рецензування та перевірку на плагіат.

Статті друкуються мовами оригіналу: українська, англійська

© Автори статей, 2025

©КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2025

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

## ЗМІСТ

<p>Коменотрус В. О., Беспалова О.Я.  Мікробіом шкіри: бактерії, гриби, віруси  Valeriia Komenotrus, Olena Bespalova  Skin microbiome: bacteria, fungi, viruses</p>	4
<p>Цвір Д.А., Шликов В.В., Худецький І.Ю.  Перспективи застосування нано-заліза у високочастотному електромагнітному полі низької інтенсивності  Dmytro Tsvir, Vladyslav Shlykov, <sup>2</sup>Igor Khudetskiy  Perspectives on the use of nano-iron under low-intensity high-frequency electromagnetic fields</p>	12
<p>Савенок Б.Ю., Вовянко С.І.  Перспективи інтеграції технологій штучного інтелекту в медичну термографію  Bohdan Savenok, Svitlana Vovyanko  Prospects for integrating artificial intelligence technologies into medical thermography</p>	27
<p>Гарбовська К.О., Овчаренко Г.Р., Дубко А.Г.  Оптимізація платформи 3d-сканування кисті руки при спастичності  Kseniia Harbovska, Ganna Ovcharenko, Andrii Dubko  Optimization of a 3d hand scanning platform for patients with spasticity</p>	41
<p>Шевченко О.В., Богомолів М.Ф.  Сучасні лазерні методи дослідження крові  Oleh Shevchenko, Mykola Bohomolov  Modern laser methods of blood research</p>	58

# МІКРОБІОМ ШКІРИ: БАКТЕРІЇ, ГРИБИ, ВІРУСИ

Коменотрус Валерія Олександрівна

[v.komenotrus-fbmi27@lil.kpi.ua](mailto:v.komenotrus-fbmi27@lil.kpi.ua)

Беспалова Олена Ярославівна

[bespalova.olena@lil.kpi.ua](mailto:bespalova.olena@lil.kpi.ua)

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

**Анотація.** У роботі розглядається мікробіом шкіри людини як складна екосистема, що включає бактерії, гриби та віруси, та його значення для підтримки здоров'я шкірного покриву. Проаналізовано склад мікробіому, його функції у захисті від патогенів, підтриманні гідроліпідного бар'єру та регуляції імунних реакцій. Особлива увага приділена порушенням балансу мікробіому (дисбіозу) та їхньому зв'язку з дерматологічними захворюваннями, такими як акне, атопічний дерматит, псоріаз і дерматити різного походження. Розглянуто фактори, що впливають на склад і функціонування мікрофлори шкіри, включаючи застосування антибіотиків, косметичних засобів, вплив зовнішнього середовища, неправильне харчування та стрес. Окремо висвітлені сучасні підходи до підтримки здорового мікробіому: правильний догляд за шкірою, застосування пробіотиків і пребіотиків, а також рекомендації щодо харчування та способу життя. Робота підкреслює важливість збереження балансу мікробіому як для профілактики і лікування шкірних захворювань, так і для підтримки загального стану організму. Отримані висновки можуть бути використані у дерматології, косметології та біотехнології для розробки ефективних методів підтримки та відновлення здорової шкіри.

**Ключові слова:** мікробіом шкіри, бактерії шкіри, гриби шкіри, віруси шкіри, дисбіоз, дерматологічні захворювання, пробіотики, дерматит, здоров'я шкіри, бар'єрна функція шкіри.

## I. ВСТУП

Шкіра є найбільшим органом людського організму та виконує життєво важливі функції, зокрема захисну, сенсорну, терморегуляторну, бар'єрну та участь у метаболічних процесах. Вона захищає організм від фізичних, хімічних і біологічних факторів навколишнього середовища, а також є середовищем для колонізації численних мікроорганізмів — бактерій, грибів та вірусів. Ці мікроорганізми формують шкірний мікробіом — складну, динамічну та взаємопов'язану екосистему, яка безпосередньо впливає на стан шкіри та загальне здоров'я людини.

Мікробіом шкіри забезпечує захист від патогенів за рахунок конкуренції за поживні речовини та продукування антибактеріальних пептидів, підтримує цілісність епідермісу, регулює кислотність шкіри (рН), модуляцію місцевого імунітету та участь у метаболічних процесах. Мікроорганізми шкіри взаємодіють між собою та з мікробіомом інших органів, утворюючи складну систему взаємовпливів, що сприяє підтриманню гомеостазу організму в цілому.

Різноманітність мікробіоти залежить від анатомічної зони: себорейні ділянки

(обличчя, груди) колонізовані переважно *Cutibacterium* та *Malassezia*, вологі зони (пахви, пахова область) - *Staphylococcus* та *Corynebacterium*, а сухі ділянки (передпліччя, ноги) характеризуються більшою різноманітністю бактерій, зокрема *Corynebacterium* та *Staphylococcus*.

Баланс мікробіому шкіри є критично важливим. Порушення цього балансу, або дисбіоз, може призводити до розвитку запальних, інфекційних та аутоімунних процесів. До найпоширеніших станів, асоційованих із дисбіозом, належать акне, атопічний дерматит, псоріаз, себорейний дерматит, розацеа та інші шкірні патології. Причинами змін у складі мікробіому можуть бути надмірне використання антибіотиків, агресивних косметичних засобів, неправильне харчування, стрес, забруднення навколишнього середовища та гормональні зміни.

Сучасні дослідження підтверджують важливу роль мікробіому у підтримці здоров'я шкіри, проте результати залишаються неоднозначними. Так, *Cutibacterium acnes* демонструє як комменсальні, так і прозапальні штами, що пояснює суперечливі дані щодо його участі у розвитку акне, а роль *Malassezia spp.* у

себореїному дерматиті підтверджена, проте механізми взаємодії грибів з імунною системою людини залишаються дискусійними. Віруси шкіри, зокрема бактеріофаги та папіломавіруси, є ще менш дослідженою складовою мікробіому, хоча відомо, що бактеріофаги можуть регулювати баланс бактеріальної колонізації. Різні методи секвенування (16S rRNA проти shotgun metagenomics) часто дають відмінні таксономічні профілі, що ускладнює порівняння досліджень і стандартизацію висновків.

Таким чином, незважаючи на численні дані про вплив мікробіому на стан шкіри, існують прогалини у розумінні механізмів дисбіозу, специфічної ролі окремих штамів та видів мікроорганізмів. Ці особливості підкреслюють необхідність подальших систематичних та критичних оглядів із включенням сучасних міжнародних досліджень та використанням стандартизованих методів аналізу, що дозволяє розробляти персоналізовані терапевтичні підходи, включаючи пробіотики, бактеріофагову терапію та біоінженерні моделі шкіри з інтегрованим мікробіомом.

## II. МЕТА ДОСЛІДЖЕННЯ

Аналіз та узагальнення сучасних літературних даних щодо шкірного мікробіому людини, оцінка їх ролі у підтримці здорового стану шкірного покриву, та наукові підходи підтримки та відновлення нормальної мікрофлори шкіри, включаючи пробіотичні, бактеріофагові та біоінженерні стратегії.

## III. МАТЕРІАЛИ ТА МЕТОДИ

Дослідження виконано у форматі нарративного огляду з елементами систематизованого пошуку та критичного аналізу літератури.

Пошук наукових джерел здійснювався у міжнародних рецензованих базах даних PubMed, Scopus та Web of Science, а також за допомогою електронних ресурсів українських видань та монографій. Основною метою пошуку було виявлення сучасних даних про склад та функціональну

роль мікробіому шкіри людини, взаємодію його компонентів (бактерії, гриби, віруси) та перспективи біоінженерних підходів до відновлення та підтримки нормальної мікрофлори шкіри.

Пошук охоплював публікації 2020–2025 років, з акцентом на сучасні дослідження, однак для повноти аналізу були також включені фундаментальні та класичні роботи, опубліковані раніше, які мають концептуальне значення для розуміння складу, функцій та ролі мікробіому шкіри (наприклад, Foulongne et al., 2012; Robinson & Pfeiffer, 2014).

Пошук здійснювався з використанням таких ключових слів та їх комбінацій: “skin microbiome”, “skin bacteria”, “skin fungi”, “skin virome”, “cutaneous dysbiosis”, “dermatological diseases”, “dermatitis”, “probiotics in dermatology”, “skin health”, “skin barrier function”. Логічні оператори AND/OR застосовувалися для комбінування термінів та підвищення точності пошуку.

Критерії включення:

- рецензовані наукові публікації (Oh & Voigt, 2025; Smith et al., 2025);
- клінічні дослідження та систематичні огляди;
- експериментальні роботи in vivo та in vitro;
- публікації англійською та українською мовами;
- роботи, що безпосередньо стосуються мікробіому шкіри людини, його таксономічного складу, функцій та ролі у дерматологічних станах.

Критерії виключення:

- науково-популярні матеріали та нерецензовані джерела (за винятком українських електронних ресурсів, які використовуються як ілюстративні дані);
- дослідження без чітко описаної методології;
- роботи, що не відповідали тематиці дослідження;
- публікації, опубліковані до 2012 року (за винятком фундаментальних джерел).

Аналіз літератури проводився шляхом систематизації даних за групами мікроорганізмів (бактерії, гриби, віруси), оцінки їх функціональної ролі у підтримці

гомеостазу шкіри та участі у розвитку дерматологічних патологій. Додатково здійснено критичне порівняння результатів різних досліджень, виділено суперечливі дані та визначено сучасні тенденції у дослідженні мікробіому шкіри та біоінженерних підходів до його корекції.

#### IV. ЗНАЧЕННЯ І ОСОБЛИВОСТІ МІКРОБІОМУ ШКІРИ

Мікробіом — це сукупність мікроорганізмів, зокрема бактерій, вірусів та грибів, які мешкають у певному середовищі. У людини він тісно пов'язаний зі станом здоров'я, впливає на фізіологічні процеси, імунітет, метаболізм і травлення [9]. Різні біотопи тіла — ротова порожнина, шкіра, очі, волосся, ніс, вуха, сечостатеві шляхи, шлунково-кишковий тракт, бронхи — мають власні мікробні комплекси, які виконують специфічні функції. Локальні мікробіоми взаємодіють між собою та з організмом, утворюючи єдину надорганізову систему.

##### Значення мікробіому для здоров'я людини

###### 1. Зв'язок кишківник — мозок

Кишковий мікробіом є найбільш дослідженим і містить понад 60 % усіх мікроорганізмів організму. Він активно бере участь у метаболізмі, синтезі речовин і захисті епітелію, а продукти його діяльності впливають на весь організм. Двонаправлений зв'язок «кишківник — мозок» дозволяє мікробіому впливати на емоційний стан і поведінку, тоді як стрес та тривога можуть порушувати його баланс [2].

###### 2. Метаболічні розлади

Дисбаланс кишкової мікрофлори пов'язаний з ожирінням, діабетом 2 типу та метаболічним синдромом. Тому дослідження мікробіому спрямовані на профілактику та лікування таких розладів.

###### 3. Вплив на імунну систему

Мікробіом модулює імунітет, захищає від патогенів і зберігає толерантність до корисних речовин. Дисбаланс мікрофлори може спричиняти аутоімунні захворювання, алергії та астму [1].

###### 4. Терапевтичне застосування

Маніпулювання мікробіомом використовується для лікування

захворювань. Перспективним методом є трансплантація фекальної мікробіоти, що допомагає відновити баланс мікрофлори при інфекціях товстого кишечника та потенційно при метаболічних порушеннях.

#### V. ТАКСОНОМІЧНИЙ ТА ФУНКЦІОНАЛЬНИЙ СКЛАД МІКРОБІОМУ ШКІРИ

Мікробіом шкіри людини є складною екосистемою, що включає бактерії, гриби та віруси. Вони взаємодіють між собою та з організмом, підтримуючи захисні, метаболічні та імуномодуючі функції шкіри [6].

##### Бактерії шкіри

Бактеріальна частина мікробіому є найчисельнішою та різноманітною. Вона колонізує різні ділянки шкіри, формуючи спільноти, що залежать від вологості, кислотності, наявності сільних залоз та фізичних характеристик шкіри [6]. Основні функції бактерій шкіри:

- Захист від патогенів — конкуренція за простір і ресурси, продукування антибактеріальних речовин, стимуляція місцевого імунітету.
- Підтримка бар'єрної функції — збереження цілісності епідермісу та оптимального рН.
- Модуляція імунітету — стимуляція локальних імунних реакцій та підтримка балансу між запаленням і толерантністю.

##### Основні види бактерій:

- *Staphylococcus epidermidis* - пригнічує патогени, стимулює синтез антимікробних пептидів.
- *Cutibacterium acnes* - регулює вироблення шкірного сала, при надмірному рості може викликати акне.
- *Corynebacterium* та *Micrococcus* - беруть участь у деградації ліпідів і формуванні захисної плівки, впливають на запах тіла.

Порушення бактеріального балансу може призводити до акне, екземи, псоріазу або інфекцій шкіри [5]. Узагальнені дані щодо основних мікроорганізмів мікробіому шкіри, їх функцій та асоційованих патологічних станів наведено в таблиці 1.

Таблиця 1. Основні мікроорганізми шкіри та їх роль [10].

Мікроорганізм	Основна функція	Пов'язані патології
<i>S. epidermidis</i>	Антимікробна активність, підтримка бар'єру	Дисбіоз → колонізація <i>S. aureus</i>
<i>C. acnes</i>	Регуляція сала, гомеостаз	Акне
<i>Malassezia spp.</i>	Розщеплення сала, імунна стимуляція	Себорейний дерматит, перхоть
<i>Candida spp.</i>	Контроль мікрофлори	Кандидоз при ослабленому імунітеті
Бактеріофаги	Контроль чисельності бактерій	Порушення бактеріального балансу
HPV, HSV	Латентні вірусні інфекції	Бородавки, рецидиви, передракові зміни

### Гриби шкіри

Грибкова флора включає дріжджоподібні та патогенні гриби, що колонізують шкіру, волосся та нігті. Їх склад залежить від типу шкіри, віку та зовнішніх факторів.

Основні гриби:

- *Malassezia* — домінуючі дріжджоподібні гриби, беруть участь у розщепленні шкірного сала; при надмірному розмноженні спричиняють себорейний дерматит і перхоть.
- *Candida* — умовно-патогенна, колонізує складки шкіри; при ослабленому імунітеті може викликати кандидоз.
- *Trichophyton*, *Microsporum*, *Epidermophyton* - дерматофіти, викликають стригучий лишай та грибкові інфекції нігтів.

Функції грибів: підтримка ліпідного балансу шкіри, взаємодія з бактеріями, стимуляція місцевого імунітету. Дисбаланс грибкової частини може призводити до запалень і інфекцій [2].

### Віруси шкіри

Віруси шкіри менш вивчені, але виконують важливі функції в екосистемі:

- Бактеріофаги — контролюють чисельність бактерій.
- Папіломавіруси людини (HPV) — потенційно патогенні, можуть викликати бородавки та передракові зміни.

• Герпесвіруси (HSV) — викликають періодичні висипання, можуть перебувати у латентному стані.

• Інші віруси — коменсальні або латентні, підтримують стабільність мікробіому [2].

Баланс вірусної складової важливий для стабільності всієї мікрофлори. Порушення вірусної екосистеми може сприяти інфекціям, запаленням та порушенню імунного балансу.

## VI. ДИСБІОЗ ШКІРНОГО МІКРОБІОМУ ТА ЙОГО НАСЛІДКИ

Порушення балансу мікробіому шкіри, або дисбіоз, виникає тоді, коли змінюється співвідношення корисних і патогенних мікроорганізмів. Такий стан негативно впливає на здоров'я шкіри та може спричинити розвиток різних дерматологічних захворювань, включаючи акне, атопічний дерматит, псоріаз, себорейний дерматит, розацеа та інші запальні процеси [3].

Дисбіоз мікробіому шкіри знижує ефективність її захисних функцій, порушує бар'єрну роль епідермісу і послаблює імунний контроль. Внаслідок цього підвищується ризик розвитку запальних процесів, інфекцій та погіршення зовнішнього вигляду шкіри. Так, надмірне розмноження бактерії *Cutibacterium acnes*, що зазвичай належить до нормальної мікрофлори, спричиняє акне, викликаючи запальну відповідь і формування комедонів, папул і пустул. Тривале запалення може залишати після себе гіперпігментацію та рубці, що впливає на косметичний стан шкіри.

Атопічний дерматит, або екзема, зазвичай пов'язаний зі зменшенням чисельності корисних *Staphylococcus epidermidis* та надмірним розмноженням патогенних *Staphylococcus aureus*. Порушується бар'єрна функція шкіри, підвищується проникність для алергенів та подразників, що викликає запальні реакції, проявляються свербіж, почервоніння та сухість шкіри. У важких випадках підвищується ймовірність вторинних

інфекцій, що погіршує перебіг захворювання і знижує якість життя пацієнта [3].

Псоріаз також пов'язаний із дисбіозом шкірної мікрофлори. Дисбаланс бактеріальної спільноти активує імунні клітини, спричиняючи хронічне запалення. Надмірна активація Т-лімфоцитів призводить до прискореної проліферації кератиноцитів та утворення лускатих бляшок. [3] Хронічне запалення супроводжується лущенням, свербіжем і зміною зовнішнього вигляду шкіри.

Різні види дерматитів, включно з себорейним та контактним, також виникають на фоні дисбіозу бактеріальної та грибкової частини мікробіому. Патогенні мікроорганізми активують локальні запальні процеси та імунну відповідь, що проявляється почервонінням, свербіжем, лущенням і ускладнених випадках – вторинними інфекціями.

Причини порушення мікробіому шкіри можуть бути різноманітними. Часте або тривале використання антибіотиків знижує чисельність корисних бактерій і створює умови для розмноження патогенів. Косметичні засоби з агресивними хімічними компонентами, спиртовмісні тоніки та миючі продукти руйнують захисний ліпідний шар шкіри, змінюють її рН і зменшують чисельність корисних мікроорганізмів. [4]

Також значний вплив мають зовнішні фактори: забруднення повітря, ультрафіолетове випромінювання, коливання температури та вологості, а також стрес. Дисбаланс мікробіому може спричиняти неправильне харчування, гормональні зміни, шкідливі звички та інші особливості способу життя.

Усі ці фактори взаємодіють між собою і призводять до зміни природного складу шкіри, що спричиняє розвиток запалень, підвищену чутливість, сухість та погіршення загального стану шкіри. Розуміння механізмів дисбіозу допомагає розробляти стратегії для підтримки здоров'я шкіри та профілактики дерматологічних захворювань [3].

## VII. ПІДТРИМКА ТА ЗАСТОСУВАННЯ МІКРОБІОМУ ШКІРИ В РЕГЕНЕРАТИВНІЙ МЕДИЦИНІ ТА БІОІНЖЕНЕРІЇ

Збереження здорового шкірного мікробіому є ключовим для підтримки фізіологічних функцій шкіри та профілактики дерматологічних захворювань. Сучасні дослідження показують, що склад мікрофлори значною мірою визначається індивідуальними особливостями організму, способом життя, харчуванням і зовнішніми факторами, такими як клімат, стрес та використання косметичних засобів [7,8].

Пребіотики та пробіотики, що застосовуються у косметичних продуктах або харчових добавках, здатні відновлювати баланс мікробіому, контролювати запальні процеси та зміцнювати місцевий імунітет. Проте результати досліджень часто суперечливі: різні штами мікроорганізмів демонструють неоднакову ефективність, а методики оцінки їх впливу ще не стандартизовані. Це підкреслює необхідність системного та критичного підходу до оцінки даних у сфері мікробіомної терапії.

У біоінженерії та регенеративній медицині використання знань про шкірний мікробіом дозволяє створювати інноваційні шкірні замінники та штучні тканини із вбудованими корисними бактеріями. Такі біоінженерні системи підтримують природний баланс мікрофлори, бар'єрну функцію шкіри та сприяють відновленню пошкоджених тканин, що відкриває перспективи для лікування опіків, хронічних ран і дерматологічних захворювань.

Особливу увагу дослідники приділяють персоналізованій медицині, де склад мікробіому конкретного пацієнта використовується для адаптації терапевтичних підходів. Застосування геноміки мікробіому, метаболітів бактерій та "живих" пробіотичних матриць дозволяє підвищувати ефективність лікування та зменшувати ризик побічних ефектів.

Сучасні тренди включають інтеграцію мікробіом-орієнтованих стратегій з іншими біотехнологічними підходами: розробку наноматриць для доставлення пробіотиків,

створення “розумних” косметичних продуктів, які модулюють склад мікрофлори, та використання мультиоміки для прогнозування реакції шкіри на зовнішні та внутрішні фактори. Подальші дослідження спрямовані на детальне вивчення взаємодії мікробіому з імунною системою, впливу екологічних і поведінкових факторів на його склад та потенціалу модуляції для профілактики та лікування шкірних захворювань [7,8].

Незважаючи на численні дослідження, роль окремих штамів мікроорганізмів у підтримці здоров'я шкіри досі є предметом дискусій. Наприклад, деякі роботи демонструють значне зниження запалення та прискорення загоєння ран при застосуванні *Lactobacillus* spp. та *Bifidobacterium* spp. [9], тоді як інші дослідження не виявили статистично значущого ефекту у аналогічних умовах [10]. Такі суперечності можуть бути зумовлені різними методами культивування, варіативністю складу мікробіому пацієнтів, а також впливом зовнішніх факторів і способу доставки пробіотиків.

Подібно, дослідження пребіотиків показують, що певні поліфруктозні або олігосахаридні сполуки сприяють росту корисних бактерій і підвищують бар'єрну функцію шкіри, проте ефективність конкретних препаратів часто залежить від індивідуального складу мікробіому та стану імунної системи [11]. Це підкреслює важливість персоналізованого підходу та необхідність подальших контрольованих клінічних досліджень.

Сучасні тенденції розвитку включають використання мультиоміки та біоінженерних платформ для інтеграції даних про геном, транскриптом, метаболітний профіль і мікробіом конкретного пацієнта. Такі підходи дозволяють більш точно прогнозувати реакцію шкіри на косметичні та терапевтичні засоби, створювати адаптовані препарати та шкірні замінники, а також визначати потенційні ризики розвитку дерматологічних захворювань.

## VIII. ВИСНОВКИ

Мікробіом шкіри є складною екосистемою, що включає бактерії, гриби та віруси, які взаємодіють між собою та з організмом людини, забезпечуючи захисні, метаболічні та імунomodуючі функції. Баланс мікробіому є критично важливим для підтримки здоров'я шкіри та запобігання розвитку дерматологічних захворювань.

Порушення складу мікробіому, або дисбіоз, може призводити до виникнення акне, атопічного дерматиту, псоріазу та інших запальних процесів. Основними факторами порушень є надмірне використання антибіотиків, агресивних косметичних засобів, несприятливі умови навколишнього середовища, гормональні зміни та фактори способу життя. Дисбіоз порушує бар'єрну функцію шкіри, стимулює запальні реакції та підвищує ризик інфекцій, що погіршує загальний стан шкірного покриву [3,4].

Підтримка здорового мікробіому включає правильний догляд за шкірою, використання пробіотиків та пребіотиків, збалансоване харчування та здоровий спосіб життя. Сучасні наукові підходи дозволяють інтегрувати знання про мікробіом у регенеративну медицину та біоінженерію, створюючи біоінженерні шкірні замінники та методи лікування ран і пошкоджень шкіри, що враховують потребу у збереженні природного мікробного балансу [8].

Таким чином, дослідження мікробіому шкіри є ключовим для розвитку нових стратегій профілактики та лікування дерматологічних захворювань, а також для впровадження інноваційних методів у регенеративну медицину та біоінженерію, що сприяють відновленню та підтримці здорової шкіри.

**Конфлікт інтересів.** Автори заявляють про відсутність конфлікту інтересів.

**ORCID ID та внесок авторів.**

[0009-0004-3726-3303](https://orcid.org/0009-0004-3726-3303) (A, B, C)

Komenotrus Valeriia

[0000-0003-1507-1445](https://orcid.org/0000-0003-1507-1445) (D, E) Bepalova

Olena

A – концепція роботи та дизайн; B – аналіз інформації; C – написання статті; D – критичний огляд; E – остаточне схвалення статті.

## ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

1. Oh J., Voigt A.Y. The human skin microbiome: from metagenomes to therapeutics // *Nat Rev Microbiol.* — 2025. — Vol. 23, No. 12. — 771–787. — DOI: 10.1038/s41579-025-01211-9.
2. Foulongne V., Sauvage V., Hebert C., et al. Human skin microbiota: high diversity of DNA viruses identified on the human skin by high throughput sequencing // *PLoS One.* — 2012. — Vol. 7, No. 6. — e38499. — DOI: 10.1371/journal.pone.0038499
3. Robinson C. M., Pfeiffer J. K. Viruses and the microbiota // *Annual Review of Virology.* — 2014. — Vol. 1. — P. 55–59. — DOI: 10.1146/annurev-virology-031413-085550.
4. Smith A., Dumbrava R., Ghori N.-U.-H., Foster R., Campbell J., Duthie A., Hoyne G., Rademaker M., Bowen A.C. An overview of the skin microbiome, the potential for pathogen shift, and dysbiosis in common skin pathologies // *Microorganisms.* — 2025. — Vol. 13, No. 1. — 54. — DOI: 10.3390/microorganisms13010054.
5. Дисбактеріоз: відповідаємо на часті запитання [Електронний ресурс] // *Компендіум.* — Режим доступу: <https://compendium.com.ua/uk/news/disbakterioz-vidpovidayemo-na-chasti-zapitannya/>
6. Дослідження впливу косметичних засобів на мікробіом шкіри : монографія. — Харків, 2024. — 102 с.
7. Кузьмінська Д. В. Машинне навчання для діагностики захворювань за даними секвенування мікробіому кишківника людини : навч.-метод. посіб. — Київ, 2023. — 69 с.
8. Пирог Т. П., Антонюк М. М., Скроцька О. І., Кігель Н. Ф. Харчова біотехнологія : підручник. — Київ : Ліра-К, 2016. — 31 с.
9. Салабаш А. Пробиотики, пребіотики та постбіотики в косметичці: що це, в чому різниця, навіщо потрібні? [Електронний ресурс] // *Rosabella.* — Режим доступу: <https://rosabella.ua/blogs/blog/probiotyky-prebiotyky-ta-postbiotyky-v-kosmetytsi>
10. Хиць А. Р. Вікові зміни мікробіому шкіри та їх вплив на старіння [Електронний ресурс] // *Український медичний часопис.* — Режим доступу: <https://umj.com.ua/uk/novyna-202455-vikovi-zmini-mikrobiomu-shkiri-ta-yih-vpliv-na-starinna> немає в тесті
11. Янковський Д. С., Широбоков В. П., Димент Г. С. Мікробіом у фізіології людини : монографія. — Київ, 2018. — 17 с.

## REFERENCES

1. Oh J., Voigt A.Y. The human skin microbiome: from metagenomes to therapeutics // *Nat Rev Microbiol.* — 2025. — Vol. 23, No. 12. — 771–787. — DOI: 10.1038/s41579-025-01211-9.
2. Foulon, V., et al. (2012). Human skin microbiota: High diversity of DNA viruses detected on human skin by high-throughput sequencing. *PLoS One*, 7(6), e38499. DOI: 10.1371/journal.pone.0038499.
3. Robinson, K. M., & Pfeiffer, J. C. (2014). Viruses and microbiota. *Annual Review of Virology*, 1, 55–59. <https://doi.org/10.1146/annurev-virology-031413-085550>
4. Smith A., Dumbrava R., Ghori N.-U.-H., Foster R., Campbell J., Duthie A., Hoyne G., Rademaker M., Bowen A.C. An overview of the skin microbiome, the potential for pathogen shift, and dysbiosis in common skin pathologies // *Microorganisms.* — 2025. — Vol. 13, No. 1. — 54. — DOI: 10.3390/microorganisms13010054.
5. Dysbacteriosis: answering frequently asked questions. (n.d.). *Compendium.* Available at: <https://compendium.com.ua/uk/news/disbakterioz-vidpovidayemo-na-chasti-zapitannya/>
6. Research on the effect of cosmetics on the skin microbiome. (2024). Kharkiv, Ukraine. 102 p.
7. Kuzminska, D. V. (2023). *Machine learning for the diagnosis of diseases based on human gut microbiome sequencing data.* Kyiv, Ukraine. 69 p.
8. Pyrog, T. P., Antoniuk, M. M., Skrotska, O. I., & Kigel, N. F. (2016). *Food biotechnology.* Kyiv: Lira-K. 31 p.
9. Salabash, A. (n.d.). *Probiotics, prebiotics, and postbiotics in cosmetics: What are they, how are they different, and why are they needed?* Rosabella. Available at: <https://rosabella.ua/blogs/blog/probiotyky-prebiotyky-ta-postbiotyky-v-kosmetytsi/>
10. Khits, A. R. (n.d.). Age-related changes in the skin microbiome and their impact on ageing. *Ukrainian Medical Journal.* Available at: <https://umj.com.ua/uk/novyna-202455-vikovi-zmini-mikrobiomu-shkiri-ta-yih-vpliv-na-starinna>
11. Yankovsky, D. S., Shirobokov, V. P., & Diment, G. S. (2018). *Microbiome in human physiology.* Kyiv, Ukraine. 17 p

UDC 616-008.87

# SKIN MICROBIOME: BACTERIA, FUNGI, VIRUSES

*Valeriia Komenotrus*

[v.komenotrus-fbmi27@lil.kpi.ua](mailto:v.komenotrus-fbmi27@lil.kpi.ua)

*Olena Bespalova*

[bespalova.olena@lil.kpi.ua](mailto:bespalova.olena@lil.kpi.ua)

department of translational medical bioengineering  
National Technical University of Ukraine  
Ihor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute  
Kyiv, Ukraine

**Abstract.** *The paper considers the human skin microbiome as a complex ecosystem that includes bacteria, fungi, and viruses, and its importance for maintaining skin health. The composition of the microbiome, its functions in protecting against pathogens, maintaining the hydrolipid barrier, and regulating immune responses are analysed. Particular attention is paid to imbalances in the microbiome (dysbiosis) and their connection to dermatological diseases such as acne, atopic dermatitis, psoriasis, and dermatitis of various origins. Factors affecting the composition and functioning of the skin microflora are considered, including the use of antibiotics, cosmetics, environmental influences, poor nutrition, and stress. Modern approaches to maintaining a healthy microbiome are highlighted separately: proper skin care, the use of probiotics and prebiotics, as well as recommendations for nutrition and lifestyle. The work emphasises the importance of maintaining the balance of the microbiome both for the prevention and treatment of skin diseases and for maintaining the general condition of the body. The conclusions can be used in dermatology, cosmetology, and biotechnology to develop effective methods for maintaining and restoring healthy skin.*

**Keywords:** *skin microbiome, skin bacteria, skin fungi, skin viruses, dysbiosis, dermatological diseases, probiotics, dermatitis, skin health, skin barrier function.*

Надійшла до редакції  
14.01.2026 р.

Прийнята до публікації  
27.03.2026 р.

Опубліковано  
06.04.2026 р.

# ПЕРСПЕКТИВИ ЗАСТОСУВАННЯ НАНО-ЗАЛІЗА У ВИСОКОЧАСТОТНОМУ ПОЛІ НИЗЬКОЇ ІНТЕНСИВНОСТІ

<sup>1</sup>Цвір Дмитро Анатолійович  
[tsvir.d@gmail.com](mailto:tsvir.d@gmail.com)

<sup>1</sup>Шликов Владислав Валентинович  
[v.shlykov@kpi.ua](mailto:v.shlykov@kpi.ua)

<sup>1,2</sup>Худецький Ігор Юліанович  
[igorkhudetskyi@gmail.com](mailto:igorkhudetskyi@gmail.com)

<sup>1</sup>Національний технічний університет України  
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»,  
м. Київ, Україна

<sup>2</sup>«Інститут електрозварювання імені Є. О. Патона НАН України»  
м. Київ, Україна

**Анотація** – У статті розглянуто сучасні підходи та перспективи використання наночастинок заліза у височастотному електромагнітному полі низької інтенсивності. Описано основні типи нано-заліза — металеві частинки ( $Fe^0$ ), оксидні форми ( $Fe_3O_4$ ,  $Fe_2O_3$ ), а також проаналізовано фізико-хімічні та магнітні характеристики, що визначають їхнє біомедичне застосування. Особливу увагу приділено механізмам взаємодії наночастинок із низькоінтенсивними височастотними полями, які поєднують теплові й нетеплові ефекти, включаючи індукцію магнітної гіпертермії та модуляцію клітинних структур. Показано потенціал комбінованого використання нано-заліза в протипухлинних технологіях, магнітно-резонансній візуалізації, таргетній доставці лікарських препаратів та терапії з використанням електромагнітних чинників. Показано, що застосування низькоінтенсивних полів сприяє зниженню ризику перегрівання тканин і підвищує безпечність процедур. Зроблено висновок про перспективність інтеграції технологій нано-заліза з височастотними електромагнітними методами для створення нових неінвазивних діагностичних та лікувальних рішень.

**Ключові слова:** нано-залізо, наночастинок, височастотне поле, низькоінтенсивний електромагнітний вплив, магнітна гіпертермія, біомедичні застосування.

## I. ВСТУП

Сучасний розвиток нанотехнологій відкрив широкі можливості для створення нових терапевтичних та діагностичних методів у медицині. Одним із найбільш перспективних напрямів є використання наночастинок заліза, які завдяки своїм унікальним фізико-хімічним і магнітним властивостям активно досліджуються в онкології, електромагнітних терапевтичних методах, реабілітації та системах відновлення тканин. На відміну від макроскопічних матеріалів, наночастинок заліза проявляють суперпарамагнітні властивості, високу поверхневу активність та можливість функціоналізації оболонками, що забезпечує їхнє застосування як у діагностиці, так і в лікуванні [1, 2, 3, 4].

Особливе місце займає поєднання нано-заліза з впливом височастотного електромагнітного поля (ВЧ-ЕМП) [5]. Якщо традиційно височастотні методи пов'язують із вираженою тепловою дією, то

при застосуванні низькоінтенсивного випромінювання в літературі описуються переважно нетеплові та резонансно-залежні ефекти, здатні впливати на клітинні й системні процеси за мінімального термічного навантаження [6, 7].

Низькоінтенсивні електромагнітні поля у діапазонах УВЧ, НВЧ та КВЧ здатні чинити регуляторний вплив на функціональний стан нервової, судинної та імунної систем, що підтверджується численними експериментальними дослідженнями [8, 9, 10].

Наприклад, електромагнітне випромінювання НВЧ-діапазону (2,45 ГГц) може змінювати проникність мембран та викликати електрофізіологічні зрушення у клітинах [8].

У експериментальних *in vivo* дослідженнях було зафіксовано зміни ферментативної активності головного мозку, показників оксидативного стресу та морфології нейрональної тканини під дією

електромагнітного випромінювання НВЧ-діапазону (10 ГГц), що свідчить про потенційний вплив на нервову систему. [9].

У лабораторних бактеріальних культурах виявлено ефекти неспецифічного пригнічення життєдіяльності під дією імпульсного електромагнітного випромінювання, які не пояснюються лише тепловим механізмом [10].

Сучасні дослідження у галузі низькоінтенсивної високочастотної терапії свідчать про ефективність використання багаточастотних апаратних систем у медико-біологічних та відновлювальних технологіях, здатних генерувати електромагнітні поля в діапазонах УВЧ, НВЧ та КВЧ із контрольованими параметрами інтенсивності. Такі пристрої забезпечують створення стабільних умов для проведення відновлювальних та немедикаментозних медико-біологічних процедур, у яких переважають нетеплові механізми дії. Впровадження технологій цього типу відкриває перспективи інтеграції наночастинок заліза у практику низькоінтенсивної високочастотної магнітотерапії, що дозволяє розширити можливості впливу на клітинному та тканинному рівнях [11, 12].

Електромагнітний вплив із використанням наночастинок у дециметровому та сантиметровому діапазонах випромінювання чинить комбінований біологічний вплив. Теплова складова проявляється у локальному підвищенні температури тканин, насичених водою, що сприяє покращенню мікроциркуляції та зниженню м'язового спазму. Нетеплова складова зумовлює зміни проникності клітинних мембран, регуляцію іонного транспорту та стимуляцію обмінних процесів [13]. Поєднання теплових і нетеплових ефектів створює передумови для потенційного підсилення біологічної відповіді при одночасному застосуванні наночастинок заліза. У таких умовах наночастинок можуть сприяти локальній концентрації електромагнітної енергії, індукції контрольованого мікролокального нагрівання та модифікації клітинних реакцій, що потребує подальшого

експериментального підтвердження.

Узагальнюючи, поєднання нано-заліза з ВЧ-ЕМП низької інтенсивності формує новий напрям у біомедичній інженерії, орієнтований на розробку безпечних, неінвазивних і високоселективних технологій впливу на живі системи.

## **II. МЕТА РОБОТИ**

Метою даної роботи є всебічне узагальнення сучасних даних про фізико-хімічні та магнітні властивості наночастинок заліза та аналіз механізмів їхньої взаємодії з ВЧ-ЕМП низької інтенсивності. У межах роботи розглядаються такі напрями:

- характеристика фізико-хімічних та магнітних властивостей різних форм нано-заліза;
- вивчення механізмів їхньої взаємодії з ВЧ-ЕМП, включаючи теплові та нетеплові ефекти;
- оцінці можливостей комбінованого використання нано-заліза та низькоінтенсивних електромагнітних полів у медицині;
- визначенню перспектив розвитку технологій у галузі онкології, діагностики та відновлювальних медико-біологічних технологій.

## **III. ВЛАСТИВОСТІ НАНОЧАСТИНОК ЗАЛІЗА ТА ЇХ ВЗАЄМОДІЯ З ВИСОКОЧАСТОТНИМ ПОЛЕМ**

### **Фізико-хімічні властивості нано-заліза**

Наночастинок заліза ( $\text{Fe}^0$ ,  $\text{Fe}_3\text{O}_4$ ,  $\gamma\text{-Fe}_2\text{O}_3$  та інші форми) характеризуються високим відношенням поверхні до об'єму, що зумовлює підвищену реакційну здатність та здатність до модифікації поверхні. Їхні властивості суттєво відрізняються від макроскопічного заліза [14, 15]. Найважливішими є: - суперпарамагнетизм – наночастинок  $\text{Fe}_3\text{O}_4$  і  $\gamma\text{-Fe}_2\text{O}_3$  при зменшенні розміру нижче 20 нм втрачають залишкову намагніченість і проявляють магнітні властивості лише під дією зовнішнього поля [14, 16]. Це зменшує ризик магнітно індукованої агрегації та сприяє більш контрольованій поведінці частинок у біологічних середовищах, особливо за умов належної поверхневої функціоналізації.

- біосумісність і функціоналізація – поверхня наночастинок може бути

модифікована полімерними, білковими чи лігандними оболонками (декстрини, поліетиленгліколь, альбумін), що робить їх стабільними у фізіологічних рідинах і дозволяє «пришивати» до них лікарські молекули [1, 15].

- магнітна відповідь – наночастинки можуть концентруватися у цільовій зоні під дією магнітного поля, що робить можливим їхнє використання у таргетній доставці [1,

14].

Найбільш клінічно значущими на сьогодні є оксидні форми ( $\text{Fe}_3\text{O}_4$ ,  $\gamma\text{-Fe}_2\text{O}_3$ ), які вже застосовуються як контрастні агенти для МРТ та експериментально у магнітній гіпертермії пухлин [1, 16].

Порівняльні характеристики основних типів наночастинок заліза, що використовуються у біомедичній інженерії, наведені у табл. 1.

**Таблиця 1.** Порівняльні фізико-хімічні та біомедичні характеристики основних типів наночастинок заліза

Клас наночастинок	Типовий склад/фаза	Магнітні властивості	Стабільність у біосередовищах	Біосумісність/ризик (в загальному)	Типові застосування
Металеві ( $\text{Fe}^0$ )	$\text{Fe}^0$	висока магнітна відповідь (залежить від розміру)	нижча (окиснення)	потенційно вищі ризики через реактивність/ROS	переважно експериментальні підходи
Магнетит ( $\text{Fe}_3\text{O}_4$ )	$\text{Fe}_3\text{O}_4$	часто суперпарамагнітні (за малих розмірів)	добра (особливо з покриттями)	відносно висока (за контрольованих параметрів)	МРТ-контраст, гіпертермія, доставка
Маггеміт ( $\gamma\text{-Fe}_2\text{O}_3$ )	$\gamma\text{-Fe}_2\text{O}_3$	подібні до $\text{Fe}_3\text{O}_4$	добра	відносно висока	гіпертермія, візуалізація
SPION з функціоналізацією	$\text{Fe}_3\text{O}_4/\gamma\text{-Fe}_2\text{O}_3$ + покриття (PEG/декстран/ліганди)	керована магн. поведінка	висока (стабілізація, менше агрегації)	зазвичай краща переносимість; залежить від покриття	таргетна доставка, тераностика
Гібридні/композитні	Fe-оксиди + Au/Ag/графен/полімери	комбіновані	варіабельна	залежить від складу	мультиמודальна візуалізація, комбінована терапія

Біологічні ефекти наночастинок заліза значною мірою залежать від їх розміру, морфології, поверхневої функціоналізації та умов біологічного середовища.

Як видно з табл. 1, біомедичні властивості наночастинок заліза визначаються не лише їх магнітними характеристиками, але й фазовим складом, розміром та особливостями поверхневої модифікації. Металеві наночастинки  $\text{Fe}^0$  характеризуються високою реакційною здатністю, проте їхня хімічна нестабільність та потенційна здатність індукувати оксидативний стрес обмежують біомедичне застосування. Натомість оксидні форми заліза, зокрема  $\text{Fe}_3\text{O}_4$  та  $\gamma\text{-Fe}_2\text{O}_3$ , відзначаються більшою хімічною стабільністю і біосумісністю, що пояснює їх широке використання у магнітно-резонансній візуалізації, магнітній

гіпертермії та системах таргетної доставки лікарських препаратів. Додаткова функціоналізація поверхні полімерними або біомолекулярними оболонками дозволяє підвищити колоїдну стабільність, зменшити агрегацію та забезпечити селективну взаємодію з біологічними структурами. Таким чином, оптимізація фізико-хімічних параметрів наночастинок є ключовим фактором ефективності їх використання у технологіях, що поєднують наноматеріали та високочастотні електромагнітні поля

#### **Біофізичні механізми взаємодії ВЧ-ЕМП**

Біологічні ефекти наночастинок заліза значною мірою залежать від їх розміру, морфології, поверхневої функціоналізації та умов біологічного середовища. Як видно з табл. 1, біомедичні властивості наночастинок заліза визначаються не лише їх магнітними характеристиками, але й фазовим складом,

розміром та особливостями поверхневої модифікації. Металеві наночастинки Fe<sup>0</sup> характеризуються високою реакційною здатністю, проте їхня хімічна нестабільність та потенційна здатність індукувати оксидативний стрес обмежують біомедичне застосування. Натомість оксидні форми заліза, зокрема Fe<sub>3</sub>O<sub>4</sub> та γ-Fe<sub>2</sub>O<sub>3</sub>, відзначаються більшою хімічною стабільністю і біосумісністю, що пояснює їх широке використання у магнітно-резонансній візуалізації, магнітній гіпертермії та системах таргетної доставки лікарських препаратів. Додаткова функціоналізація поверхні полімерними або біомолекулярними оболонками дозволяє підвищити колоїдну стабільність, зменшити агрегацію та забезпечити селективну взаємодію з біологічними структурами. Таким чином, оптимізація фізико-хімічних параметрів наночастинок є ключовим фактором ефективності їх використання у технологіях, що поєднують наноматеріали та високочастотні електромагнітні поля.

Вплив ВЧ-ЕМП на біооб'єкти зазвичай розглядають у межах теплових і нетеплових механізмів.

Тепловий механізм: у тканинах, багатих на воду та електроліти, ВЧ-хвилі спричиняють мікролокальне нагрівання за рахунок коливань дипольних молекул та руху іонів. У присутності наночастинок заліза можливе посилення локального нагрівання за рахунок їх здатності поглинати та трансформувати енергію ВЧ-поля в тепло, що показано в ряді експериментальних моделей. Даний механізм лежить в основі експериментальних підходів до магнітної гіпертермії пухлин. [17].

Нетепловий механізм: навіть при низькій інтенсивності випромінювання (<10 мкВт/см<sup>2</sup>) спостерігаються ефекти модуляції клітинних процесів – зміна проникності мембран, активація іонних каналів, стимуляція мікроциркуляції та регуляція нервово-гуморальних механізмів [6, 18]. Наночастинки заліза потенційно можуть модулювати локальні електромагнітні процеси та впливати на мікросередовище клітин, однак механізми такої взаємодії потребують подальшого експериментального

підтвердження [19].

Слід зазначити, що, попри наявність експериментальних даних щодо нетеплових ефектів ВЧ-ЕМП, біофізичні механізми їх реалізації залишаються предметом активної наукової дискусії. У літературі обговорюються гіпотези, пов'язані з участю радикальних пар, мембранних білкових комплексів, іонних каналів та електродинамічних процесів у клітинних структурах. Проте на сьогодні не сформовано єдиної узгодженої моделі, яка б пояснювала всі спостережувані ефекти. У зв'язку з цим інтерпретація нетеплових впливів потребує обережності та подальших системних міждисциплінарних досліджень.

Основні параметри технологій неіонізуючого опромінення, що застосовуються для активації наночастинок, наведені у табл. 2. Наведені параметри мають узагальнений характер і можуть варіювати залежно від конструкції апаратури, типу аплікатора та режимів експозиції. У межах огляду параметри наведені як класові/типові діапазони, оскільки конкретні значення залежать від конструкції апаратів, типу аплікатора та протоколів експозиції; для кожної технології ключовими є частота, домінуюча компонента поля (Е/Н) та рівень інтенсивності, що визначає співвідношення теплових і нетеплових ефектів.

#### **Резонансні та частотні «вікна».**

У ряді досліджень показано, що біологічна дія низькоінтенсивних ВЧ-ЕМП має виражену частотну та амплітудну залежність [20, 21]. Існують так звані «резонансні» або «частотні вікна», у межах яких реакція біосистеми на зовнішнє поле є найбільш інтенсивною, тоді як за межами цих діапазонів ефект різко зменшується або зникає. Така поведінка свідчить про нелінійний, селективний характер взаємодії електромагнітного поля з клітинними структурами та мембранними рецепторами.

Додатково встановлено, що надмірне підвищення інтенсивності випромінювання може не лише не підсилювати, а іноді навіть пригнічувати біологічний ефект («амплітудні вікна»), що підкреслює необхідність точного

контролю параметрів поля під час терапевтичного застосування [21, 22].

**Таблиця 2.** Порівняльні параметри технологій неіонізуючого опромінення, що застосовуються для активації наночастинок заліза

Технологія / клас апаратів	Діапазон частот	Компонента поля	Типова інтенсивність/потужність (порядок)	Режим/аплікатор	Механізм активації НЧ
Дециметровая терапія (УВЧ/ДМХ)	0,3–3 ГГц	переважно <b>E</b>	низька–середня	аплікатори-випромінювачі, локальні зони	діелектричні втрати в тканині, помірний нагрів; можливе модулювання реакцій
Мікрохвильова терапія (НВЧ)	1–30 ГГц (часто 2,45 ГГц)	<b>E</b>	від низької до терапевтичної	локальні аплікатори	теплові ефекти + можливі нетеплові (за низької інтенсивності)
Міліметровохвильова терапія (КВЧ/ММХ)	30–300 ГГц	<b>E</b>	дуже низька	поверхневі аплікатори	переважно нетеплова/регуляторна дія
Магнітна гіпертермія (AMF)	0,1–1 МГц (типово сотні кГц)	<b>H</b> (змінне магнітне поле)	середня/висока (за H-амплітудою)	індукційні котушки	нагрів НЧ за рахунок релаксаційних/гістерезисних втрат (SAR)
Комбіновані системи “RF/мікрохвилі + НЧ”	RF/НВЧ + (опційно AMF)	<b>E ± H</b>	змінна	мультиканальні режими	синергія: локальний нагрів + потенційна модуляція мікросередовища

У присутності наночастинок заліза потенційно можливе модулювання локальної електромагнітної взаємодії, що теоретично може впливати на частотну селективність біологічної відповіді; однак експериментальні підтвердження таких ефектів залишаються обмеженими [20, 21, 22]. Такий підхід відкриває перспективи створення комбінованих нанобіофізичних технологій типу «нано-залізо + ВЧ-ЕМП» для високоселективної регуляції клітинних процесів у патологічних зонах.

#### Клінічні аспекти

У методичних та експериментальних джерелах описані дані щодо можливих протизапальних, анальгетичних і

вазотропних ефектів НВЧ- і КВЧ-випромінювання [23, 24]. У літературі описані експериментальні дані, які свідчать про можливість:

- індукції локальної гіпертермії пухлинних клітин;
- потенційного підвищення чутливості до фармакотерапії [25];
- впливу на показники мікроциркуляції та регенерації тканин [26].

Таким чином, нано-залізо у низькоінтенсивному ВЧ-ЕМП може розглядатися як функціональний елемент, здатний модифікувати локальні фізико-біологічні процеси.

#### IV. БІОМЕДИЧНІ ЗАСТОСУВАННЯ НАНО-ЗАЛІЗА У ВЧ-ЕМП

##### Онкологія та протипухлинна терапія.

Одним із найбільш перспективних напрямів є застосування наночастинок заліза у поєднанні з ВЧ-ЕМП для магнітної гіпертермії пухлин. Під дією ВЧ-випромінювання наночастинок  $\text{Fe}_3\text{O}_4$  або  $\gamma\text{-Fe}_2\text{O}_3$  індукують локальний нагрів у межах пухлинного осередку, що може призводити до пошкодження або індукції апоптозу пухлинних клітин [27]. Цей ефект може підсилюватися при комбінуванні з хімотерапією та променевою терапією, знижуючи їх токсичність для здорових тканин [28]. Дослідження також показують, що залізні наночастинок можуть стимулювати імунні реакції проти пухлини, додатково підвищуючи ефект лікування [29].

##### Діагностика та візуалізація

Наночастинок заліза, особливо магнетит ( $\text{Fe}_3\text{O}_4$ ), вже широко застосовуються як контрастні агенти для магнітно-резонансної томографії (МРТ) [30, 31]. Поєднання їх із низькоінтенсивними ВЧ-поллями може посилювати діагностичні можливості, забезпечуючи більш точну локалізацію патологічних осередків [32]. Крім того, функціоналізовані наночастинок можуть бути «мішенями» для певних клітин або тканин, що відкриває перспективу молекулярної візуалізації та ранньої діагностики [32, 33].

##### Цільова доставка лікарських препаратів

Магнітні властивості наночастинок заліза дозволяють керувати їхнім розташуванням в організмі за допомогою зовнішнього поля [34]. Це робить можливим використання їх як транспортних носіїв для цільової доставки ліків у комбінації з ВЧ-випромінюванням [35]. Локальне підсилення проникності клітинних мембран під дією низькоінтенсивного поля сприяє більш ефективному надходженню лікарських молекул у клітину, що може знизити необхідну дозу препарату та зменшити системні побічні ефекти [36].

##### Терапія та реабілітація

У терапевтичних застосуваннях нано-залізо може підсилювати ефекти низькоінтенсивних високочастотних електромагнітних впливів. Відомо, що

низькоінтенсивні електромагнітні впливи високочастотного діапазону проявляють комплексну біорегуляторну дію, зокрема протизапальну, анальгетичну та судинорегулюючу. [37]. Додавання наночастинок заліза може сприяти більш вираженому впливу на мікроциркуляцію, прискорювати регенерацію тканин, зменшувати запальні процеси та відновлювати функціональну активність уражених органів [38].

##### Регенерація біологічних тканин

Комбінація нано-заліза з ВЧ-полем низької інтенсивності відкриває перспективи у стимуляції росту клітин і тканин. Відомо, що вплив слабких ВЧ-електромагнітних полів може сприяти підвищенню життєздатності клітин шляхом модуляції активності клітинних мембран; у присутності наночастинок заліза описані дані про можливе посилення таких ефектів [39]. Додатково в експериментальних моделях описано можливу участь наночастинок заліза в активації регенераторних процесів у тканинах та покращенню відновлення пошкоджених структур [38, 40].

Найвні експериментальні та обмежені клінічні дані свідчать, що застосування нано-заліза у високочастотному полі відкриває можливості для цілеспрямованої гіпертермії, відновлювальних медико-біологічних впливів та вдосконалення відновлювальних технологій.

#### V. ПЕРЕВАГИ ТА РИЗИКИ ЗАСТОСУВАННЯ НАНО-ЗАЛІЗА У ВЧ-ЕМП

Застосування наночастинок заліза у високочастотних електромагнітних полях характеризується поєднанням значних потенційних переваг і певних обмежень, що зумовлює необхідність комплексної оцінки як ефективності, так і біобезпеки таких підходів [27, 41, 42]. Однією з ключових переваг є висока селективність дії, пов'язана зі здатністю наночастинок заліза накопичуватися у патологічно змінених тканинах, зокрема в пухлинних утвореннях [27, 41, 43]. Це створює умови для локального підсилення ефекту ВЧ-ЕМП [27, 44] і водночас дає можливість мінімізувати

небажаний вплив на здоров'ї клітини та тканини організму [27, 41, 43].

Важливою характеристикою нано-заліза є їхні виражені магнітні властивості, які відкривають можливості для поєднання діагностичних і терапевтичних функцій в межах єдиної платформи [30, 45, 46]. Зокрема, такі наночастинки можуть використовуватися як контрастні агенти для магнітно-резонансної томографії [30, 46, 47] та одночасно як активні компоненти для реалізації магнітної гіпертермії [41, 45, 47]. Подібний підхід відповідає сучасній концепції тераностичних систем і сприяє персоналізації медичних впливів [30, 41, 47].

Окрему увагу привертає здатність низькоінтенсивних високочастотних електромагнітних полів у поєднанні з нано-залізом реалізовувати як теплові, так і нетеплові біологічні ефекти [41, 48, 49]. Застосування слабких ВЧ-ЕМП дозволяє зменшити ризик надмірного нагрівання тканин, водночас сприяючи прояву регуляторних реакцій, таких як покращення мікроциркуляції, зниження запальних процесів і активація відновних механізмів [50, 51]. Крім того, нано-залізо може підсилювати ефективність комбінованих підходів лікування, підвищуючи чутливість біологічних тканин до медикаментозних або променеви впливів, що потенційно дає змогу зменшити терапевтичні дози та, відповідно, знизити токсичне навантаження на організм [41, 48, 51].

Перспективним напрямом є також розробка персоналізованих систем на основі функціоналізованих наночастинок заліза [52, 53]. Модифікація поверхні нано-заліза біополімерами або специфічними лігандами створює умови для таргетної доставки лікарських засобів і підвищення селективності впливу [52, 54]. Це особливо актуально для онкологічних і складних медико-біологічних застосувань [53].

Водночас використання нано-заліза у поєднанні з ВЧ-ЕМП супроводжується низкою потенційних ризиків, які потребують ретельного контролю. Одним із головних обмежувальних чинників залишається можливість токсичного впливу наночастинок, пов'язаного з їх накопиченням у тканинах і

здатністю індукувати оксидативний стрес [55, 56, 57]. Металеве нано-залізо ( $Fe^0$ ) є хімічно нестабільним і швидко окиснюється, що може супроводжуватися утворенням реактивних форм кисню [56, 57]. Оксидні форми заліза, зокрема  $Fe_3O_4$  та  $\gamma-Fe_2O_3$ , вважаються більш біосумісними, проте й для них залишається актуальною проблема контрольованого дозування [58, 59].

Суттєвою складністю є також прогнозування біорозподілу наночастинок в організмі. Нерівномірне накопичення нано-заліза в різних органах і тканинах ускладнює оцінку ефективності та безпечності впливу, особливо при повторних або тривалих експозиціях [43, 60]. Крім того, біологічна активність нано-заліза значною мірою визначається їхніми фізико-хімічними характеристиками, такими як розмір, форма та властивості поверхні [61, 62, 63], а навіть незначні варіації у технології синтезу можуть призводити до суттєвих змін біологічних ефектів [60, 61].

Окремого розгляду потребує проблема контролю термічних ефектів [64]. Навіть за умов низькоінтенсивного ВЧ-ЕМП існує потенційний ризик локального перегрівання тканин у випадку високої концентрації наночастинок, що підкреслює необхідність точного налаштування режимів опромінення [65, 66]. У цьому контексті особливого значення набуває питання довгострокової біобезпеки, оскільки наслідки тривалого або повторного застосування нано-заліза у поєднанні з високочастотними полями поки що залишаються недостатньо вивченими, особливо в клінічних умовах [41, 67].

Водночас ефективність і безпечність застосування нано-заліза у ВЧ-ЕМП значною мірою залежать від точного контролю параметрів наночастинок і режимів дії електромагнітного поля [41, 66], що обумовлює необхідність подальших міждисциплінарних досліджень та розробки стандартизованих підходів до використання цих технологій [68, 69, 70].

## VI. ПЕРСПЕКТИВИ РОЗВИТКУ

### Мультичастотні та комбіновані системи

Подальший розвиток технологій на основі нано-заліза у поєднанні з ВЧ-ЕМП

низької інтенсивності передбачає створення мультичастотних апаратів, здатних працювати одночасно у діапазонах УВЧ, НВЧ та КВЧ. Такі системи дозволять враховувати «частотні вікна» біологічної дії та оптимізувати ефекти резонансної взаємодії з наночастинками заліза [71, 72].

#### **Поєднання з іншими наноматеріалами**

Перспективним є створення гібридних наноструктур на основі заліза у комбінації з золотом, сріблом, графеном чи біополімерними носіями. Це дає змогу поєднувати магнітні властивості  $Fe_3O_4$  з оптичними та електропровідними характеристиками інших наноматеріалів, розширюючи спектр діагностичних і терапевтичних можливостей [73, 74].

#### **Розвиток терапії «theranostics»**

Концепція тераностики (поєднання діагностики та лікування в одному процесі) може реалізуватися завдяки використанню нано-заліза як одночасно контрастних агентів для МРТ і сенсориалізаторів магнітної гіпертермії. Це дозволить створювати індивідуальні схеми лікування з можливістю реального моніторингу ефективності [71].

#### **Інтеграція у персоналізовану медицину**

Модифікація поверхні наночастинок лігандами, антитілами або біосумісними полімерними оболонками відкриває шлях до створення таргетних систем доставки, які працюватимуть у поєднанні з низькоінтенсивним ВЧ-випромінюванням. Це сприятиме розвитку персоналізованих терапевтичних стратегій, особливо в онкології та відновлювальних медико-біологічних технологіях. [74].

#### **Перехід від експериментів до клініки.**

Хоча фундаментальні дослідження вже довели високу біологічну активність низькоінтенсивних ВЧ-полів і потенціал нано-заліза, клінічні випробування ще перебувають на початковому етапі. У майбутньому очікується розширення спектра клінічних досліджень, спрямованих на доведення безпеки та ефективності комбінованих методів [71, 73].

#### **Нові напрями у фізіореабілітації**

Використання нано-заліза у поєднанні з низькоінтенсивними високочастотними апаратами може стати основою для

створення нових методів немедикаментозних медико-біологічних впливів, орієнтованих на зменшення запалення, стимуляцію мікроциркуляції та відновлення тканин.

Подальший розвиток цього напряму пов'язаний зі створенням багаточастотних генераторних систем, гібридних наноматеріалів і тераностичних комплексів, які об'єднують функції діагностики та лікування в єдиній платформі [71, 74].

## **VII. ВИСНОВКИ**

Проаналізовані літературні дані свідчать, що наночастинки заліза у формах  $Fe^0$ ,  $Fe_3O_4$ ,  $\gamma-Fe_2O_3$  та їхніх модифікованих варіантах завдяки своїм магнітним, електронним і поверхневим характеристикам становлять перспективну основу для створення нових біотехнологічних рішень. Поєднання цих наночастинок із низькоінтенсивним високочастотним електромагнітним полем відкриває можливість реалізувати керований біологічний вплив, у якому задіяні як теплові, так і нетеплові механізми дії. Зокрема, локальна магнітна гіпертермія, резонансні та осциляторні явища формують широкий спектр ефектів на клітинному та системному рівнях.

Комплекс таких властивостей визначає значний біомедичний потенціал цих систем. Використання нано-заліза у високочастотному полі демонструє перспективність у протипухлинних технологіях, де спостерігається підвищення чутливості пухлинних клітин до фармакологічних і променевих агентів. Крім того, наночастинки активно розглядаються як інструмент для вдосконалення діагностики, зокрема у МРТ-контрастуванні та молекулярній візуалізації, а також для реалізації таргетної доставки лікарських засобів. Значний інтерес викликає можливість їхнього використання у відновлювальних та немедикаментозних медико-біологічних технологіях, де поєднання високочастотних полів і наноматеріалів здатне забезпечити нові підходи до регуляції локальних фізіологічних процесів.

Переваги таких рішень охоплюють високу селективність дії, потенціал для

інтеграції діагностики та терапії в межах єдиного тераностичного підходу, а також можливість зменшення фармакологічного навантаження на організм. Низькоінтенсивні режими опромінення додатково мінімізують ризик термічного пошкодження тканин, що робить цей напрям привабливим з точки зору безпеки.

Разом із тим застосування нано-заліза у поєднанні з високочастотним полем супроводжується низкою важливих викликів. Потенційна токсичність наночастинок, складність прогнозування їхнього біорозподілу, чутливість біологічних ефектів до фізико-хімічних параметрів матеріалів та недостатня вивченість довгострокових наслідків зумовлюють необхідність подальших масштабних досліджень. Саме точний контроль характеристик наноматеріалів і параметрів впливу є ключовим чинником, що визначатиме перспективи клінічної інтеграції таких технологій.

Майбутній розвиток цього напрямку пов'язують зі створенням багаточастотних систем нового покоління, гібридних наноструктур із комбінованими магнітними та оптичними властивостями, удосконаленням тераностичних платформ та формуванням персоналізованих стратегій лікування і впливу. Синергія магнітних властивостей нано-заліза та регуляторних ефектів низькоінтенсивних високочастотних полів формує підґрунтя для подальшого розвитку нових біомедичних технологій — від індивідуалізованих підходів до лікування до створення інтелектуальних систем відновлювального впливу майбутнього.

**Фінансування.** Дане дослідження не отримувало зовнішнього фінансування.

**Конфлікт інтересів.** Автори заявляють про відсутність конфлікту інтересів.

**Згода на публікацію.** Усі автори, які мають відношення до рукопису, дали згоду на публікацію цієї праці.

#### ORCID ID та внесок авторів.

0000-0003-0815-6950 (C, E, F) Igor Khudetskyu

0000-0001-8836-4658 (C, E, F) Vladyslav Shlykov

0000-0002-7927-4586 (A, B, D) Dmytro Tsvir

A – концепція та дизайн роботи, B – пошук

матеріалів, C – аналіз існуючих досліджень, D – написання статті, E – критичний огляд статті, F – остаточне затвердження статті.

#### ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

1. Laís Salomão Arias, Juliano Pelim Pessan, Ana Paula Miranda Vieira, Taynara Maria Toito de Lima, Alberto Carlos Botazzo Delbem, Douglas Roberto Monteiro. Iron Oxide Nanoparticles for Biomedical Applications: A Perspective on Synthesis, Drugs, Antimicrobial Activity, and Toxicity. *Antibiotics*, 2018. DOI: 10.3390/antibiotics7020046.

2. María Gabriela Montiel Schneider, María Julia Martín, Jessica Otarola, Ekaterina Vakarelska, Vasil Simeonov, Verónica Lassalle, Miroslava Nedyalkova. Biomedical Applications of Iron Oxide Nanoparticles: Current Insights Progress and Perspectives. *Pharmaceutics*, 2022. DOI: 10.3390/pharmaceutics14010204.

3. Mostafa Salehrozveh, Parisa Dehghani, Ivan Mijakovic. Synthesis, Functionalization, and Biomedical Applications of Iron Oxide Nanoparticles (IONPs). *Journal of Functional Biomaterials*, 2024. DOI: 10.3390/jfb15110340.

4. Yu Qing Meng, Ya Nan Shi, Yong Ping Zhu, Yan Qing Liu, Li Wei Gu, Dan Dan Liu, Ang Ma, Fei Xia, Qiu Yan Guo, Cheng Chao Xu, Jun Zhe Zhang, Chong Qiu & Ji Gang Wang. Recent trends in preparation and biomedical applications of iron oxide nanoparticles. *Journal of Nanobiotechnology*, 2024. DOI: 10.1186/s12951-023-02235-0.

5. Brogan T. McWilliams, Hongwang Wang, Valerie J. Binns, Sergio Curto, Stefan H. Bossmann, Punit Prakash. Experimental Investigation of Magnetic Nanoparticle-Enhanced Microwave Hyperthermia. *Journal of Functional Biomaterials*, 2017. DOI: 10.3390/jfb8030021.

6. Peter Wust, Benedikt Kortüm, Ulf Strauss, Jacek Nadobny, Sebastian Zschaeck, Marcus Beck, Ulrike Stein, Pirus Ghadjar. Non-thermal effects of radiofrequency electromagnetic fields. *Scientific Reports*, 2020. DOI: 10.1038/s41598-020-69561-3.

7. Henry Lai, B Blake Levitt. The roles of intensity, exposure duration, and modulation on the biological effects of radiofrequency radiation and exposure guidelines. *Electromagnetic Biology and Medicine*. DOI: 10.1080/15368378.2022.2065683.

8. Carole Rougier, Audrey Prorot, Philippe Chazal, Philippe Leveque, Patrick Leprat. Thermal and Nonthermal Effects of Discontinuous Microwave Exposure (2.45 Gigahertz) on the Cell Membrane of *Escherichia coli*. *Applied and Environmental Microbiology*, 2014. DOI: 10.1128/AEM.00789-14.

9. Sohail Mumtaz, Juie Nahushkumar Rana, Eun Ha Choi, Ihn Han. Microwave Radiation and the Brain: Mechanisms, Current Status, and Future Prospects. *International Journal of Molecular Sciences*, 2022. DOI: 10.3390/ijms23169288.

10. Priyanka Shaw, Naresh Kumar, Sohail Mumtaz, Jun Sup Lim, Jung Hyun Jang, Doyoung Kim, Bidya Dhar Sahu, Annemie Bogaerts, Eun Ha Choi. Evaluation of non-thermal effect of microwave radiation and its mode of action in bacterial cell inactivation. *Scientific Reports*, 2021. DOI: 10.1038/s41598-021-93274-w.

11. Цвір О. М., Цвір Д. А., Шеїна І. В., Шубний О. І., Натаров М. П., Кравченко М. В. Пристрій для фізіотерапії, фізіореабілітації та фізіопрофілактики пацієнтів. Патент на винахід № 126887, 2023. <https://iprop-ua.com/inv/c4se47eb/>

12. Цвір О. М., Цвір Д. А., Шеїна І. В., Шубний О. І., Натаров М. П., Кравченко М. В. Пристрій для фізіотерапії, фізіореабілітації та фізіопрофілактики пацієнтів "Мікровит Аура". Патент на корисну модель № 151868. 2022. <https://iprop-ua.com/inv/4tljf9jj/>

13. Косуліна Н. Г., Шигимага В. О., Чорна М. О., Сухін В. В., Ляшенко Г. А., Коршунов К. С. «Використання апаратів для

- НВЧ, КВЧ, дециметрової та сантиметрової терапії та аналіз впливу ЕМП радіочастотного діапазону на організм людини». Для студентів першого рівня вищої освіти «БАКАЛАВР», спеціальності 163 «Біомедична інженерія», освітньо-професійної програми «Біомедична інженерія» денної або заочної форми навчання. – Харків: ДБТУ, 2024. – 59 с.
14. Sophie Laurent, Delphine Forge, Marc Port, Alain Roch, Caroline Robic, Luce Vander Elst, Robert N. Muller. Magnetic Iron Oxide Nanoparticles: Synthesis, Stabilization, Vectorization, Physicochemical Characterizations, and Biological Applications. *Chemical Reviews*, 2008. Vol. 108, No. 6. – P. 2064–2110. DOI: 10.1021/cr068445e.
15. Ajay Kumar Gupta, Mona Gupta. Synthesis and surface engineering of iron oxide nanoparticles for biomedical applications. *Biomaterials*, 2015. DOI: 10.1016/j.biomaterials.2004.10.012.
16. Wei Wu, Quanguo He, Changzhong Jiang. Magnetic Iron Oxide Nanoparticles: Synthesis and Surface Functionalization Strategies. *Nanoscale Research Letters*, 2008. DOI: <https://doi.org/10.1007/s11671-008-9174-9>.
17. L. J. Challis. Mechanisms for interaction between RF fields and biological tissue. *Bioelectromagnetics*, 2005. DOI: 10.1002/bem.20119.
18. Luca Gerhards, Andreas Deser, Daniel R. Kattinig, Jörg Matysik, Iliia A. Solov'yov. Weak Radiofrequency Field Effects on Biological Systems Mediated through the Radical Pair Mechanism. *Chemical Reviews*, 2025. DOI: 10.1021/acs.chemrev.5c00178.
19. Anna Dieper, Stephan Scheidegger, Rudolf M. Fuchsli, Paraskevi D. Veltsista, Ulrike Stein, Mathias Weyland, Dominik Gerster, Marcus Beck, Olof Bengtsson, Daniel Zips, Pirus Ghadjar. Literature review: potential non-thermal molecular effects of external radiofrequency electromagnetic fields on cancer. *International Journal of Hyperthermia*, 2024. DOI: 10.1080/02656736.2024.2379992.
20. Sergii Romanenko, Ryan Begley, Alan R. Harvey, Livia Hool, Vincent P. Wallace. The interaction between electromagnetic fields at megahertz, gigahertz and terahertz frequencies with cells, tissues and organisms: risks and potential. *Journal of the Royal Society Interface*, 2017. DOI: 10.1098/rsif.2017.0585.
21. Lucián Zastko, Leonardo Makinistian, Andrea Tvarožná, Igor Belyaev. Intermittent ELF-MF Induce an Amplitude-Window Effect on Umbilical Cord Blood Lymphocytes. *International Journal of Molecular Sciences*, 2022. DOI: 10.3390/ijms232214391.
22. Viacheslav V. Krylov, Elena A. Osipova. Molecular Biological Effects of Weak Low-Frequency Magnetic Fields: Frequency–Amplitude Efficiency Windows and Possible Mechanisms. *International Journal of Molecular Sciences*, 2023. DOI: 10.3390/ijms241310989.
23. Tianhao Du, Liangliang Zhou, Jia Liu, Xiao Wang, Haoxu Xie, Xu Yang, Yingxin Yang. Effectiveness of Microwave Therapy Combined with Berberine /GelMA via COX-2/IL-1 $\beta$  Pathway to Treat Skeletal Muscle Injury: An in vivo Study in Rats. *International Journal of Nanomedicine*, 2025. DOI: 10.2147/IJN.S500490.
24. A. K. Gupta, M. Venkataraman, L. T. Joshi, E. A. Cooper. Potential use of microwave technology in dermatology. *Journal of Dermatological Treatment*, 2022. DOI: 10.1080/09546634.2022.2089333.
25. O. G. Isaeva, V. A. Osipov. Modelling of Anti-Tumour Immune Response: Immunocorrective Effect of Weak Centimetre Electromagnetic Waves. *Computational and Mathematical Methods in Medicine*, 2008. DOI: 10.1080/17486700802373540.
26. Biswadev Roy, Suryakant Niture, Marvin H. Wu. Biological effects of low power nonionizing radiation: A Narrative Review. *Journal of Radiation Research and Imaging*, 2021. DOI: 10.46439/radiation.1.001.
27. Xiaoli Liu, Yifan Zhang, Yanyun Wang, Wenjing Zhu, Galong Li, Xiaowei Ma, Yihan Zhang, Shizhu Chen, Shivani Tiwari, Kejian Shi, Shouwen Zhang, Hai Ming Fan, Yong Xiang Zhao, Xing-Jie Liang. Comprehensive understanding of magnetic hyperthermia for improving antitumor therapeutic efficacy. *Theranostics*, 2020. DOI: 10.7150/thno.40805.
28. Marzena Szwed, Agnieszka Marczak. Application of Nanoparticles for Magnetic Hyperthermia for Cancer Treatment—The Current State of Knowledge. *Cancers*, 2024. DOI: 10.3390/cancers16061156.
29. Frederik Soetaert, Preethi Korangath, David Serantes, Steven Fiering, Robert Ivkov. Cancer therapy with iron oxide nanoparticles: Agents of thermal and immune therapies. *Advanced Drug Delivery Reviews*, 2021. DOI: 10.1016/j.addr.2020.06.025.
30. Mahbuba Rahman. Magnetic Resonance Imaging and Iron-oxide Nanoparticles in the era of Personalized Medicine. *Nanotheranostics*, 2023. DOI: 10.7150/ntno.86467.
31. Lokesh Srinath Ganapathe, Mohd Ambri Mohamed, Rozan Mohamad Yunus, Dilla Duryha Berhanuddin. Magnetite (Fe<sub>3</sub>O<sub>4</sub>) Nanoparticles in Biomedical Application: From Synthesis to Surface Functionalisation. *Magnetochemistry*, 2020. DOI: <https://doi.org/10.3390/magnetochemistry6040068>.
32. Zhenzhen Li, Ru Bai, Jia Yi, Huige Zhou, Junfang Xian, Chunying Chen. Designing Smart Iron Oxide Nanoparticles for MR Imaging of Tumors. *Chemical & Biomedical Imaging*, 2023. DOI: 10.1021/cbmi.3c00026.
33. Mette Bjerg Lindhøj, Susan Rudd Cooper, Andy S. Anker, Anne Bonnin, Mie Kristensen, Klaus Qvortrup, Kristian Almstrup, Kirsten M. Ø. Jensen, Tim B. Dyrby, Jon Sparring. Iron Oxide Nanoparticles as a Contrast Agent for Synchrotron Imaging of Sperm. *arXiv*, 2023. DOI: 10.48550/arXiv.2309.03908.
34. Thomas Vangijzegem, Dimitri Stanicki, Sophie Laurent. Magnetic iron oxide nanoparticles for drug delivery: applications and characteristics. *Expert Opinion on Drug Delivery*, 2019. DOI: 10.1080/17425247.2019.1554647.
35. by Joan Estelrich, Elvira Escibano, Josep Queralt, Maria Antònia Busquets. Iron Oxide Nanoparticles for Magnetically-Guided and Magnetically-Responsive Drug Delivery. *International Journal of Molecular Sciences*, 2015. DOI: 10.3390/ijms16048070.
36. Abu Hassan Nordin, Zuliahani Ahmad, Siti Muhamad Nur Husna, Rushdan Ahmad Ilyas, Ahmad Khusairi Azemi, Noraznawati Ismail, Muhammad Luqman Nordin, Norzita Ngadi, Nordin Hawa Siti, Walid Nabgan, Abd Samad Norfarhana, Mohammad Saifulddin Mohd Azami. The State of the Art of Natural Polymer Functionalized Fe<sub>3</sub>O<sub>4</sub> Magnetic Nanoparticle Composites for Drug Delivery Applications: A Review. *Gels*, 2023. DOI: 10.3390/gels9020121.
37. Joel Pollet, Giorgia Ranica, Paolo Pedersini, Stefano G. Lazzarini, Simone Pancera, Riccardo Buraschi. The Efficacy of Electromagnetic Diathermy for the Treatment of Musculoskeletal Disorders: A Systematic Review with Meta-Analysis. *Journal of Clinical Medicine*, 2023. DOI: 10.3390/jcm12123956.
38. Ralf P Friedrich, Iwona Cicha, Christoph Alexiou. Iron Oxide Nanoparticles in Regenerative Medicine and Tissue Engineering. *Nanomaterials*, 2021. DOI: 10.3390/nano11092337.
39. Lisa Gherardini, Gastone Ciuti, Selene Tognarelli, Caterina Cinti. Searching for the Perfect Wave: The Effect of Radiofrequency Electromagnetic Fields on Cells. *International Journal of Molecular Sciences*, 2014. DOI: 10.3390/ijms15045366.

40. Nan Wang, Yimin Xie, Zhipeng Xi, Zehua Mi, Rongrong Deng, Xiyu Liu, Ran Kang, Xin Liu. Hope for bone regeneration: The versatility of iron oxide nanoparticles. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 2022. DOI: 10.3389/fbioe.2022.937803.
41. Ioana Baldea, Cristian Iacoviță, Raul Andrei Gurgu, Alin Stefan Vizitiu, Vlad Răzniceanu, Daniela Rodica Mitrea. Magnetic Hyperthermia with Iron Oxide Nanoparticles: From Toxicity Challenges to Cancer Applications. *Nanomaterials*, 2025. DOI: 10.3390/nano15191519.
42. Yi J. Liang, Jun Xie, Jing Yu, Zhaoguang Zheng, Fang Liu, An-ping Yang. Recent advances of high performance magnetic iron oxide nanoparticles: Controlled synthesis, properties tuning and cancer theranostics. *Nano Select*, 2020. DOI: 10.1002/nano.202000169.
43. Julia Nowak-Jary, Beata Machnicka. In vivo Biodistribution and Clearance of Magnetic Iron Oxide Nanoparticles for Medical Applications. *International Journal of Nanomedicine*, 2023. DOI: 10.2147/IJN.S415063.
44. P. Stephen Patrick, Daniel J. Stuckey, Huachen Zhu, Tammy L. Kalber, Haadi Iftikhar, Paul Southern, Joseph C. Bear, Mark F. Lythgoe, Simon R. Hattersley, Quentin A. Pankhurst. Improved tumour delivery of iron oxide nanoparticles for magnetic hyperthermia therapy of melanoma via ultrasound guidance and <sup>111</sup>In SPECT quantification. *Nanoscale*, 2024. DOI: 10.1039/D4NR00240G.
45. Ingrid Hilger, Werner A. Kaiser. Iron Oxide-Based Nanostructures for MRI and Magnetic Hyperthermia. *Nanomedicine*, 2012. DOI: 10.2217/nnm.12.112.
46. Dongmei Zhang, Jing Zhang, Xianglin Bian, Pei Zhang, Weihua Wu, Xudong Zuo. Iron Oxide Nanoparticle-Based T1 Contrast Agents for Magnetic Resonance Imaging: A Review. *Nanomaterials*, 2025. DOI: 10.3390/nano15010033.
47. Santiago Sánchez-Cabezas, Roberto Montes-Robles, Juan Gallo, Félix Sancenónac, Ramón Martínez-Máñez. Combining magnetic hyperthermia and dual T1/T2 MR imaging using highly versatile iron oxide nanoparticles. *Dalton Transactions*, 2019. DOI: 10.1039/C8DT04685A.
48. Wenjun Sun, Xiaoxia Chai, Yuan Zhang, Tongyao Yu, Yuhua Wang, Wenzhe Zhao, Yanhua Liu, Dachuan Yin, Chenyan Zhang. Combination Using Magnetic Iron Oxide Nanoparticles and Magnetic Field for Cancer Therapy. *The Chemical Record*, 2024. DOI: 10.1002/tcr.202400179.
49. Saira Riaz, Robina Ashraf, Aseya Akbar, Shahzad Naseem. Microwave Assisted Iron Oxide Nanoparticles—Structural and Magnetic Properties. *IEEE Transactions on Magnetics*, 2014. DOI: 10.1109/TMAG.2014.2313117.
50. Zoltán Péter Jákó, Cecilia Hodúr, Sándor Beszédes. Magnetic iron oxide nanoparticle enhanced microwave pretreatment for anaerobic digestion of meat industry sludge. *Scientific Reports*, 2024. DOI: 10.1038/s41598-024-61423-6.
51. Jesús Roberto Vargas-Ortiz, Carmen Gonzalez, Karen Esquivel. Magnetic Iron Nanoparticles: Synthesis, Surface Enhancements, and Biological Challenges. *Processes*, 2022. DOI: 10.3390/pr10112282.
52. Conroy Sun, Jerry S.H. Lee, Miqin Zhang. Magnetic nanoparticles in MR imaging and drug delivery. *Advanced Drug Delivery Reviews*, 2008. DOI: 10.1016/j.addr.2008.03.018.
53. Wei Wu, Zhaohui Wu, Changzhong Jiang, Woo-Sik Kim. Recent progress on magnetic iron oxide nanoparticles: synthesis, surface functional strategies and biomedical applications. *Science and Technology of Advanced Materials*, 2015. DOI: 10.1088/1468-6996/16/2/023501.
54. Ajay Kumar Gupta, Stephen Wells. Surface-modified superparamagnetic nanoparticles for drug delivery: preparation, characterization, and cytotoxicity studies. *IEEE Trans Nanobioscience*, 2024. DOI: 10.1109/tnb.2003.820277.
55. Nemi Malhotra, Jiann-Shing Lee, Rhenz Alfred D. Liman, Johny Margotte S. Ruallo, Oliver B. Villaflores, Tzong-Rong Ger, Chung-Der Hsiao. Potential Toxicity of Iron Oxide Magnetic Nanoparticles: A Review. *Molecules*, 2020. DOI: 10.3390/molecules25143159.
56. Amanda Kessler, Jonas Hedberg, Eva Blomberg, Inger Odnevall. Reactive Oxygen Species Formed by Metal and Metal Oxide Nanoparticles in Physiological Media—A Review of Reactions of Importance to Nanotoxicity and Proposal for Categorization. *Nanomaterials*, 2022. DOI: 10.3390/nano12111922.
57. Elena Vazhnichaya, Oleksandr Semaka, Ruslan Lutsenko, Nellia Bobrova, Yurii Kurapov. Toxicity Factors of Magnetite Nanoparticles and Methods of Their Research. *Innovative Biosystems and Bioengineering*, 2024. DOI: 10.20535/ibb.2024.8.1.288067.
58. Mustafa Erkan Özgür, Ahmet Ulu, Sevgi Balçioğlu, İmren Özcan, Süleyman Köytepe, Burhan Ateş. The Toxicity Assessment of Iron Oxide (Fe<sub>3</sub>O<sub>4</sub>) Nanoparticles on Physical and Biochemical Quality of Rainbow Trout Spermatozoon. *Toxics*, 2018. DOI: 10.3390/toxics6040062.
59. Jovana Paunovic, Danijela Vučević, Tatjana Radosavljevic, Stefan Mandić-Rajčević, Igor Pantic. Iron-based nanoparticles and their potential toxicity: Focus on oxidative stress and apoptosis. *Chemico-Biological Interactions*, 2020. DOI: 10.1016/j.cbi.2019.108935.
60. Hamed Arami, Amit Khandhar, Denny Liggitt, Kannan M. Krishnan. In vivo delivery, pharmacokinetics, biodistribution and toxicity of iron oxide nanoparticles. *Chemical Society Reviews*, 2015. DOI: 10.1039/C5CS00541H.
61. Qiyi Feng, Yanping Liu, Jian Huang, Ke Chen, Jinxing Huang, Kai Xiao. Uptake, distribution, clearance, and toxicity of iron oxide nanoparticles with different sizes and coatings. *Scientific Reports*, 2018. DOI: 10.1038/s41598-018-19628-z.
62. Lin Yang, Huijuan Kuang, Wanyi Zhang, Zoraida P. Aguilar, Yonghua Xiong, Weihua Lai, Hengyi Xu, Hua Wei. Size dependent biodistribution and toxicokinetics of iron oxide magnetic nanoparticles in mice. *Nanoscale*, 2015. DOI: 10.1039/C4NR05061D.
63. Neenu Singh, Gareth J. S. Jenkins, Romisa Asadi, Shareen H. Doak. Potential toxicity of superparamagnetic iron oxide nanoparticles (SPION). *Nano Reviews & Experiments*, 2010. DOI: 10.3402/nano.v1i0.5358.
64. Yurena Luengo, Zamira V. Díaz-Riascos, David García-Soriano, Francisco J. Teran, Emilio J. Artés-Ibáñez, Oihane Ibarrola, Álvaro Somoza, Rodolfo Miranda, Simó Schwartz Jr., Ibane Abasolo, Gorka Salas. Fine Control of In Vivo Magnetic Hyperthermia Using Iron Oxide Nanoparticles with Different Coatings and Degree of Aggregation. *Pharmaceutics*, 2022. DOI: 10.3390/pharmaceutics14081526.
65. Prashant Chandrasekharan, Zhi Wei Tay, Daniel Hensley, Xinyi Y. Zhou, Barry KL Fung, Caylin Colson, Yao Lu, Benjamin D. Fellows, Quincy Huynh, Chinmoy Saayujya, Elaine Yu, Ryan Orendorff, Bo Zheng, Patrick Goodwill, Carlos Rinaldi, Steven Conolly. Using magnetic particle imaging systems to localize and guide magnetic hyperthermia treatment: tracers, hardware, and future medical applications. *Theranostics*, 2020. DOI: 10.7150/thno.40858.
66. Harley F. Rodrigues, Gustavo Capistrano, Andris F. Bakuzis. In vivo magnetic nanoparticle hyperthermia: a review on preclinical studies, low-field nano-heaters, noninvasive thermometry and computer simulations for treatment planning. *International Journal of Hyperthermia*, 2020. DOI: 10.1080/02656736.2020.1800831.
67. Yan Chen Li, Roman A. Barmin, Rui Zhang, Fabian Kiessling, Twan Lammers, Roger M. Pallares. Clinical translation and landscape of superparamagnetic iron oxide nanoparticles. *Advanced Drug Delivery Reviews*, 2026. DOI: 10.1016/j.addr.2025.115756.

68. J. Wells, D. Ortega, U. Steinhoff, S. Dutz, E. Garaio, O. Sandre, E. Natividad, M. M. Cruz, F. Brero, P. Southern, Q. A. Pankhurst, S. Spassov. Challenges and recommendations for magnetic hyperthermia characterization measurements. *International Journal of Hyperthermia*, 2021. DOI: 10.1080/02656736.2021.1892837.
69. Irene Rubia-Rodríguez, Antonio Santana-Otero, Simo Spassov, Etelka Tombácz, Christer Johansson, Patricia De La Presa, Francisco J. Teran, María del Puerto Morales, Sabino Veintemillas-Verdaguer, Nguyen T. K. Thanh, Maximilian O. Besenhard, Claire Wilhelm, Florence Gazeau, Quentin Harmer, Eric Mayes, Bella B. Manshian, Stefaan J. Soenen, Yuanyu Gu, Ángel Millán, Eleni K. Efthimiadou, Jeff Gaudet, Patrick Goodwill, James Mansfield, Uwe Steinhoff, James Wells, Frank Wiekhorst, Daniel Ortega. Whither Magnetic Hyperthermia? A Tentative Roadmap. *Materials*, 2021. DOI: 10.3390/ma14040706.
70. Sean Healy, Andris F. Bakuzis, Patrick W. Goodwill, Anilchandra Attaluri, Jeff W. M. Bulte, Robert Ivkov. Clinical magnetic hyperthermia requires integrated magnetic particle imaging. *Wiley interdisciplinary reviews. Nanomedicine and nanobiotechnology*, 2022. DOI: 10.1002/wnan.1779.
71. Jae-Hyun Lee, Ji-wook Kim, Jinwoo Cheon. Magnetic Nanoparticles for Multi-Imaging and Drug Delivery. *Molecules and Cells*, 2013. DOI: 10.1007/s10059-013-0103-0.
72. Shaoqi Sun, Shijie Sun, Lijun Xu, and Jing Zhong. A Multi-frequency Magnetic Particle Spectroscopy System for the Characterization of Magnetic. *arXiv*, 2023. DOI: 10.48550/arXiv.2304.11290.
73. Mariam Abdulaziz M. Tarkistani, Varsha Komalla, Veysel Kayser. Recent Advances in the Use of Iron–Gold Hybrid Nanoparticles for Biomedical Applications. *Nanomaterials*, 2021. DOI: 10.3390/nano11051227.
74. Elizabeth C. H. T. Lau, Michelle Åhlén, Ocean Cheung, Alexey Y. Ganin, David G. E. Smith, Humphrey H. P. Yiu. Gold-iron oxide (Au/Fe<sub>3</sub>O<sub>4</sub>) magnetic nanoparticles as the nanoplatform for binding of bioactive molecules through self-assembly. *Frontiers in Molecular Biosciences*, 2023. DOI: <https://doi.org/10.3389/fmolb.2023.1143190>.
- ## REFERENCES
- [1] L. S. Arias, J. P. Pessan, A. P. M. Vieira, T. M. T. de Lima, A. C. B. Delbem, and D. R. Monteiro, “Iron oxide nanoparticles for biomedical applications: A perspective on synthesis, drugs, antimicrobial activity, and toxicity,” *Antibiotics*, vol. 7, no. 2, p. 46, 2018. DOI: 10.3390/antibiotics7020046.
- [2] M. G. M. Schneider, M. J. Martín, J. Otarola, E. Vakarelska, V. Simeonov, V. Lassalle, and M. Nedyalkova, “Biomedical applications of iron oxide nanoparticles: Current insights, progress and perspectives,” *Pharmaceutics*, vol. 14, no. 1, p. 204, 2022. DOI: 10.3390/pharmaceutics14010204.
- [3] M. Salehizadeh, P. Dehghani, and I. Mijakovic, “Synthesis, functionalization, and biomedical applications of iron oxide nanoparticles (IONPs),” *J. Funct. Biomater.*, vol. 15, no. 11, p. 340, 2024. DOI: 10.3390/jfb15110340.
- [4] Y. Q. Meng, Y. N. Shi, Y. P. Zhu, Y. Q. Liu, L. W. Gu, D. D. Liu, A. Ma, F. Xia, Q. Y. Guo, C. C. Xu, J. Z. Zhang, C. Qiu, and J. G. Wang, “Recent trends in preparation and biomedical applications of iron oxide nanoparticles,” *J. Nanobiotechnol.*, vol. 22, no. 1, p. 35, 2024. DOI: 10.1186/s12951-023-02235-0.
- [5] B. T. McWilliams, H. Wang, V. J. Binns, S. Curto, S. H. Bossmann, and P. Prakash, “Experimental investigation of magnetic nanoparticle-enhanced microwave hyperthermia,” *J. Funct. Biomater.*, vol. 8, no. 3, p. 21, 2017. DOI: 10.3390/jfb8030021.
- [6] P. Wust, B. Kortüm, U. Strauss, J. Nadobny, S. Zschaeck, M. Beck, U. Stein, and P. Ghadjar, “Non-thermal effects of radiofrequency electromagnetic fields,” *Sci. Rep.*, vol. 10, no. 1, p. 12345, 2020. DOI: 10.1038/s41598-020-69561-3.
- [7] H. Lai and B. B. Levitt, “The roles of intensity, exposure duration, and modulation on the biological effects of radiofrequency radiation and exposure guidelines,” *Electromagn. Biol. Med.*, vol. 41, no. 3, pp. 261–289, 2022. DOI: 10.1080/15368378.2022.2065683.
- [8] C. Rougier, A. Prorot, P. Chazal, P. Leveque, and P. Leprat, “Thermal and nonthermal effects of discontinuous microwave exposure (2.45 GHz) on the cell membrane of *Escherichia coli*,” *Appl. Environ. Microbiol.*, vol. 80, no. 16, pp. 4832–4841, 2014. DOI: 10.1128/AEM.00789-14.
- [9] S. Mumtaz, J. N. Rana, E. H. Choi, and I. Han, “Microwave radiation and the brain: Mechanisms, current status, and future prospects,” *Int. J. Mol. Sci.*, vol. 23, no. 16, p. 9288, 2022. DOI: 10.3390/ijms23169288.
- [10] P. Shaw, N. Kumar, S. Mumtaz, J. S. Lim, J. H. Jang, D. Kim, B. D. Sahu, A. Bogaerts, and E. H. Choi, “Evaluation of non-thermal effect of microwave radiation and its mode of action in bacterial cell inactivation,” *Sci. Rep.*, vol. 11, no. 1, p. 13274, 2021. DOI: 10.1038/s41598-021-93274-w.
- [11] O. M. Tsvir, D. A. Tsvir, I. V. Sheina, O. I. Shubnyi, M. P. Natarov, and M. V. Kravchenko, “Device for physiotherapy, physical rehabilitation, and physioprophyllaxis of patients,” Patent No. 126887, 2023. [Online]. Available: <https://iprop-ua.com/inv/c4se47eb/>
- [12] O. M. Tsvyr, D. A. Tsvyr, I. V. Sheina, O. I. Shubnyi, M. P. Natarov, and M. V. Kravchenko, “Device for physiotherapy, physiotherapy, and physioprophyllaxis of patients 'Microvit Aura,’” Patent No. 151868, 2022. [Online]. Available: <https://iprop-ua.com/inv/4tljf9jj/>
- [13] N. H. Kosulina, V. O. Shyhimaha, M. O. Chorna, V. V. Sukhin, H. A. Liashenko, and K. S. Korshunov, Vykorystannia aparat-iv dlia NVCh, KVCh, detsymetrovoi ta santymetrovoi terapii ta analiz vplyvu EMP radiochastotnoho diapazonu na orhanizim liudyny, Kharkiv: DBTU, 2024, p. 59.
- [14] S. Laurent, D. Forge, M. Port, A. Roch, C. Robic, L. Vander Elst, and R. N. Muller, “Magnetic iron oxide nanoparticles: Synthesis, stabilization, vectorization, physicochemical characterizations, and biological applications,” *Chem. Rev.*, vol. 108, no. 6, pp. 2064–2110, 2008. DOI: 10.1021/cr068445e.
- [15] A. K. Gupta and M. Gupta, “Synthesis and surface engineering of iron oxide nanoparticles for biomedical applications,” *Biomaterials*, vol. 26, no. 18, pp. 3995–4021, 2005. DOI: 10.1016/j.biomaterials.2004.10.012.
- [16] W. Wu, Q. He, and C. Jiang, “Magnetic iron oxide nanoparticles: Synthesis and surface functionalization strategies,” *Nanoscale Res. Lett.*, vol. 3, pp. 397–415, 2008. DOI: 10.1007/s11671-008-9174-9.
- [17] L. J. Challis, “Mechanisms for interaction between RF fields and biological tissue,” *Bioelectromagnetics*, vol. 26, no. 2, pp. 98–106, 2005. DOI: 10.1002/bem.20119.
- [18] L. Gerhards, A. Deser, D. R. Kattinig, J. Matysik, and I. A. Solov'yov, “Weak radiofrequency field effects on biological systems mediated through the radical pair mechanism,” *Chem. Rev.*, 2025. DOI: 10.1021/acs.chemrev.5c00178.
- [19] A. Dieper, S. Scheidegger, R. M. Fuchsli, P. D. Veltsista, U. Stein, M. Weyland, D. Gerster, M. Beck, O. Bengtsson, D. Zips, and P. Ghadjar, “Literature review: Potential non-thermal molecular effects of external radiofrequency electromagnetic fields on cancer,” *Int. J. Hyperthermia*, 2024. DOI: 10.1080/02656736.2024.2379992.
- [20] S. Romanenko, R. Begley, A. R. Harvey, L. Hool, and V. P. Wallace, “The interaction between electromagnetic fields at megahertz, gigahertz and terahertz frequencies with cells, tissues and organisms: Risks and potential,” *J. R. Soc. Interface*, vol. 14, no. 134, p. 20170585, 2017. DOI: 10.1098/rsif.2017.0585.
- [21] L. Zastko, L. Makinistian, A. Tvarožná, and I. Belyaev, “Intermittent ELF-MF induce an amplitude-window effect on

- umbilical cord blood lymphocytes," *Int. J. Mol. Sci.*, vol. 23, no. 22, p. 14391, 2022. DOI: 10.3390/ijms232214391.
- [22] V. V. Krylov and E. A. Osipova, "Molecular biological effects of weak low-frequency magnetic fields: Frequency–amplitude efficiency windows and possible mechanisms," *Int. J. Mol. Sci.*, vol. 24, no. 13, p. 10989, 2023. DOI: 10.3390/ijms241310989.
- [23] T. Du, L. Zhou, J. Liu, X. Wang, H. Xie, X. Yang, and Y. Yang, "Effectiveness of microwave therapy combined with berberine/GelMA via COX-2/IL-1 $\beta$  pathway to treat skeletal muscle injury: An in vivo study in rats," *Int. J. Nanomed.*, vol. 20, p. 500490, 2025. DOI: 10.2147/IJN.S500490.
- [24] A. K. Gupta, M. Venkataraman, L. T. Joshi, and E. A. Cooper, "Potential use of microwave technology in dermatology," *J. Dermatol. Treat.*, 2022. DOI: 10.1080/09546634.2022.2089333.
- [25] O. G. Isaeva and V. A. Osipov, "Modeling of anti-tumor immune response: Immunocorrective effect of weak centimetre electromagnetic waves," *Comput. Math. Methods Med.*, vol. 9, no. 3–4, pp. 209–216, 2008. DOI: 10.1080/17486700802373540.
- [26] B. Roy, S. Niture, and M. H. Wu, "Biological effects of low power nonionizing radiation: A narrative review," *J. Radiat. Res. Imaging*, vol. 1, no. 1, pp. 1–10, 2021. DOI: 10.46439/radiation.1.001.
- [27] X. Liu et al., "Comprehensive understanding of magnetic hyperthermia for improving antitumor therapeutic efficacy," *Theranostics*, vol. 10, no. 6, pp. 2678–2700, 2020. DOI: 10.7150/thno.40805.
- [28] M. Szwed and A. Marczak, "Application of nanoparticles for magnetic hyperthermia for cancer treatment—The current state of knowledge," *Cancers*, vol. 16, no. 6, p. 1156, 2024. DOI: 10.3390/cancers16061156.
- [29] F. Soetaert, P. Korangath, D. Serantes, S. Fiering, and R. Ivkov, "Cancer therapy with iron oxide nanoparticles: Agents of thermal and immune therapies," *Adv. Drug Deliv. Rev.*, vol. 171, pp. 51–67, 2021. DOI: 10.1016/j.addr.2020.06.025.
- [30] M. Rahman, "Magnetic resonance imaging and iron-oxide nanoparticles in the era of personalized medicine," *Nanotheranostics*, vol. 7, no. 4, pp. 383–399, 2023. DOI: 10.7150/ntno.86467.
- [31] L. S. Ganapathe, M. A. Mohamed, R. M. Yunus, and D. D. Berhanuddin, "Magnetite (Fe<sub>3</sub>O<sub>4</sub>) nanoparticles in biomedical application: From synthesis to surface functionalisation," *Magnetochemistry*, vol. 6, no. 4, p. 68, 2020. DOI: 10.3390/magnetochemistry6040068.
- [32] Z. Li, R. Bai, J. Yi, H. Zhou, J. Xian, and C. Chen, "Designing smart iron oxide nanoparticles for MR imaging of tumors," *Chem. Biomed. Imaging*, vol. 3, no. 3, pp. 112–125, 2023. DOI: 10.1021/cbmi.3c00026.
- [33] M. B. Lindhøj, S. R. Cooper, A. S. Anker, A. Bonnin, M. Kristensen, K. Qvortrup, K. Almstrup, K. M. Ø. Jensen, T. B. Dyrby, and J. Sporning, "Iron oxide nanoparticles as a contrast agent for synchrotron imaging of sperm," *arXiv preprint, arXiv:2309.03908*, 2023. DOI: 10.48550/arXiv.2309.03908.
- [34] T. Vangijzegem, D. Stanicki, and S. Laurent, "Magnetic iron oxide nanoparticles for drug delivery: Applications and characteristics," *Expert Opin. Drug Deliv.*, vol. 16, no. 12, pp. 1293–1310, 2019. DOI: 10.1080/17425247.2019.1554647.
- [35] J. Estelrich, E. Escribano, J. Queralt, and M. A. Busquets, "Iron oxide nanoparticles for magnetically-guided and magnetically-responsive drug delivery," *Int. J. Mol. Sci.*, vol. 16, no. 4, pp. 8070–8101, 2015. DOI: 10.3390/ijms16048070.
- [36] A. H. Nordin et al., "The state of the art of natural polymer functionalized Fe<sub>3</sub>O<sub>4</sub> magnetic nanoparticle composites for drug delivery applications: A review," *Gels*, vol. 9, no. 2, p. 121, 2023. DOI: 10.3390/gels9020121.
- [37] J. Pollet, G. Ranica, P. Pedersini, S. G. Lazzarini, S. Pancera, and R. Buraschi, "The efficacy of electromagnetic diathermy for the treatment of musculoskeletal disorders: A systematic review with meta-analysis," *J. Clin. Med.*, vol. 12, no. 12, p. 3956, 2023. DOI: 10.3390/jcm12123956.
- [38] R. P. Friedrich, I. Cicha, and C. Alexiou, "Iron oxide nanoparticles in regenerative medicine and tissue engineering," *Nanomaterials*, vol. 11, no. 9, p. 2337, 2021. DOI: 10.3390/nano11092337.
- [39] L. Gherardini, G. Ciuti, S. Tognarelli, and C. Cinti, "Searching for the perfect wave: The effect of radiofrequency electromagnetic fields on cells," *Int. J. Mol. Sci.*, vol. 15, no. 4, pp. 5366–5387, 2014. DOI: 10.3390/ijms15045366.
- [40] N. Wang, Y. Xie, Z. Xi, Z. Mi, R. Deng, X. Liu, R. Kang, and X. Liu, "Hope for bone regeneration: The versatility of iron oxide nanoparticles," *Front. Bioeng. Biotechnol.*, vol. 10, p. 937803, 2022. DOI: 10.3389/fbioe.2022.937803.
- [41] Ioana Baldea, Cristian Iacoviță, Raul Andrei Gurgu, Alin Ștefan Vizitiu, Vlad Răzniceanu, Daniela Rodica Mitrea. *Magnetic Hyperthermia with Iron Oxide Nanoparticles: From Toxicity Challenges to Cancer Applications*. *Nanomaterials*, vol. 15, no. 19, p. 1519, 2025. DOI: 10.3390/nano15191519.
- [42] Yi J. Liang, Jun Xie, Jing Yu, Zhaoguang Zheng, Fang Liu, An-ping Yang. *Recent advances of high performance magnetic iron oxide nanoparticles: Controlled synthesis, properties tuning and cancer theranostics*. *Nano Select*, vol. 2, no. 2, pp. 216–250, 2020. DOI: 10.1002/nano.202000169.
- [43] Julia Nowak-Jary, Beata Machnicka. *In vivo Biodistribution and Clearance of Magnetic Iron Oxide Nanoparticles for Medical Applications*. *International Journal of Nanomedicine*, vol. 18, pp. 4067–4100, 2023. DOI: 10.2147/IJN.S415063.
- [44] P. Stephen Patrick, Daniel J. Stuckey, Huachen Zhu, Tammy L. Kalber, Haadi Iftikhar, Paul Southern, Joseph C. Bear, Mark F. Lythgoe, Simon R. Hattersley, Quentin A. Pankhurst. *Improved tumour delivery of iron oxide nanoparticles for magnetic hyperthermia therapy of melanoma via ultrasound guidance and 111In SPECT quantification*. *Nanoscale*, vol. 18, no. 6, pp. 19715–19729, 2024. DOI: 10.1039/D4NR00240G.
- [45] Ingrid Hilger, Werner A. Kaiser. *Iron Oxide-Based Nanostructures for MRI and Magnetic Hyperthermia*. *Nanomedicine*, vol. 7, no. 9, pp. 1443–1459, 2012. DOI: 10.2217/nnm.12.112.
- [46] Dongmei Zhang, Jing Zhang, Xianglin Bian, Pei Zhang, Weihua Wu, Xudong Zuo. *Iron Oxide Nanoparticle-Based T1 Contrast Agents for Magnetic Resonance Imaging: A Review*. *Nanomaterials*, vol. 15, no. 1, p. 33, 2025. DOI: 10.3390/nano15010033.
- [47] Santiago Sánchez-Cabezas, Roberto Montes-Robles, Juan Gallo, Félix Sancenónac, Ramón Martínez-Mañez. *Combining magnetic hyperthermia and dual T1/T2 MR imaging using highly versatile iron oxide nanoparticles*. *Dalton Transactions*, vol. 48, no. 12, pp. 3883–3892, 2019. DOI: 10.1039/C8DT04685A.
- [48] Wenjun Sun, Xiaoxia Chai, Yuan Zhang, Tongyao Yu, Yuhua Wang, Wenzhe Zhao, Yanhua Liu, Dachuan Yin, Chenyan Zhang. *Combination Using Magnetic Iron Oxide Nanoparticles and Magnetic Field for Cancer Therapy*. *The Chemical Record*, vol. 24, no. 12, 2024. DOI: 10.1002/tcr.202400179.
- [49] Saira Riaz, Robina Ashraf, Aseya Akbar, Shahzad Naseem. *Microwave Assisted Iron Oxide Nanoparticles—Structural and Magnetic Properties*. *IEEE Transactions on Magnetics*, vol. 50, no. 8, 2014. DOI: 10.1109/TMAG.2014.2313117.
- [50] Zoltán Péter Jákói, Cecilia Hodúr, Sándor Beszédes. *Magnetic iron oxide nanoparticle enhanced microwave pretreatment for anaerobic digestion of meat industry sludge*. *Scientific Reports*, vol. 14, no. 1, 2024. DOI: 10.1038/s41598-024-61423-6.
- [51] Jesús Roberto Vargas-Ortiz, Carmen Gonzalez, Karen Esquivel. *Magnetic Iron Nanoparticles: Synthesis, Surface Enhancements, and Biological Challenges*. *Processes*, vol. 10,

- no. 1, 2022. DOI: 10.3390/pr10112282.
- [52] Conroy Sun, Jerry S.H. Lee, Miqin Zhang. Magnetic nanoparticles in MR imaging and drug delivery. *Advanced Drug Delivery Reviews*, vol. 60, no. 11, pp. 1252-1265, 2008. DOI: 10.1016/j.addr.2008.03.018.
- [53] Wei Wu, Zhaohui Wu, Changzhong Jiang, Woo-Sik Kim. Recent progress on magnetic iron oxide nanoparticles: synthesis, surface functional strategies and biomedical applications. *Science and Technology of Advanced Materials*, vol. 16, no. 2, 2015. DOI: 10.1088/1468-6996/16/2/023501.
- [54] Ajay Kumar Gupta, Stephen Wells. Surface-modified superparamagnetic nanoparticles for drug delivery: preparation, characterization, and cytotoxicity studies. *IEEE Trans Nanobioscience*, vol. 3, no. 1, pp. 66–73. 2024. DOI: 10.1109/tnb.2003.820277.
- [55] Nemi Malhotra, Jiann-Shing Lee, Rhenz Alfred D. Liman, Johnsy Margotte S. Ruallo, Oliver B. Villaflores, Tzong-Rong Ger, Chung-Der Hsiao. Potential Toxicity of Iron Oxide Magnetic Nanoparticles: A Review. *Molecules*, vol. 25, no. 14, 2020. DOI: 10.3390/molecules25143159.
- [56] Amanda Kessler, Jonas Hedberg, Eva Blomberg, Inger Odnevall. Reactive Oxygen Species Formed by Metal and Metal Oxide Nanoparticles in Physiological Media—A Review of Reactions of Importance to Nanotoxicity and Proposal for Categorization. *Nanomaterials*, vol. 12, no. 11, 2022. DOI: 10.3390/nano12111922.
- [57] Elena Vazhnichaya, Oleksandr Semaka, Ruslan Lutsenko, Nellia Bobrova, Yuri Kurapov. Toxicity Factors of Magnetite Nanoparticles and Methods of Their Research. *Innovative Biosystems and Bioengineering*, vol. 8, no. 1, pp. 3–18, 2024. DOI: 10.20535/ibb.2024.8.1.288067.
- [58] Mustafa Erkan Özgür, Ahmet Ulu, Sevgi Balcıoğlu, İmren Özcan, Süleyman Köytepe, Burhan Ateş. The Toxicity Assessment of Iron Oxide (Fe<sub>3</sub>O<sub>4</sub>) Nanoparticles on Physical and Biochemical Quality of Rainbow Trout *Spermatozoon*. *Toxics*, vol. 6, no. 4, 2018. DOI: 10.3390/toxics6040062.
- [59] Jovana Paunovic, Danijela Vucevic, Tatjana Radosavljevic, Stefan Mandić-Rajčević, Igor Pantic. Iron-based nanoparticles and their potential toxicity: Focus on oxidative stress and apoptosis. *Chemico-Biological Interactions*, vol. 316, 2020. DOI: 10.1016/j.cbi.2019.108935.
- [60] Hamed Arami, Amit Khandhar, Denny Liggitt, Kannan M. Krishnan. In vivo delivery, pharmacokinetics, biodistribution and toxicity of iron oxide nanoparticles. *Chemical Society Reviews*, vol. 44, no. 23, pp. 8576-8607, 2015. DOI: 10.1039/C5CS00541H.
- [61] Qiyi Feng, Yanping Liu, Jian Huang, Ke Chen, Jinxing Huang, Kai Xiao. Uptake, distribution, clearance, and toxicity of iron oxide nanoparticles with different sizes and coatings. *Scientific Reports*, vol. 8, 2018. DOI: 10.1038/s41598-018-19628-z.
- [62] Lin Yang, Huijuan Kuang, Wanyi Zhang, Zoraida P. Aguilar, Yonghua Xiong, Weihua Lai, Hengyi Xu, Hua Wei. Size dependent biodistribution and toxicokinetics of iron oxide magnetic nanoparticles in mice. *Nanoscale*, vol. 7, no. 2, pp. 625-636, 2015. DOI: 10.1039/C4NR05061D.
- [63] Neenu Singh, Gareth J. S. Jenkins, Romisa Asadi, Shareen H. Doak. Potential toxicity of superparamagnetic iron oxide nanoparticles (SPION). *Nano Reviews & Experiments*, vol. 1, no. 1, 2010. DOI: 10.3402/nano.v1i0.5358.
- [64] Yurena Luengo, Zamira V. Díaz-Riascos, David García-Soriano, Francisco J. Teran, Emilio J. Artés-Ibáñez, Oihane Ibarrola, Álvaro Somoza, Rodolfo Miranda, Simó Schwartz Jr., Ibane Abasolo, Gorka Salas. Fine Control of In Vivo Magnetic Hyperthermia Using Iron Oxide Nanoparticles with Different Coatings and Degree of Aggregation. *Pharmaceutics*, vol. 14, no. 8, 2022. DOI: 10.3390/pharmaceutics14081526.
- [65] Prashant Chandrasekharan, Zhi Wei Tay, Daniel Hensley, Xinyi Y. Zhou, Barry KL Fung, Caylin Colson, Yao Lu, Benjamin D. Fellows, Quincy Huynh, Chinmoy Saayujya, Elaine Yu, Ryan Orendorff, Bo Zheng, Patrick Goodwill, Carlos Rinaldi, Steven Conolly. Using magnetic particle imaging systems to localize and guide magnetic hyperthermia treatment: tracers, hardware, and future medical applications. *Theranostics*, vol. 10, no. 7, pp. 2965-2981, 2020. DOI: 10.7150/thno.40858.
- [66] Harley F. Rodrigues, Gustavo Capistrano, Andris F. Bakuzis. In vivo magnetic nanoparticle hyperthermia: a review on preclinical studies, low-field nano-heaters, noninvasive thermometry and computer simulations for treatment planning. *International Journal of Hyperthermia*, vol. 37, no. 3, pp. 76–99, 2020. DOI: 10.1080/02656736.2020.1800831.
- [67] Yanchen Li, Roman A. Barmin, Rui Zhang, Fabian Kiessling, Twan Lammers, Roger M. Pallares. Clinical translation and landscape of superparamagnetic iron oxide nanoparticles. *Advanced Drug Delivery Reviews*, vol. 229, 2026. DOI: 10.1016/j.addr.2025.115756.
- [68] J. Wells, D. Ortega, U. Steinhoff, S. Dutz, E. Garaio, O. Sandre, E. Natividad, M. M. Cruz, F. Brero, P. Southern, Q. A. Pankhurst, S. Spassov. Challenges and recommendations for magnetic hyperthermia characterization measurements. *International Journal of Hyperthermia*, vol. 38, no. 1, pp. 447-460, 2021. DOI: 10.1080/02656736.2021.1892837.
- [69] Irene Rubia-Rodríguez, Antonio Santana-Otero, Simo Spassov, Etelka Tombácz, Christer Johansson, Patricia De La Presa, Francisco J. Teran, María del Puerto Morales, Sabino Veintemillas-Verdaguer, Nguyen T. K. Thanh, Maximilian O. Besenhard, Claire Wilhelm, Florence Gazeau, Quentin Harmer, Eric Mayes, Bella B. Manshian, Stefaan J. Soenen, Yuanyu Gu, Ángel Millán, Eleni K. Efthimiadou, Jeff Gaudet, Patrick Goodwill, James Mansfield, Uwe Steinhoff, James Wells, Frank Wiekhorst, Daniel Ortega. Whither Magnetic Hyperthermia? A Tentative Roadmap. *Materials*, vol. 14, no. 2, 2021. DOI: 10.3390/ma14040706.
- [70] Sean Healy, Andris F. Bakuzis, Patrick W. Goodwill, Anilchandra Attaluri, Jeff W. M. Bulte, Robert Ivkov. Clinical magnetic hyperthermia requires integrated magnetic particle imaging. *Wiley interdisciplinary reviews. Nanomedicine and nanobiotechnology*, vol. 14, no. 3, 2022. DOI: 10.1002/wnan.1779.
- [71] J.-H. Lee, J.-W. Kim, and J. Cheon, “Magnetic nanoparticles for multi-imaging and drug delivery,” *Mol. Cells*, vol. 35, no. 2, pp. 85–91, 2013. DOI: 10.1007/s10059-013-0103-0.
- [72] S. Sun, S. Sun, L. Xu, and J. Zhong, “A multi-frequency magnetic particle spectroscopy system for the characterization of magnetic nanoparticles,” *arXiv preprint, arXiv:2304.11290*, 2023. DOI: 10.48550/arXiv.2304.11290.
- [73] M. A. M. Tarkistani, V. Komalla, and V. Kayser, “Recent advances in the use of iron–gold hybrid nanoparticles for biomedical applications,” *Nanomaterials*, vol. 11, no. 5, p. 1227, 2021. DOI: 10.3390/nano11051227.
- [74] E. C. H. T. Lau, M. Àhlén, O. Cheung, A. Y. Ganin, D. G. E. Smith, and H. H. P. Yiu, “Gold–iron oxide (Au/Fe<sub>3</sub>O<sub>4</sub>) magnetic nanoparticles as the nanoplatform for binding of bioactive molecules through self-assembly,” *Front. Mol. Biosci.*, vol. 10, 2023. DOI: 10.3389/fmolb.2023.1143190.

UDC 615.849:620.3:537.86

# PERSPECTIVES ON THE USE OF NANO-IRON UNDER LOW-INTENSITY HIGH-FREQUENCY ELECTROMAGNETIC FIELDS

<sup>1</sup>*Dmytro Tsvir*

*[tsvir.d@gmail.com](mailto:tsvir.d@gmail.com)*

<sup>1</sup>*Vladyslav Shlykov*

*[v.shlykov@kpi.ua](mailto:v.shlykov@kpi.ua)*

<sup>1,2</sup>*Igor Khudetskiy*

*[igorkhudetskiy@gmail.com](mailto:igorkhudetskiy@gmail.com)*

<sup>1</sup>*National Technical University of Ukraine*

*“Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute”,*

*Kyiv, Ukraine*

<sup>2</sup>*Department 56, E.O. Paton Electric Welding Institute of NAS of Ukraine,*

*Kyiv, Ukraine*

**Abstract** – The article examines current approaches and prospects for the application of iron nanoparticles in low-intensity high-frequency electromagnetic fields. The main forms of nano-iron (metallic Fe<sup>0</sup>, oxides Fe<sub>3</sub>O<sub>4</sub> and Fe<sub>2</sub>O<sub>3</sub>, alloys, and functionalized structures) are analyzed, along with their physicochemical and magnetic properties that determine their potential for biomedical use. Particular attention is given to the mechanisms of interaction between nano-iron and low-intensity high-frequency fields, which combine thermal and non-thermal effects, as well as their ability to induce magnetic hyperthermia and enhance biological responses in cellular structures. The potential of combined applications of iron nanoparticles is highlighted in cancer therapy, magnetic resonance imaging contrast enhancement, targeted drug delivery, physiotherapy, and regenerative medicine. It is shown that the use of low-intensity electromagnetic fields helps reduce the risk of tissue overheating and increases the safety of therapeutic procedures. The study concludes that integrating nano-iron technologies with high-frequency physiotherapeutic systems offers promising opportunities for the development of new non-invasive diagnostic and treatment methods.

**Keywords:** nano-iron; nanoparticles, high-frequency field, low-intensity electromagnetic exposure, magnetic hyperthermia, biomedical applications.

Надійшла до редакції  
13.03.2026 р.

Прийнята до публікації  
27.03.2026 р.

Опубліковано  
06.04.2026 р.

УДК 615.47:616-073:621.317.39

DOI: 10.20535/.2026.1(21).353999

# ПЕРСПЕКТИВИ ІНТЕГРАЦІЇ ТЕХНОЛОГІЙ ШТУЧНОГО ІНТЕЛЕКТУ В МЕДИЧНУ ТЕРМОГРАФІЮ

Савенок Богдан Юрійович  
[bohdan.savenok@gmail.com](mailto:bohdan.savenok@gmail.com)

Вовянюк Світлана Ігорівна  
[sivovianko@gmail.com](mailto:sivovianko@gmail.com)

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

*Анотація* – Термометрія є базовим методом моніторингу стану пацієнтів, розвиток якого призвів до розширення переліку його засобів, а також до появи термографії та моделей медичних нейромереж на її основі. Водночас різні методи вимірювання демонструють відмінності в точності, відтворюваності та залежності від умов застосування, що ускладнює порівняння результатів між закладами та популяціями. Дана стаття розглядає розвиток термометрії, її засобів, а також регуляторні особливості даного розвитку на сьогоднішній день. Метою представленого огляду є порівняння наявних на сьогоднішній день видів термометрів та засобів термометрії, дослідження питання сталості норми температури тіла людини, проблематики застосування різних видів термометрів. Проведено порівняння клінічних сценаріїв застосування термометрів та факторів, що впливають на інтерпретацію показників температури. Питання безпеки використання ртуті у багатьох галузях, є актуальним та регульованим положеннями Мінаматської конвенції, в той же час розвиток альтернатив ртутним термометрам дозволив долати не лише питання переходу від ртутних термометрів, але й виклики спричинені пандемією COVID-19. Отже, інтеграція технологій штучного інтелекту в медичну термографію є багатообіцяючою і має наразі низку доробок із досить високими показниками чутливості та специфічності. Термометрія активно розвивається протягом останніх десятиліть не тільки в технічному аспекті, а й в правовому. Показано, що вибір засобу термометрії має базуватися на компромісі між точністю, безпечністю, швидкістю, зручністю та клінічним контекстом (вік пацієнта, місце вимірювання, умови середовища). Норма температури тіла не є сталою величиною й залежить від методу вимірювання, часу доби та індивідуальних факторів, що потребує коректної інтерпретації результатів. Регуляторні обмеження щодо ртуті стимулюють перехід до цифрових і інфрачервоних технологій, а розвиток термографії та ШІ-аналізу відкриває перспективи для неінвазивного моніторингу й скринінгу за умови стандартизації протоколів, калібрування та належної валідації.

*Ключові слова:* медична термометрія, медична термографія, штучний інтелект, інфрачервона візуалізація, правове регулювання штучного інтелекту у медицині, безконтактна термометрія, секуляторний тренд.

## I. ВСТУП

Термометрія є невід’ємною частиною медицини та є впровадженою практикою вже декілька століть, оскільки її застосування дозволяє контролювати стан пацієнта, перебіг хвороби, встановлювати та уточнювати діагноз. Практика відпрацьована із використанням термометрії стала частиною багатьох міжнародних та національних стандартних клінічних протоколів як в діагностиці, так і в проміжному контролі при лікуванні [1]. Наприклад, термографія має великий потенціал у застосуванні нейромереж та медичного штучного інтелекту на її основі, що також є актуальним питанням на рівні держав та міжнародних об’єднань.

Науковий розвиток у багатьох галузях, зокрема в медицині, інженерії та інформаційних технологіях, не оминув і медичну термометрію. Різноманіття сучасного вибору засобів та методів термометрії є значно ширшим, ніж століття тому [1, 2], що має вплив також на динаміку змін у локальних та міжнародних стандартах, яка в свою чергу висвітлює недосконалість традиційних методів термометрії, в порівнянні із сучасними.

Пошук джерел інформації здійснювався в базі даних PubMed, сайтах Агенції з охорони довкілля Сполучених штатів Америки, Міністерства цифрової трансформації України, Bryan Cave Leighton Paisner LLP, Європейського парламенту та ради і Мінаматської конвенції про ртуть.

Дослідження показало, що середня температура тіла людини не є однаковим та сталим для різних регіонів планети. Аналіз цих даних показує, що за останні кілька десятиліть термометрія отримала нове відгалуження у вигляді термографії, яка є досить перспективним напрямком у сучасній медицині. Вартими уваги також є новітні доробки в напрямку автоматизації та інтелектуалізації термометрії.

Розвиток людства відобразився не лише на технологічних та культурних досягненнях, а й на фізіологічних змінах масштабу популяцій цілих регіонів. Секуляторний тренд торкнувся навіть середньої нормальної температури тіла людини [2].

## II. МЕТА РОБОТИ

Метою роботи є узагальнення сучасного розвитку медичної термометрії та пов'язаних із нею напрямів термографії й моделей штучного інтелекту, а також порівняння наявних засобів вимірювання температури тіла (контактних і безконтактних) з урахуванням точності, відтворюваності та умов застосування. Додатково метою є проаналізувати варіативність "нормальної" температури тіла й чинники, що впливають на інтерпретацію результатів у різних клінічних сценаріях, окреслити регуляторні аспекти (зокрема перехід від ртутних термометрів), та визначити перспективи використання ШІ для автоматизації аналізу термограм і підтримки прийняття рішень за умови стандартизації протоколів, калібрування і належної клінічної валідації.

## III. СЕКУЛЯТОРНІ ЗМІНИ ТЕПЛОВИХ ПОКАЗНИКІВ ЛЮДИНИ

Ранні дослідження показували, що середньою нормальною температурою тіла людини є 37.0°C. Однак протягом останніх 200 років у країнах, які увійшли до постіндустріальної епохи, зокрема у Сполучених Штатах Америки, спостерігається зниження середньої температури тіла серед громадян. До можливих чинників цього процесу відносили багато аспектів, серед яких можна зазначити

зниження інфекційного навантаження, доступність ефективного лікування, покращення способу життя [2].

Для пошуку чинників, які могли вплинути на середню температуру тіла людини, групою дослідників із Каліфорнійського університету було проведено дослідження в Болівії, тропічному регіоні, який проходить етап індустріального розвитку [2]. Дослідження тривалістю в 16 років показало падіння середнього значення температури тіла серед людей, які приймали участь в дослідженні, на 0.5°C.

Хоча кінцеві причини такого зниження температур не були знайдені та залишають відкрите поле для подальших досліджень, вони показали загальну тенденцію у популяції до зниження середньої температури тіла [2]. Такі зміни можуть також бути однією із причин міжгрупових відмінностей у визначенні середньої нормальної температури тіла людини [3].

Такі зміни серед великих верств населення розвинутих регіонів та регіонів, що розвиваються, необхідно враховувати при розробці систем автоматизації новітніх термометрів, біосенсорів та термографів. Інтерпретація даних та сигналізування мають корелювати із дійсними характеристиками норми або ж мати варіативний підхід до подібної інтерпретації, особливу увагу варто приділяти регіональним особливостям.

## IV. ПОРІВНЯННЯ ЗАСОБІВ ТЕРМОМЕТРІЇ

Ринок засобів медичної термометрії наповнений різними варіантами засобів термометрії, які варіюються за способом застосування, теплочутливим матеріалом, точністю та безпечністю. Отже, наразі існують такі різновиди: У клінічній практиці застосовуються наступні вимірювачі температури: ртутні та безртутні [4], електронні термометри, пірометри та термографи для неінвазивного вимірювання температури. Зокрема, у клінічній практиці широко використовуються такі методи неінвазивного вимірювання температури:

Термометрія з нульовим тепловим потоком (ZHF) – відносно новий метод неінвазивного вимірювання внутрішньої температури тіла (є електронним приладом) за допомогою термометрів теплового потоку, датчик якого складається з термоізолятора, покритого електронагрівачем. Нагрівач повільно нагрівається, досягаючи температури тіла, що створює умови нульового теплового потоку, що дозволяє вимірювати температуру на глибині 1 – 2 см під поверхню шкіри. Дана система має клінічний потенціал застосування [5]. Відхилення від температури ядра (вимірювання РАС) знаходиться в межах похибки  $\pm 0.5^\circ\text{C}$ .

Пірометри – електронні прилади, що за допомогою інфрачервоного сенсора фіксують температуру поверхні тіла. Зони вимірювання: чоло та інші поверхні тіла [3].

Тепловізори – електронні прилади, які мають фотоматриці чутливі до інфрачервоного випромінювання. Такі прилади видають цілі зображення та відео в інфрачервоному спектрі, зазвичай переведені в чорно-білий спектр або зафарбовані за принципом теплової карти [1].

Варіативність в ефективність використання того чи іншого виду термометра або термометричного засобу також вносить їх швидкість роботи, власне швидкість визначення температури тіла [6]. У контактних ртутних та безртутних, а також в електронних термометрах цей параметр визначається коефіцієнтом теплопередачі, площею контакту, теплоємністю і резистивними властивостями термістора (для електронного термометра). Більшість контактних та безконтактних термометрів мають похибку вимірювання на рівні  $\pm 0.1^\circ\text{C}$ . Більшість тепловізорів, що класифікуються як промислові, мають похибку на рівні  $\pm 1 - 2^\circ\text{C}$ , однак на ринку також представлені моделі із меншою похибкою, зокрема і з такою, що відповідає рівню звичайних термометрів [6].

Неінвазивні інфрачервоні термометри та тепловізори у свою чергу фіксують інфрачервоне випромінювання об'єкта через оптичні засоби, що не потребує врахування

перехідних процесів теплопередачі. Для правильної інтерпретації результату вимірювання температури тіла людини слід вказувати місце вимірювання, відстань до об'єкту, метод вимірювання температури.

## V. БЕЗКОНТАКТНА ТЕРМОМЕТРІЯ ПРИНЦИПИ ТА ОСОБЛИВОСТІ

Безконтактна термометрія має відбуватись перпендикулярно поверхні, тобто лобові пацієнта, оскільки коефіцієнт випромінювання та видима температура об'єкта змінюються залежно від кута огляду [7]. Зокрема використання безконтактних інфрачервоних термометрів показало великі переваги в умовах пандемії COVID-19, адже їх застосування не потребує дезінфекції між пацієнтами, а також не підвищує ризики перехресного інфікування [1].

Термографічний метод, який дає змогу досліджувати температуру на поверхні біологічного об'єкту теж має певні обмеження. Термографія забезпечує неінвазивне діагностичне зображення без випромінювання. Незважаючи на велику кількість літератури з медичної термографії, вичерпного огляду поточних застосувань бракує [6].

Шкіра людини є найбільшим за площею органом та разом із жировою тканиною забезпечує теплоізоляцію тіла, вона відіграє важливу роль у терморегуляції, формуючи систему теплового випромінювання, що відповідає за 90% теплових втрат людини. Оскільки за показником Long-Wave Infrared (LWIR) 0.97 – 0.98 тіло людини є подібним до ідеально чорного тіла, воно досить добре підходить для оцінки термографічним методом [8].

Уотмоу та ін. у 1970 році розрахував коефіцієнт випромінювання  $\epsilon$  як функцію показника заломлення матеріалу  $n$  і кута огляду  $\varphi$  [8]:

$$\epsilon = 1 - \frac{1}{2} \left\{ \frac{\beta - \cos^2 \varphi}{\beta + \cos^2 \varphi} \right\} \left[ 1 + \left[ \frac{\beta \cos \varphi - \sin^2 \varphi}{\beta \cos \varphi + \sin^2 \varphi} \right]^2 \right], \text{ де}$$
$$\beta = \sqrt{n^2 - \sin^2 \varphi}. \quad (1)$$

Оптимальним є кут вимірювання  $\varphi$  у діапазоні від  $0^\circ$  до  $60^\circ$ , а в ідеалі від  $0^\circ$  до  $45^\circ$ , оскільки за таких значень результат вимірювання є найбільш достовірним. Нахил

нижче 60° може призвести по похибки в показниках до 4°C.

Окрім впливу куту нахилу між безконтактним інфрачервоним термометром та площиною на тілі людини на результати вимірювання відзначається також вплив зовнішніх умов, які не пов'язані із температурою зовнішнього середовища. В одному з досліджень автори визначили, що навколишнє освітлення має досить вагомий вплив на показники інфрачервоного термометра. За результатами їх вимірювань максимальне розходження складало від 0.33 до 0.6°C за різних умов освітленості [7]. Також вони відмічали розбіжність між показниками вимірювань, що було отримані за допомогою різних моделей безконтактних інфрачервоних термометрів. У підсумку вони рекомендують проводити вимірювання у приміщенні зі стаціонарним штучним освітленням, щоб уникнути впливу стороннього випромінювання, яке спотворює результати.

Температура шкіри у здорової людини в нормованих умовах навколишнього середовища знаходиться у вузькому діапазоні і залежить від кровообігу в нижніх шарах шкіри. Таким чином, відхилення в температурі поверхні можуть мати багато причин, таких як запалення, злякисні пухлини та інфекції.

## VI. ОСНОВНІ ХАРАКТЕРИСТИКИ ТЕПЛОВІЗІЙНИХ СИСТЕМ

У клінічній практиці ефективність тепловізійної системи визначається не лише паспортними характеристиками камери, а й коректністю налаштувань, калібрування та умов зйомки. Нижче наведено ключові параметри тепловізійних систем і практичні умови експлуатації, які забезпечують коректність урахування коефіцієнта випромінювання ( $\epsilon$ ) та мінімізують систематичні похибки вимірювання.

Для медичної термографії найбільш важливими є наступні технічні характеристики системи: спектральний діапазон (для більшості клінічних задач переважає LWIR 7–14 мкм), температурна чутливість (NETD), просторова роздільна здатність (IFOV/піксельний кут), частота кадрів (для динамічних процесів), стабільність детектора та дрейф нуля в часі. Саме сукупність цих параметрів визначає, чи буде система здатна відтворювати малі різниці температур на шкірі новонароджених і дорослих без втрати контрасту та з прийнятною похибкою [7, 9, 10]. Рекомендовані характеристики тепловізійних систем та умови експлуатації для клінічних вимірювань наведено у таблиці 1.

Таблиця 1. Рекомендовані характеристики тепловізійних систем та умови експлуатації для клінічних вимірювань

Параметр	Рекомендоване/нормативне значення	Практична інтерпретація
Спектральний діапазон (LWIR)	7–14 $\mu\text{m}$	Типовий діапазон для медичних задач (теплове випромінювання шкіри).
Лабораторна точність радіометричної температури	$\leq 0,5$ °C у діапазоні 34–39 °C (на $\geq 5$ точках)	Орієнтир для контролю абсолютної похибки у температурному діапазоні обличчя/шкіри.
MRTD при високій просторовій частоті	MRTD $\leq 0,1$ °C при $\geq 0,2$ cycles/mrad	Чутливість/якість зображення; важлива для стабільної роботи ROI/сегментації.

Продовження таблиці 1

Параметр	Рекомендоване/нормативне значення	Практична інтерпретація
Емісивність калібрувального/еталонного джерела (CS/ETRS)	$\varepsilon \approx 0,98 \pm 0,01$	Потрібна коректна компенсація $\varepsilon$ в алгоритмі; практично досяжне для комерційних еталонів.
Рекомендовані умови приміщення (приклад ISO/TR 13154)	T = 20–24 °C; RH = 10–50%	Зменшує похибки через акліматизацію, вологість шкіри та атмосферну пропускність.
Допустимі «польові» умови (ASTM для ІЧ термометрів)	T = 16–40 °C; RH до 95%	У неконтрольованих умовах точність часто погіршується; прагнути до 20–24 °C.
ETRS (зовнішній еталон) — приклад налаштування	ETRS = 35 °C	Еталон встановлюють поблизу діагностичного порогу в ROI.
Оптимальний діапазон ETRS для ЕВТ-скринінгу	ETRS $\approx$ 36–37 °C	Оптимальне налаштування під поріг підвищеної температури шкіри.
Розмір ETRS у кадрі	<10% площі обличчя (15–20% допустимо за валідації)	Надто великий еталон може впливати на обробку/експозицію; контроль розміру підвищує відтворюваність.

Наведені значення є орієнтирами для формування технічних вимог і протоколу вимірювання; фактичні параметри слід верифікувати під час валідації конкретної системи та сценарію застосування.

Коректне задання коефіцієнта випромінювання ( $\varepsilon$ ) та відбитої температури. Тепловізор вимірює радіаційну складову, тому перерахунок у температуру залежить від  $\varepsilon$  об'єкта та відбитої (reflected apparent) температури оточення [7, 9]. Для людської шкіри в багатьох прикладних протоколах застосовують  $\varepsilon \approx 0,98$ , однак на практиці значення може змінюватися залежно від гідратації, наявності кремів/вологи, волосся, тканинного покриття, а також для окремих анатомічних зон (наприклад, очна поверхня та слизові). Тому для клінічних вимірювань бажано фіксувати (а) прийняте  $\varepsilon$ , (б) спосіб оцінки reflected temperature (через дзеркальну мішень або за допомогою вбудованих функцій камери) та (в) геометрію зйомки (кут/відстань).

Геометрія зйомки: відстань, кут та поле зору. Похибка зростає зі збільшенням відстані (вплив атмосфери та усереднення по пікселях) і при зйомці під великими кутами до нормалі (ефективна зміна  $\varepsilon$  та зростання внеску відбитого випромінювання). У низці досліджень для безконтактних ІЧ-

вимірювань показано, що відхилення дистанції та кута, а також стороннє освітлення/джерела тепла можуть істотно впливати на результат [9]. Тому рекомендовано задавати стандартну відстань (наприклад, 0,5–1,5 м залежно від оптики) і обмежувати кут зйомки (бажано <30° до нормалі для ROI).

Вплив середовища: температура, вологість, протяги та теплові джерела. Для забезпечення відтворюваності вимірювань важливо стандартизувати умови в приміщенні: стабільна температура повітря, контроль вологості, мінімізація протягів (конвекційного охолодження) та усунення локальних джерел ІЧ-випромінювання (обігрівачі, лампи, сонячне проміння). Підходи «best practices» для медичних ІЧ-вимірювань також рекомендують застосовувати зовнішній температурний еталон/мітку (наприклад, чорне тіло або зовнішнє джерело температурного референсу) у полі зору для компенсації впливу середовища та довготривалого дрейфу [10].

Калібрування та контроль точності. Для задач, де потрібні абсолютні значення температури (а не лише відносні карти), бажано використовувати регулярне калібрування та перевірку за еталонним

випромінювачем (чорне тіло) у робочому діапазоні температур. Методики лабораторної перевірки точності термографів для медичного застосування описані у регуляторних/метрологічних документах [11], а також у роботах, де порівнюють споживчі/мобільні тепловізійні модулі з каліброваними еталонами [12].

Алгоритмічні аспекти та вибір ROI. У клінічних сценаріях (зокрема, при скринінгу підвищеної температури або моніторингу пацієнта) суттєво впливають правила вибору області інтересу (ROI), фільтрація артефактів, а також облік рухів. Для обличчя поширені протоколи з фокусом на внутрішній кут ока як на ділянку з більш стабільним наближенням до «ядрової» температури, однак результати залежать від позиціонування та стабільності зйомки [13, 14]. У неонатології додатково важливо враховувати наявність інкубатора/прозорих екранів і можливі оптичні/радіаційні спотворення через матеріали в полі зору [15].

Рекомендований мінімальний протокол експлуатації для клініки. Для підвищення відтворюваності вимірювань доцільно фіксувати у протоколі: модель та оптику камери; робочий спектральний діапазон; встановлені параметри  $\epsilon$  та reflected temperature; відстань і кут зйомки; умови середовища (тепловий фон); спосіб калібрування/перевірки (чорне тіло/ETRS); правила вибору ROI та часові інтервали вимірювання. Дотримання цих вимог дозволяє коректніше інтерпретувати температурні карти та порівнювати результати між пацієнтами і між закладами.

## VII. ДОСЛІДЖЕННЯ ЕФЕКТИВНОСТІ МЕДИЧНОЇ ТЕРМОГРАФІЇ

Медична інфрачервона термографія пропонує швидкий, безболісний, безконтактний, неінвазивний та безвипромінювальний метод фотографічного зображення різниці температур поверхні шкіри, що дозволяє довільне повторення запису [7, 5].

В одному з досліджень було проаналізовано 20 статей, які описували результати досліджень медичного

застосування термографії на основі смартфонів у Сполучених Штатах Америки, Європі та країнах Азії [16]. Усі із розглянутих досліджень визнавали метод термографії на основі смартфона як перспективний інструмент в діагностиці та медичному скринінгу, що зможе слугувати альтернативою багатьом традиційним методам контролю, зокрема в хірургії. Хоча одне з них відмічало низьку чутливість, проте не відкидало використання такого виду термографії як допоміжного інструменту. Половина із розглянутих досліджень вказують на високу надійність та точність термометрії на основі смартфона.

Автор також зазначає, що на даний момент питання медичної термографії не є чітко регульованим національними та міжнародними системами, а також структурами охорони здоров'я та науковими спільнотами із відповідною акредитацією [16]. Таким чином застосування такого методу в судово-медичній експертизі потребує обережності, що робить неможливим використання результатів термографії в якості єдино-вірних, тому їх використання також може мати виключно допоміжний характер.

Оцінка температури новонароджених в неонатології є важливим параметром для підтвердження стану здоров'я та раннім сигналом для виявлення можливих патологій. Сучасні стандарти вимірювання температур новонароджених обмежені точковими вимірюваннями від двох разів на день. На противагу цьому тепловізійне зображення пропонує оцінку теплової карти усього тіла дитини. Дослідження невеликої групи новонароджених з Європи та Північної Америки (близько 20 осіб) продемонструвало позитивні результати надійності та перспективи подальшого застосування у клінічній практиці [17]. Для дослідження було визначено п'ять широких тем: загальна тепла фізіологія; втрата тепла та моніторинг дихання; виявлення внутрішніх патологій, включаючи некротичний ентероколіт; інші способи використання тепловізійного зображення; та технічні проблеми.

## VIII. ШТУЧНИЙ ІНТЕЛЕКТ В ТЕРМОГРАФІЇ

Інше дослідження в неонатології мало на меті створити згорткову нейронну мережу (CNN), яка мала якісно розрізняти здорових та нездорових немовлят. До дослідження було залучено тепловізійні зображення 19 здорових та 19 нездорових новонароджених, які були отримані за допомогою тепловізора IRBIS із тепловою чутливістю в  $0.01^{\circ}\text{C}$  та роздільною здатністю  $640 \times 480$ . Загальна кількість оригінальних тепловізійних зображень склала 3800, що були аугментовані (змінені параметри роздільної якості, кута нахилу тощо) до 30400 кадрів. Результат роботи навченої моделі оцінюють за основними показниками, такими як точність, специфічність та чутливість [19]. Результат даної моделі показав точність на рівні 99.58%, специфічність – 99.73%, чутливість – 99.43% та 0.996 AUC, що є практично ідеальним результатом [20].

Зважаючи на сталий розвиток технічних характеристик тепловізійного обладнання та зростання обчислювальних потужностей комп'ютерного обладнання, дедалі активніше розвивається і напрям комп'ютерного зору в медицині [21], зокрема, заснований на тепловізійних зображеннях. У перспективі такі технології зможуть надати багато альтернатив на противагу класичним методам скринінгу та діагностики, а також полегшать роботи медичному персоналу [22].

За останні роки проводилось досить багато досліджень у цьому напрямі, а також оглядів цих досліджень. В одному з оглядів було розглянуто низку досліджень застосування штучного інтелекту для діагностики, скринінгу та моніторингу в різних сферах медицини до 2021 року, було розглянуто 72 дослідження для перевірки ефективності термографії із різними метриками, 37 із них показали високий показник ефективності [23].

Оригінальний набір даних був представлений дослідниками у табличній формі, проте для наочності ми візуалізували проаналізовані табличні дані у формі

гістограм (рис. 1). Спираючись на дані дослідження можна сказати наступне: із 37 досліджень, які показали високий результат ефективності, 78% (29 досліджень) визначили чутливість вище 75% і 73% (27 досліджень) виявили специфічність вище 75%. При цьому 22 дослідження мають показники вище 75% за обома параметрами, що становить майже 60% від високоефективної вибірки та 30.5% від загальної. Такий показник свідчить про високий потенціал можливостей технологій штучного інтелекту в термографічній діагностиці.

Це дослідження розглядало ефективність застосування штучного інтелекту та власне комп'ютерного зору на основі термографічних зображень за наступними напрямками: хірургія (зокрема абдомінальна, щелепно-лицьова, опікова тощо), психіатрія, онкологія, дерматологія, пульмонологія, ендокринологія, загальна практика (терапія), офтальмологія, післяопераційні ускладнення та стаціонарний догляд, ревматологія, невідкладна медична допомога (лікування ран). Ринок штучного інтелекту та нейронних мереж збагачується щорічно впродовж останніх декілька років та вже є впровадженим у багатьох галузях інструментом.

## IX. ПРАВОВЕ РЕГУЛЮВАННЯ ШТУЧНОГО ІНТЕЛЕКТУ В МЕДИЦИНІ

Стрімкий розвиток та багатоманітність впроваджень галузі нейромереж та штучного інтелекту створив вакуум в питанні правової регуляції, зокрема в медицині. З 2010 року на території Європейського Союзу програмне забезпечення в медицині розглядалось та регулювалось як медичний виріб [23]. Штучний інтелект та нейромережі медичного призначення категоризувались як медичне програмне забезпечення і як слідство – медичний виріб. Такий вакуум сигналізував про потребу глибшого дослідження цієї теми та доповнення поточного законодавства, що свідчило про його застарілість та невідповідність сучасному розвитку технологій.

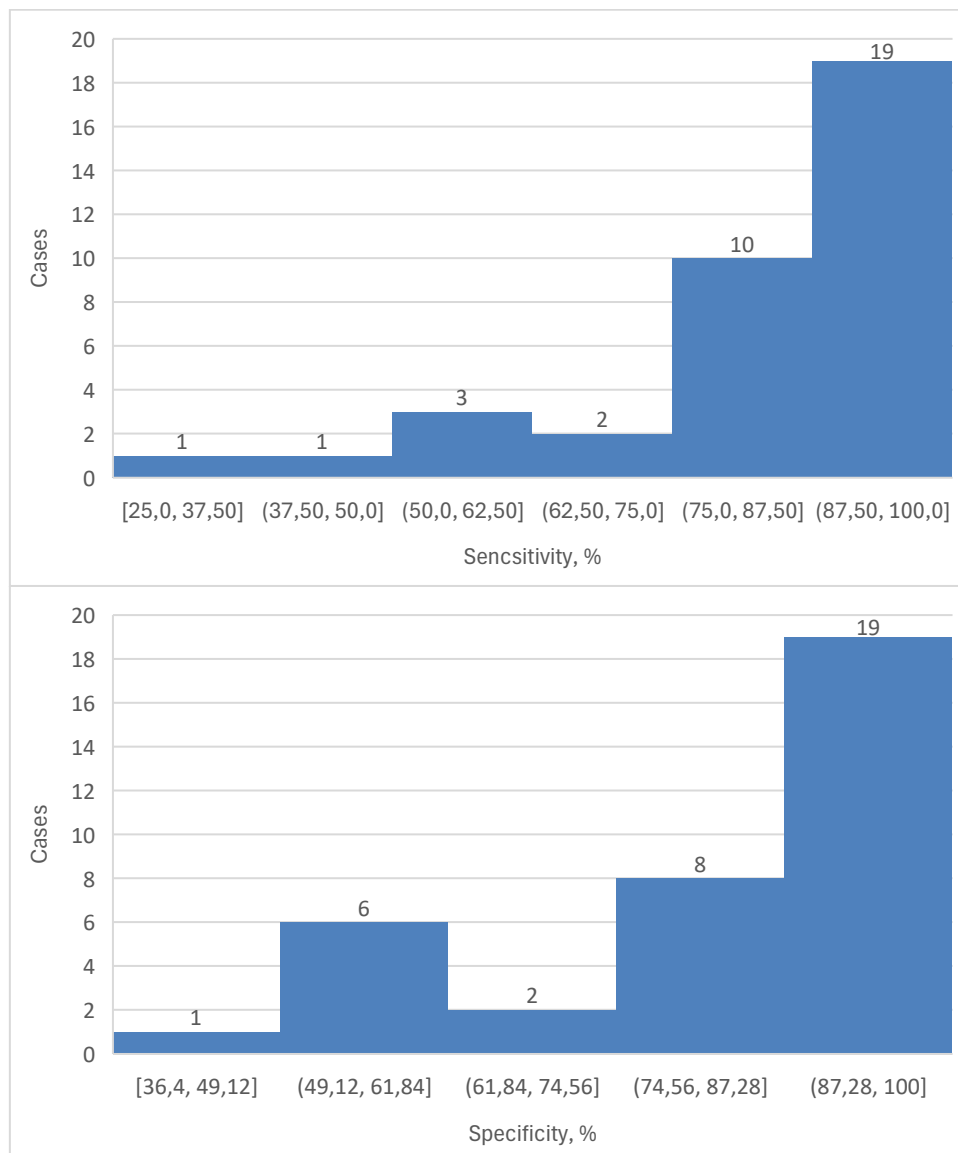


Рисунок 1. Показники специфічності та чутливості вибірки

досліджень

Регламент (ЄС) 2024/1689 Європейського парламенту та ради від 13 червня 2024 року (EU AI Act) поклав край згаданій вище прогалині стосовно питання регуляції штучного інтелекту, зокрема в медицині [24]. Даний регламент став першою в світі правовою базою, що врегулювала ризики, пов'язані за штучним інтелектом. Закон визначає 4 рівні ризику для систем штучного інтелекту:

1. Неприйнятний ризик – усі системи штучного інтелекту, які вважаються явною загрозою безпеці, засобам до існування та правам людей.

2. Високий ризик – системи штучного інтелекту, використання яких може

становити серйозні ризики для здоров'я, безпеки або основних прав.

3. Обмежений ризик – системи з невисоким потенціалом шкоди, але такі що мають ризик прозорості.

4. Мінімальний ризик – системи, що не становлять значної загрози та не підлягають спеціальному регулюванню.

Відповідно до статті 6 Регламенту системи штучного інтелекту, які є частиною медичних виробів або програмного забезпечення для діагностики, моніторингу чи лікування, вважаються високоризиковими [24]. Таким чином, розробники та постачальники таких систем повинні дотримуватись суворого стандартів, щоб

гарантувати безпеку пацієнтів та відповідність законодавству Європейського Союзу. Це означає, що подібні системи підпадають під наступні вимоги щодо:

1. Оцінки відповідності;
2. Управління ризиками;
3. Забезпечення прозорості;
4. Людського контролю;
5. Якості та безпеки даних.

За забезпечення ефективного контролю дотримання закону про штучний інтелект відповідає Європейське бюро зі штучного інтелекту, а також органи влади держав-членів. В той же час Рада зі штучного інтелекту, Наукова група та Консультативний форум займаються керуванням та консультаціями щодо управління законом [24].

Із 1 серпня 2024 року закон про штучний інтелект набрав чинності та набуде повного застосування з 2 серпня 2026 року. Правила для систем штучного інтелекту з високим рівнем ризику, вбудованих у регульовані продукти, мають пролонгований перехідний період до 2 серпня 2027 року. До цього переліку входять деякі системи штучного інтелекту медичного призначення [25].

Оскільки системи штучного інтелекту та нейронні мережі у медичній сфері для діагностики, моніторингу, скринінгу та лікування часто обробляють чутливі дані, включно з медичними записами та біометричною інформацією, а також є створеними на основі таких даних, то такі системи є додатково регульованими General Data Protection Regulation (згідно Regulation (EU) 2016/679 of the European Parliament and of the Council of 27 April 2016) [26]. Таким чином регламент вимагає, щоб така обробка відповідала принципам законності, справедливості та прозорості, визначеними у GDPR.

Задля забезпечення надійності та безпеки систем штучного інтелекту медичного призначення, регламент встановлює вимоги до якості даних, що використовуються для навчання, валідації та тестування моделей. Ці данні повинні бути:

1. Високоякісними: точними, повними та актуальними.

2. Репрезентативними: відображати повноту різноманітності особливостей пацієнтів, щоб уникнути упередженості.

3. Законно отриманими відповідно до вимог щодо збору та обробки персональних даних [26].

Взаємодоповнення регламентів EU AI Act та GDPR у регуляції систем штучного інтелекту медичного призначення покладає на розробників та постачальників таких систем наступні зобов'язання:

1. Забезпечення прозорості: інформувати пацієнтів про використання штучного інтелекту в медичних процесах.

2. Забезпечення права суб'єктів даних: надати можливість доступу, виправлення або видалення їхніх персональних даних.

3. Проведення оцінки впливу на захист даних для виявлення та мінімізації ризиків, пов'язаних з обробкою персональних даних.

У випадках, коли система штучного інтелекту приймає рішення, що мають значний вплив на здоров'я або права пацієнта, Регламент передбачає право на отримання пояснення щодо ролі штучного інтелекту в процесі прийняття рішення та основних факторів, що вплинули на результат. Це положення Регламенту сприяє підвищенню прозорості та довіри до медичних систем штучного інтелекту [23].

Україна також є однією із 28 країн-учасниць Саміту з безпеки штучного інтелекту 2023 року та підписала Декларацію Блетчлі [27]. Того ж року Україна розробила двоетапну дорожню карту розробки правового рішення регулювання штучного інтелекту. Намічений шлях спирається на засади, що викладені у Декларації Блетчлі, а також є частиною євроінтеграційного процесу України, що гарантує узгодженість відповідних [28].

Перший етап (2023 – 2025 роки) передбачає дослідження питання штучного інтелекту за Bottom-up підходом, результатом чого стало створення Білої книги, секторальних та загальних рекомендацій щодо впровадження штучного інтелекту.

Другий етап (2024 – 2027 роки) передбачає напрацювання відповідних законів після прийняття Європейського AI

Акт. Принципи другого етапу полягають у створенні повної відповідності EU AI Act та у можливий поступовій його імplementації.

## **X. ПЕРСПЕКТИВИ ІНТЕГРАЦІЇ ШТУЧНОГО ІНТЕЛЕКТУ**

Інтеграція методів штучного інтелекту в медичну термографію розглядається як шлях до підвищення відтворюваності інтерпретації термограм і зменшення суб'єктивності оцінки результатів. Насамперед перспективними є задачі автоматичного виділення зон інтересу (ROI) та класифікаційні моделі для скринінгу та підтримки прийняття рішень. Окремий напрямок розвитку – застосування ШІ для покращення якості термограм (усунення артефактів та шумів, підвищення деталізації), виявлення об'єктів і характерних ознак, що підвищує інформативність термограм для подальшого аналізу [29].

Для напрямку скринінгу ключовими є стандартизовані протоколи вимірювання та вибір опірних ділянок, оскільки ці фактори істотно впливають на точність результатів. Клінічні дані підтверджують доцільність консенсусних підходів для скринінгу лихоманки, зокрема використання температури у ділянці внутрішніх кутів очей як наближеної до температури ядра, а також можливість застосування альтернативних підходів з оцінкою максимумів температурних показників усього тіла [13, 14].

Ефективність моделей ШІ також прямо залежить від якості даних і контрольованості умов зйомки, що вказує на потребу включення калібрування та зовнішньої перевірки на незалежних вибірках. Узагальнюючі огляди клінічного застосування ІЧ-термографії підкреслюють, що відтворюваність результатів визначається не лише алгоритмом, а й стандартизацією вимірювань та коректною інтерпретацією термограм [30].

Водночас, сучасні публікації демонструють інтерес до застосування ШІ у термографії для різних клінічних задач, однак для переходу від прототипів до

клінічного впровадження потрібні багатоцентрові дослідження, прозорі метрики якості та узгодження із регуляторними вимогами до медичних виробів, що використовують ШІ. Наприклад, у задачах класифікації термограм молочної залози наведено результати з точністю близько 91.4% ( $\pm 2.93$ ), чутливістю і специфічністю близько 91%, що ілюструє потенціал підходів машинного навчання за умови коректної постановки задачі, валідації [31].

## **XI. ВИСНОВКИ**

У підсумку варто зазначити, що показники фізіологічної норми середніх температур тіла можуть відрізнятися між групами та всередині груп через набагато різноманітніші фактори, ніж вважалося раніше, які в свою чергу можуть мати прогресуючий характер, тобто мати секулярну тенденцію. Таким чином, індустріалізація суспільства може впливати на фізіологічні показники температури тіла цілих регіонів. Розвиток сучасної термометрії не стоїть на місці та активно реагує на виклики сьогодення.

Для коректного застосування тепловізій у клінічній практиці важливими є не лише технічні характеристики приладу (точність, чутливість/NETD, роздільна здатність, стабільність), а й стандартизовані умови експлуатації. Достовірність вимірювань залежить від правильного задання коефіцієнта випромінювання, мінімізації впливу відбитої температури, контролю дистанції та кута спостереження і стабільних параметрів середовища. Доцільним є використання еталонного джерела температури (чорного тіла/референсу) та уніфікація протоколів вимірювання (ROI, повторюваність). Отже, ефективність клінічної термографії визначається комплексом системи та протоколу.

Практична цінність термографії зростатиме за умови стандартизації умов зйомки та протоколів інтерпретації, а також регулярного метрологічного контролю (калібрування, референсні перевірки). Для інтеграції ШІ у клінічні процеси критичними є якісні датасети, зовнішня валідація та

контроль узагальнюваності моделей у різних популяціях і середовищах.

Пандемія COVID-19 продемонструвала потребу у подальшому розвитку в цьому розділі метрології, що, своєю чергою, відкриває нове поле для інтеграції підходів комп'ютерного зору та нейромереж. Інтеграція новітніх методів комп'ютерної обробки даних в перспективі може значно підвищити ефективність систем громадського здоров'я та діагностики.

Багатообіцяюче різноманіття ефективних систем штучного інтелекту в медичній термографії та медицині загалом потребує пильного нагляду зі сторони держав та міжнародних об'єднань. Питання номер один для багатьох країн зараз – це впровадження регуляторного законодавства стосовно систем штучного інтелекту.

#### ORCID ID та внесок авторів

[0009-0003-6604-3169](https://orcid.org/0009-0003-6604-3169) (A, B, C) Savenok

Bohdan

[0000-0002-6889-3197](https://orcid.org/0000-0002-6889-3197) (D, E)

Svitlana Vovuyanko

A – концепція роботи та дизайн; B – аналіз інформації; C – написання статті; D – критичний огляд; E – остаточне схвалення статті.

#### ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

1. Dolibog P., et al. Comparative analysis of human body temperatures measured with noncontact and contact thermometers // *Healthcare*. 2022. Vol. 10, no. 2. 331. URL: <https://doi.org/10.3390/healthcare10020331>.
2. Gurven M., et al. Rapidly declining body temperature in a tropical human population // *Science Advances*. 2020. Vol. 6, no. 44. eabc6599. URL: <https://doi.org/10.1126/sciadv.abc6599>.
3. McGann K. P. The influence of gender and race on mean body temperature in a population of healthy older adults // *Archives of Family Medicine*. 1993. Vol. 2, no. 12. P. 1265–1267. URL: <https://doi.org/10.1001/archfami.2.12.1265>.
4. Singh R., Rustagi N. Mercury and health care // *Indian Journal of Occupational and Environmental Medicine*. 2010. Vol. 14, no. 2. P. 45. URL: <https://doi.org/10.4103/0019-5278.72240>.
5. Pedersen C., Munch P., Kjaergaard J., Grønlykke L., Bräuer A. Accuracy of a zero-heat-flux thermometer in cardiac surgery, a prospective, multicentre, method comparison study // *Scientific Reports*. 2024. Vol. 14, no. 1. URL: <https://doi.org/10.1038/s41598-024-53647-3>.
6. Lei D., Tan K., Malhotra A. Temperature Monitoring Devices in Neonates // *Frontiers in Pediatrics*. 2021. Vol. 9. URL: <https://doi.org/10.3389/fped.2021.732810>.
7. Piccinini F., Martinelli G., Carbonaro A. Reliability of Body Temperature Measurements Obtained with Contactless Infrared Point Thermometers Commonly Used during the COVID-19 Pandemic // *Sensors*. 2021. Vol. 21, no. 11. 3794. URL: <https://doi.org/10.3390/s21113794>.
8. Ramirez-Garcia Luna J. L., Bartlett R., Arriaga-Caballero J. E., Fraser R. D. J., Saiko G. Infrared Thermography in Wound Care, Surgery, and Sports Medicine: A Review // *Frontiers in Physiology*. 2022. Vol. 13. URL: <https://doi.org/10.3389/fphys.2022.838528>.
9. Wang Q., Zhou Y., Ghassemi P., McBride D., Casamento J. P., Pfefer T. J. Infrared Thermography for Measuring Elevated Body Temperature: Clinical Accuracy, Calibration, and Evaluation // *Sensors*. 2021. Vol. 22, no. 1. 215. URL: <https://doi.org/10.3390/s22010215>.
10. Mazdeyasna S., Ghassemi P., Wang Q. Best Practices for Body Temperature Measurement with Infrared Thermography: External Factors Affecting Accuracy // *Sensors*. 2023. Vol. 23, no. 18. 8011. URL: <https://doi.org/10.3390/s23188011>.
11. U.S. Food and Drug Administration. Infrared Thermographs—Methods for Evaluating Laboratory Performance (RST24MD07.01) : Rep. RST24MD07.01. 2023. URL: <https://cdhrst.fda.gov/infrared-thermographs-methods-evaluating-laboratory-performance> (дата звернення: 23.02.2026).
12. Bernard V., Staffa E., Pokorná J., Šimo A. Assessing detector stability and image quality of thermal cameras on smartphones for medical applications: a comparative study // *Medical & Biological Engineering & Computing*. 2025. URL: <https://doi.org/10.1007/s11517-025-03348-4>.
13. Muniz P. R., et al. Temperature thresholds and screening of febrile people by non-contact measurement of the face using infrared thermography – A methodology proposal // *Sensing and Bio-Sensing Research*. 2022. Vol. 37. 100513. URL: <https://doi.org/10.1016/j.sbsr.2022.100513>.
14. Clinical evaluation of fever-screening thermography: impact of consensus guidelines and facial measurement location // *Journal of Biomedical Optics*. 2020. Vol. 25, no. 9. URL: <https://doi.org/10.1117/1.jbo.25.9.097002>.
15. Samartharam H., Vasudeva N., Ila S. S. The Role of Humidity in the Management of Premature Neonates in a Rural Incubator // *Cureus*. 2021. URL: <https://doi.org/10.7759/cureus.14411>.
16. Putrino A., Cassetta M., Raso M., et al. Clinical Applications, Legal Considerations and Implementation Challenges of Smartphone-Based Thermography: A Scoping Review // *Journal of Clinical Medicine*. 2024. Vol. 13, no. 23. 7117. URL: <https://doi.org/10.3390/jcm13237117>.
17. Topalidou A., Ali N., Sekulic S., Downe S. Thermal imaging applications in neonatal care: a scoping review // *BMC Pregnancy and Childbirth*. 2019. Vol. 19, no. 1. URL: <https://doi.org/10.1186/s12884-019-2533-y>.
18. Medicines and Healthcare products Regulatory Agency. Infrared (IR) thermometers: caution in use [Електронний ресурс]. 2021. URL: <https://www.gov.uk/government/publications/infrared-ir-thermometers-caution-in-use> (дата звернення: 11.05.2025).
19. Kislyak S., Dugan O., Yesypenko R., Starosyla D., Yalovenko O. In silico the Ames Mutagenicity Predictive Model of Environment // *Innovative Biosystems and Bioengineering*. 2025. Vol. 9, no. 2. P. 42–52. URL: <https://doi.org/10.20535/ibb.2025.9.2.316239>.
20. Ornek A. H., Ceylan M., Ervural S. Health status detection of neonates using infrared thermography and deep convolutional neural networks // *Infrared Physics & Technology*. 2019. Vol. 103. 103044. URL: <https://doi.org/10.1016/j.infrared.2019.103044>.
21. Esteva A., Chou K., Yeung S., et al. Deep learning-enabled medical computer vision // *NPJ Digital Medicine*. 2021.

Vol. 4, no. 1. URL: <https://doi.org/10.1038/s41746-020-00376-2>.

22. Kesztyüs D., Brucher S., Wilson C., Kesztyüs T. Use of Infrared Thermography in Medical Diagnosis, Screening, and Disease Monitoring: A Scoping Review // *Medicina*. 2023. Vol. 59, no. 12. 2139. URL: <https://doi.org/10.3390/medicina59122139>.

23. Pelayo S., Bras Da Costa S., Leroy N., Loiseau S., Beuscart-Zephir M.-C. Software as a Medical Device: Regulatory Critical Issues // *Studies in Health Technology and Informatics*. IOS Press, 2013. URL: <https://doi.org/10.3233/978-1-61499-203-5-337>.

24. EUR-Lex. Regulation (EU) 2024/1689 (AI Act) [Електронний ресурс]. 2024. URL: <https://eur-lex.europa.eu/eli/reg/2024/1689/oj> (дата звернення: 11.05.2025).

25. European Commission. AI Act [Електронний ресурс]. 2025. URL: <https://digital-strategy.ec.europa.eu/en/policies/regulatory-framework-ai> (дата звернення: 11.05.2025).

26. EUR-Lex. Regulation (EU) 2016/679 (GDPR) [Електронний ресурс]. 2016. URL: <https://eur-lex.europa.eu/eli/reg/2016/679/oj> (дата звернення: 11.05.2025).

27. Prime Minister's Office, 10 Downing Street. The Bletchley Declaration by countries attending the AI Safety Summit, 1–2 November 2023 [Електронний ресурс]. 2023. URL: <https://www.gov.uk/government/publications/ai-safety-summit-2023-the-bletchley-declaration/the-bletchley-declaration-by-countries-attending-the-ai-safety-summit-1-2-november-2023> (дата звернення: 11.05.2025).

28. Міністерство цифрової трансформації України. Регулювання штучного інтелекту в Україні: презентуємо дорожню карту [Електронний ресурс]. 2023. URL: <https://thedigital.gov.ua/news/regulyvannya-shtuchnogo-intelektu-v-ukraini-prezentuemo-dorozhnyu-kartu> (дата звернення: 11.05.2025).

29. Nowakowski A. Z., Kaczmarek M. Artificial Intelligence in IR Thermal Imaging and Sensing for Medical Applications // *Sensors*. 2025. Vol. 25, no. 3. 891. URL: <https://doi.org/10.3390/s25030891>.

30. Liu Q., et al. Infrared thermography in clinical practice: a literature review // *European Journal of Medical Research*. 2025. Vol. 30, no. 1. URL: <https://doi.org/10.1186/s40001-025-02278-z>.

31. Ryan L., Agaian S. Breast Cancer Detection Using Infrared Thermography: A Survey of Texture Analysis and Machine Learning Approaches // *Bioengineering*. 2025. Vol. 12, no. 6. 639. URL: <https://doi.org/10.3390/bioengineering12060639>.

## REFERENCES

1. P. Dolibog et al., "Comparative analysis of human body temperatures measured with noncontact and contact thermometers," *Healthcare*, vol. 10, no. 2, p. 331, 2022. <https://doi.org/10.3390/healthcare10020331>.

2. M. Gurven et al., "Rapidly declining body temperature in a tropical human population," *Science Advances*, vol. 6, no. 44, eabc6599, 2020. <https://doi.org/10.1126/sciadv.abc6599>.

3. K. P. McGann, "The influence of gender and race on mean body temperature in a population of healthy older adults," *Archives of Family Medicine*, vol. 2, no. 12, pp. 1265–1267, 1993. <https://doi.org/10.1001/archfami.2.12.1265>.

4. C. Pedersen, P. Munch, J. Kjaergaard, L. Grønlykke, and A. Bräuer, "Accuracy of a zero-heat-flux thermometer in cardiac surgery, a prospective, multicentre, method comparison

study," *Scientific Reports*, vol. 14, no. 1, 2024. <https://doi.org/10.1038/s41598-024-53647-3>.

5. R. Singh and N. Rustagi, "Mercury and health care," *Indian Journal of Occupational and Environmental Medicine*, vol. 14, no. 2, p. 45, 2010. <https://doi.org/10.4103/0019-5278.72240>.

6. D. Lei, K. Tan, and A. Malhotra, "Temperature monitoring devices in neonates," *Frontiers in Pediatrics*, vol. 9, 2021. <https://doi.org/10.3389/fped.2021.732810>.

7. F. Piccinini, G. Martinelli, and A. Carbonaro, "Reliability of body temperature measurements obtained with contactless infrared point thermometers commonly used during the COVID-19 pandemic," *Sensors*, vol. 21, no. 11, p. 3794, 2021. <https://doi.org/10.3390/s21113794>.

8. J. L. Ramirez-GarciaLuna, R. Bartlett, J. E. Arriaga-Caballero, R. D. J. Fraser, and G. Saiko, "Infrared thermography in wound care, surgery, and sports medicine: A review," *Frontiers in Physiology*, vol. 13, Mar. 2022. <https://doi.org/10.3389/fphys.2022.838528>.

9. Q. Wang, Y. Zhou, P. Ghassemi, D. McBride, J. P. Casamento, and T. J. Pfefer, "Infrared thermography for measuring elevated body temperature: Clinical accuracy, calibration, and evaluation," *Sensors*, vol. 22, no. 1, p. 215, 2021. <https://doi.org/10.3390/s22010215>.

10. S. Mazdeyasna, P. Ghassemi, and Q. Wang, "Best practices for body temperature measurement with infrared thermography: External factors affecting accuracy," *Sensors*, vol. 23, no. 18, p. 8011, 2023. <https://doi.org/10.3390/s23188011>.

11. U.S. Food and Drug Administration, "Infrared Thermographs—Methods for Evaluating Laboratory Performance (RST24MD07.01)," Rep. RST24MD07.01, 2023. [Online]. Available: <https://cdrhst.fda.gov/infrared-thermographs-methods-evaluating-laboratory-performance>. [Accessed: Feb. 23, 2026].

12. V. Bernard, E. Staffa, J. Pokorná, and A. Šimo, "Assessing detector stability and image quality of thermal cameras on smartphones for medical applications: A comparative study," *Medical & Biological Engineering & Computing*, 2025. <https://doi.org/10.1007/s11517-025-03348-4>.

13. P. R. Muniz et al., "Temperature thresholds and screening of febrile people by non-contact measurement of the face using infrared thermography – A methodology proposal," *Sensing and Bio-Sensing Research*, vol. 37, p. 100513, 2022. <https://doi.org/10.1016/j.sbsr.2022.100513>.

14. "Clinical evaluation of fever-screening thermography: Impact of consensus guidelines and facial measurement location," *Journal of Biomedical Optics*, vol. 25, no. 9, 2020. <https://doi.org/10.1117/1.jbo.25.9.097002>.

15. H. Samartharam, N. Vasudeva, and S. S. Ila, "The role of humidity in the management of premature neonates in a rural incubator," *Cureus*, 2021. <https://doi.org/10.7759/cureus.14411>.

16. A. Putrino et al., "Clinical applications, legal considerations and implementation challenges of smartphone-based thermography: A scoping review," *Journal of Clinical Medicine*, vol. 13, no. 23, p. 7117, 2024. <https://doi.org/10.3390/jcm13237117>.

17. A. Topalidou, N. Ali, S. Sekulic, and S. Downe, "Thermal imaging applications in neonatal care: A scoping review," *BMC Pregnancy and Childbirth*, vol. 19, no. 1, 2019. <https://doi.org/10.1186/s12884-019-2533-y>.

18. Medicines and Healthcare products Regulatory Agency, "Infrared (IR) thermometers: Caution in use," GOV.UK, Jul. 27, 2021. [Online]. Available: <https://www.gov.uk/government/publications/infrared-ir-thermometers-caution-in-use>. [Accessed: May 11, 2025].

19. Kislyak, O. Dugan, R. Yesypenko, D. Starosyla, and O. Yalovenko, "In silico the Ames mutagenicity predictive model of environment," *Innovative Biosystems and Bioengineering*, vol. 9, no. 2, pp. 42–52, May 2025. <https://doi.org/10.20535/ibb.2025.9.2.316239>.
20. A. H. Ornek, M. Ceylan, and S. Ervural, "Health status detection of neonates using infrared thermography and deep convolutional neural networks," *Infrared Physics & Technology*, vol. 103, p. 103044, 2019. <https://doi.org/10.1016/j.infrared.2019.103044>.
21. A. Esteva et al., "Deep learning-enabled medical computer vision," *NPJ Digital Medicine*, vol. 4, no. 1, 2021. <https://doi.org/10.1038/s41746-020-00376-2>.
22. D. Kesztyüs, S. Brucher, C. Wilson, and T. Kesztyüs, "Use of infrared thermography in medical diagnosis, screening, and disease monitoring: A scoping review," *Medicina*, vol. 59, no. 12, p. 2139, 2023. <https://doi.org/10.3390/medicina59122139>.
23. S. Pelayo, S. Bras Da Costa, N. Leroy, S. Loiseau, and M.-C. Beuscart-Zephir, "Software as a medical device: Regulatory critical issues," in *Studies in Health Technology and Informatics*. IOS Press, 2013. <https://doi.org/10.3233/978-1-61499-203-5-337>.
24. EUR-Lex, "Regulation (EU) 2024/1689," Jun. 13, 2024. [Online]. Available: <https://eur-lex.europa.eu/eli/reg/2024/1689/oj>. [Accessed: May 11, 2025].
25. European Commission, "AI Act," Feb. 18, 2025. [Online]. Available: <https://digital-strategy.ec.europa.eu/en/policies/regulatory-framework-ai>. [Accessed: May 11, 2025].
26. EUR-Lex, "Regulation (EU) 2016/679 (GDPR)," Apr. 27, 2016. [Online]. Available: <https://eur-lex.europa.eu/eli/reg/2016/679/oj>. [Accessed: May 11, 2025].
27. Prime Minister's Office, 10 Downing Street, "The Bletchley Declaration by countries attending the AI Safety Summit, 1–2 November 2023," Nov. 1, 2023. [Online]. Available: <https://www.gov.uk/government/publications/ai-safety-summit-2023-the-bletchley-declaration/the-bletchley-declaration-by-countries-attending-the-ai-safety-summit-1-2-november-2023>. [Accessed: May 11, 2025].
28. Ministry of Digital Transformation of Ukraine, "Regulation of artificial intelligence in Ukraine: We present a roadmap," Oct. 7, 2023. [Online]. Available: <https://thedigital.gov.ua/news/regulyvannya-shtuchnogo-intelektu-v-ukraini-prezentuemo-dorozhnyu-kartu>. [Accessed: May 11, 2025].
29. A. Z. Nowakowski and M. Kaczmarek, "Artificial intelligence in IR thermal imaging and sensing for medical applications," *Sensors*, vol. 25, no. 3, p. 891, 2025. <https://doi.org/10.3390/s25030891>.
30. Q. Liu et al., "Infrared thermography in clinical practice: A literature review," *European Journal of Medical Research*, vol. 30, no. 1, 2025. <https://doi.org/10.1186/s40001-025-02278-z>.
31. L. Ryan and S. Agaian, "Breast cancer detection using infrared thermography: A survey of texture analysis and machine learning approaches," *Bioengineering*, vol. 12, no. 6, p. 639, 2025. <https://doi.org/10.3390/bioengineering12060639>.

UDC 615.47:616-073:621.317.39

# PROSPECTS FOR INTEGRATING ARTIFICIAL INTELLIGENCE TECHNOLOGIES INTO MEDICAL THERMOGRAPHY

*Bohdan Savenok*

[bohdan.savenok@gmail.com](mailto:bohdan.savenok@gmail.com)

*Svitlana Vovyanko*

[sivovianko@gmail.com](mailto:sivovianko@gmail.com)

*Department of Biomedical Engineering  
National Technical University of Ukraine*

*“Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute”, Kyiv, Ukraine*

**Abstract** – Thermometry is a basic method of monitoring the condition of patients, the development of which has led to the expansion of the list of its tools, as well as the emergence of thermography and medical neural network models based on it. At the same time, different measurement methods demonstrate differences in accuracy, reproducibility, and dependence on the conditions of application, which complicates the comparison of results between institutions and populations. This article considers the development of thermometry, its tools, as well as the regulatory features of this development to date. The purpose of the presented review is to compare the types of thermometers and thermometry tools available today, to study the issue of the constancy of the human body temperature norm, and the problems of using different types of thermometers. A comparison of clinical scenarios for the use of thermometers and factors affecting the interpretation of temperature readings was carried out. The issue of the safety of mercury use in many industries is relevant and regulated by the provisions of the Minamata Convention, at the same time, the development of alternatives to mercury thermometers has allowed to overcome not only the issue of transition from mercury thermometers, but also the challenges caused by the COVID-19 pandemic. Therefore, the integration of artificial intelligence technologies into medical thermography is promising and currently has a number of developments with fairly high sensitivity and specificity. Thermometry has been actively developing over the past decades, not only in the technical aspect, but also in the legal one. It is shown that the choice of thermometry tool should be based on a compromise between accuracy, safety, speed, convenience, and clinical context (patient's age, measurement site, environmental conditions). The norm of body temperature is not a constant value and depends on the measurement method, time of day, and individual factors, which requires correct interpretation of the results. Regulatory restrictions on mercury stimulate the transition to digital and infrared technologies, and the development of thermography and AI analysis opens up prospects for non-invasive monitoring and screening, provided that protocols are standardized, calibrated, and properly validated.

**Keywords:** *medical thermometry, medical thermography, artificial intelligence, infrared imaging, legal regulation of artificial intelligence in medicine, non-contact thermometry, secular trend.*

Надійшла до редакції  
12.03.2026 р.

Прийнята до публікації  
27.03.2026 р.

Опубліковано  
06.04.2026 р.

# ОПТИМІЗАЦІЯ ПЛАТФОРМИ 3D-СКАНУВАННЯ КИСТІ РУКИ ПРИ СПАСТИЧНОСТІ

Гарбовська Ксенія Олександрівна<sup>1</sup>

[kseniagarbovska@gmail.com](mailto:kseniagarbovska@gmail.com)

Овчаренко Ганна Романівна<sup>1</sup>

[ovcharenko.ganna@lil.kpi.ua](mailto:ovcharenko.ganna@lil.kpi.ua)

Дубко Андрій Григорович<sup>1, 2</sup>

[andreyies17@gmail.com](mailto:andreyies17@gmail.com)

<sup>1</sup>Національний технічний університет України

"Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського"

м. Київ, Україна

<sup>2</sup>Інститут електрозварювання ім. Є.О. Патона НАН України

м. Київ, Україна

*Анотація* – Спастичність верхньої кінцівки є поширеним наслідком пошкодження центральної нервової системи та суттєво впливає на функціональні здібності пацієнтів. Точна оцінка морфології кисті є важливою для планування реабілітації, розробки ортезів та моніторингу результатів лікування. Технології тривимірного (3D) сканування є перспективним інструментом для отримання детальних цифрових моделей анатомічних структур; однак їх застосування у пацієнтів зі спастичними розладами пов'язане з кількома технічними труднощами. Мимовільні скорочення м'язів, підвищений м'язовий тонус та обмежений довільний контроль часто призводять до нестабільності положення кисті під час сканування, що знижує точність та відтворюваність отриманих даних.

У цьому дослідженні аналізуються сучасні підходи до 3D-сканування людської кисті з точки зору біомедичної інженерії та клінічної неврології. Особлива увага приділяється анатомічним та функціональним характеристикам кисті як складного об'єкта для просторового сканування та впливу спастичності на стабільність її позиціонування. Розглянуто існуючі технічні рішення для платформ фіксації та позиціонування кисті, включаючи опорні конструкції, системи стабілізації та механічні тримачі, призначені для підтримки стабільної конфігурації сканування.

На додаток до традиційних систем 3D-сканування, розглянуто альтернативні методи створення цифрових моделей кисті. До них належать методи фотограмметрії, засновані на множинній реконструкції зображень, а також використання споживчих мобільних пристроїв, оснащених датчиками глибини або технологією LiDAR. Такі підходи можуть забезпечити доступні та економічно ефективні рішення для клінічних середовищ, реабілітаційних центрів та дистанційного моніторингу пацієнтів.

На основі проведеного аналізу запропоновано кілька напрямків удосконалення біомедичних платформ для 3D-сканування кисті. До них належать розробка ергономічних систем фіксації, адаптованих для пацієнтів зі спастичністю, скорочення часу сканування, покращення стабільності позиціонування та інтеграція технологій сканування із системами автоматизованого проектування для виготовлення персоналізованих ортезів. Запропоновані стратегії оптимізації спрямовані на підвищення точності, надійності та клінічної застосовності процедур 3D-сканування у пацієнтів зі спастичними розладами кисті.

**Ключові слова:** 3D-сканування кисті; спастичний парез; гіпертонус; позиціонування кисті; фотограмметрія; LiDAR смартфона; ортез кисті.

## I. ВСТУП

Проблема спастичності верхніх кінцівок є актуальною для сучасної неврології, реабілітаційної медицини та біомедичної інженерії, оскільки такі порушення значно впливають на функціональні можливості пацієнтів, обмежують їхню здатність до самообслуговування та погіршують якість життя [1, 2]. У зв'язку з цим розробка сучасних технологій об'єктивної оцінки стану кисті руки, а також інструментів для створення індивідуалізованих ортезів і

реабілітаційних пристроїв є важливим напрямом міждисциплінарних досліджень [3].

Спастичність верхньої кінцівки є одним із найпоширеніших наслідків ураження центральної нервової системи. Вона пов'язана з порушенням функції верхнього мотонейрона та зміною механізмів регуляції м'язового тонусу [4, 5].

Подібні зміни спостерігаються при ішемічному та геморагічному інсульті, черепно-мозковій травмі, ураженнях

спинного мозку, а також при перинатальних ушкодженнях нервової системи. Спастичність супроводжується підвищенням рефлекторної збудливості та порушенням довільного моторного контролю [4, 5].

У фізіологічних умовах рухи верхньої кінцівки забезпечуються балансом між збуджувальними та гальмівними впливами центральної нервової системи. При ушкодженні низхідних шляхів знижується інгібуючий контроль, що призводить до швидко-залежного підвищення м'язового тону та опору пасивним рухам [5]. Тривале збереження підвищеного тону зумовлює вторинні морфологічні зміни м'язово-сухожильного апарату, зокрема укорочення м'язів і формування контрактур. На рівні кисті спастичність проявляється стійким згинальним положенням пальців, приведенням великого пальця та обмеженням розгинання [1, 2]. У результаті змінюється не лише функція, а й просторова конфігурація кисті.

Одним із перспективних підходів до отримання точних морфологічних даних є використання технологій 3D-сканування. Тривимірне сканування дозволяє отримувати високоточні цифрові моделі анатомічних структур, що можуть використовуватися для діагностики, планування лікування, створення індивідуальних ортезів, протезів, а також для аналізу динаміки змін у процесі реабілітації [3, 6]. Проте застосування стандартних систем 3D-сканування у пацієнтів зі спастичністю пов'язане з низкою труднощів, зокрема з мимовільними м'язовими скороченнями, підвищеним м'язовим тонусом, обмеженням рухливості суглобів та нестабільністю пози кінцівки [1]. У таких умовах отримання стабільних та точних тривимірних моделей є складним завданням, що потребує вдосконалення як апаратної, так і методичної складових процесу сканування.

## II. ПОСТАНОВКА ЗАДАЧІ

Удосконалення сучасних підходів до 3D-сканування кисті руки при спастичних порушеннях з урахуванням особливостей будови і функції кисті та впливу спастичності на стабільність положення під

час сканування. Специфікація конструкційних рішень для фіксації саме спастичної кисті руки.

## III. МАТЕРІАЛИ І МЕТОДИ

Дослідження виконано методом порівняльного аналізу технологій 3D-сканування та конструктивних рішень для стабілізації кисті руки. Оцінювання проводили за критеріями стабільності положення кисті під час вимірювання, відтворюваності геометричних параметрів та придатності рішень до умов спастичності. На підставі отриманих порівняльних результатів здійснювався відбір найбільш доцільних функціональних елементів і формувалася власна блок-схема підставки, призначеної для забезпечення стабільного сканування кисті.

Як джерело конструктивних рішень для підставок і платформ позиціонування використано відкриту технічну документацію проєкту *OpenScan*, зокрема модифікації *OpenScan Mini* та *OpenScan Classic*. У межах аналізу розглядалися принципи розміщення об'єкта й оптичного модуля, організація процесу отримання серії зображень, а також підходи до забезпечення стабільності під час сканування. Відібрані конструктивні підходи систематизовано як набір функціональних модулів, релевантних для подальшої адаптації під задачу сканування кисті.

Для отримання тривимірних моделей кисті застосовувалися різні методи 3D-сканування, що базуються на визначенні просторових координат точок поверхні шляхом реєстрації оптичного сигналу та подальшого математичного перетворення отриманих даних у систему координат [7, 8]. У більшості сучасних систем координати точок формуються на основі аналізу відбитого світлового сигналу або обробки серії зображень. Незважаючи на різноманіття технічних реалізацій, основні методи тривимірного сканування можна звести до трьох фізичних підходів: оптичної триангуляції, часово-імпульсного вимірювання відстані та фотограмметричної реконструкції. Кожен із цих підходів має власні принципи формування глибини, що

визначають точність вимірювань, швидкість отримання даних та чутливість до руху об'єкта.

У даній роботі як референтну систему високоточного сканування використано ручний лазерний 3D-сканер *ZEISS T-SCAN hawk 2*, що застосовується у промисловій метрології для отримання високоточних

тривимірних даних [7]. Принцип його роботи базується на методі оптичної триангуляції. Фізичний принцип цього методу полягає у визначенні координат точки поверхні за геометрією трикутника, сформованого між джерелом випромінювання, точкою відбиття на поверхні об'єкта та приймальною камерою (табл. 1).

**Таблиця 1** – Технічні, конструктивні та експлуатаційні характеристики лазерного 3D-сканера *ZEISS T-SCAN hawk 2*

<i>Характеристика</i>	<i>Опис та параметри</i>
<i>Найменування виробу</i>	Лазерний ручний 3D-сканер <i>ZEISS T-SCAN hawk 2</i>
<i>Область застосування</i>	Високоточне тривимірне сканування поверхні об'єктів у задачах промислової метрології, реверс-інжинірингу, контролю якості та цифрового моделювання
<i>Мета і призначення</i>	Отримання високоточної просторової геометрії об'єктів шляхом формування щільної хмари точок та подальшого створення полігональної 3D-моделі
<i>Підстава розробки</i>	Необхідність створення мобільної вимірювальної системи для швидкого і точного сканування складних поверхонь у промислових умовах
<i>Джерело розробки</i>	Компанія <i>Carl Zeiss GOM Metrology GmbH</i> (Німеччина) [7]
<i>Тип вимірювальної системи та принцип роботи</i>	Ручний лазерний оптичний 3D-сканер, що працює за принципом лазерної оптичної триангуляції, при якій координати точок поверхні визначаються за зміщенням проєкції лазерної лінії на сенсорі камери
<i>Оптична система</i>	Джерело випромінювання – блакитний лазер ( $\approx 450$ нм); використовується до 7 лазерних ліній у режимі швидкісного сканування; підтримуються режими широкого поля сканування, високої деталізації та сканування глибоких порожнин [9]
<i>Метрологічні характеристики</i>	Максимальна точність вимірювання $0,02$ мм + $0,015$ мм/м, максимальна роздільна здатність до $0,01$ мм, повторюваність вимірювань $\approx 0,015$ мм [7]
<i>Просторові параметри сканування</i>	Ширина області сканування до $550$ мм, робоча відстань $\approx 400$ мм, глибина різкості до $250$ мм [7]
<i>Продуктивність сканування</i>	Швидкість отримання даних до $480\,000$ точок/с, щільність хмари точок до $0,01$ мм між сусідніми точками [7]
<i>Склад виробу</i>	Лазерний модуль випромінювання, оптична камера, система оптичного трекінгу, електронний блок обробки сигналу, кабель підключення
<i>Конструктивні вимоги</i>	Компактна портативна конструкція з інтегрованим лазерним випромінювачем та оптичною камерою, що забезпечує стабільність геометрії вимірювальної системи
<i>Матеріали</i>	Корпус із ударостійкого технічного полімеру з алюмінієвими конструктивними елементами
<i>Габаритні та масові характеристики</i>	Маса сканера $\approx 0,99$ кг, довжина кабелю підключення $10$ м
<i>Програмне забезпечення</i>	<i>ZEISS INSPECT, ZEISS Quality Suite</i>
<i>Формати експорту даних</i>	<i>STL, OBJ, PLY</i>

Характеристика		Опис та параметри
Умови експлуатації		Робоча температура 10–40 °С, відносна вологість до 80 % без конденсації, робота у середовищі без сильних вібрацій та різких температурних коливань
Клас безпеки		Лазерний клас <i>Class 2 (IEC 60825-1)</i>
Результат роботи системи	роботи	Формування тривимірної хмари точок та полігональної моделі поверхні об'єкта

Під час роботи сканера на поверхню об'єкта проектується структуроване лазерне випромінювання у вигляді світлових ліній. Камера реєструє положення цих ліній на поверхні під певним кутом. Оскільки положення лазера та камери відносно один одного є відомим і фіксованим конструкцією сканера, зміщення лазерної лінії на зображенні камери дозволяє визначити просторові координати точки поверхні. Під час сканування оператор переміщує сканер уздовж поверхні об'єкта. У кожний момент часу камера реєструє положення лазерної лінії, формуючи профіль точок уздовж цієї лінії. Послідовність таких профілів об'єднується у спільну хмару точок, що описує форму об'єкта (рис. 1 а), після чого програмне забезпечення виконує їх об'єднання, фільтрацію шуму та побудову полігональної сітки поверхні [10].

Глибина точки поверхні визначається на основі триангуляційної геометрії, що формується між лазерним випромінювачем, камерою та точкою відбиття на поверхні об'єкта [11]. Відстань до цієї точки залежить від базової відстані між лазерним модулем і камерою  $b$ , фокусної відстані оптичної системи камери  $f$  та зміщення проєкції лазерної лінії на сенсорі камери  $x$ . Для такої геометричної конфігурації координата точки по глибині  $Z$  визначається співвідношенням:

$$Z = \frac{b \cdot f}{x}$$

Окрім лазерної триангуляції, розглядався підхід *LiDAR*-сканування, що застосовується у сучасних смартфонах для визначення просторової геометрії об'єктів шляхом прямого вимірювання відстані до поверхні. У цьому випадку відстань визначається за часом поширення світлового сигналу від джерела випромінювання до поверхні об'єкта та назад до сенсора. *LiDAR*-модуль

складається з інфрачервоного лазерного випромінювача, системи формування променя, приймальної фотодіодної матриці та електронного блоку вимірювання часу. Випромінювач генерує короткі імпульси інфрачервоного випромінювання, які спрямовуються у робочу область перед камерою. Після відбиття від поверхні об'єкта частина енергії повертається до сенсора, а система вимірює часову затримку між випромінюванням і реєстрацією сигналу. Відстань до точки поверхні визначається співвідношенням:

$$Z = \frac{c \cdot \Delta t}{2},$$

де  $c$  – швидкість поширення світла, а  $\Delta t$  – час проходження імпульсу до об'єкта і назад.

Як доступний альтернативний підхід використовувалася мобільна фотограмметрія із застосуванням програмного забезпечення *Polycam*, що формує тривимірну модель на основі багатокadroвої зйомки. Камера смартфона фіксує серію зображень об'єкта з різних ракурсів, після чого програмний алгоритм виконує декілька етапів обробки. Спочатку на кожному кадрі виділяються характерні ознаки поверхні – контрастні точки або текстурні елементи. Далі виконується пошук відповідностей між цими ознаками на різних зображеннях [12]. На основі знайдених відповідностей визначається відносне положення камер у просторі, після чого координати просторових точок обчислюються шляхом триангуляції (рис. 1 б).

У спрощеному вигляді геометричне відновлення координати точки описується перетином променів проєкції з різних положень камери (3):

$$X = P_1^{-1}(x_1) \cap P_2^{-1}(x_2),$$

де  $P_1$  та  $P_2$  – матриці проєкції камери для

різних положень під час зйомки, а  $x_1$  та  $x_2$  – координати відповідної ознаки на двох зображеннях. Точність фотограмметричної реконструкції залежить від стабільності

положення об'єкта між кадрами, кількості ракурсів зйомки, перекриття зображень та якості текстури поверхні.

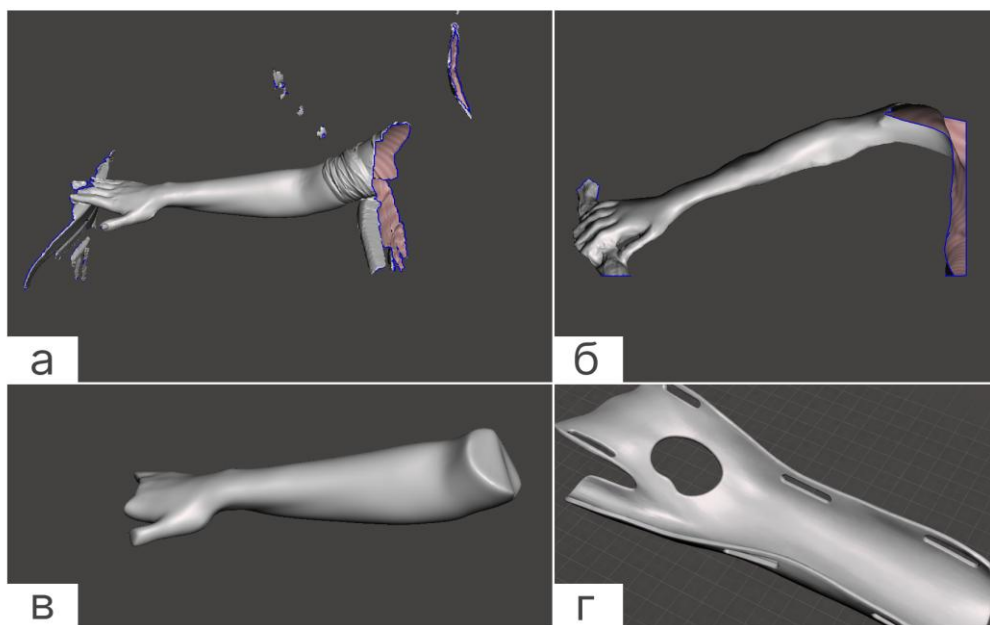


Рисунок 1 – Етапи отримання та обробки 3D-скану руки і формування ортезної конструкції: а – первинний скан руки, отриманий оптичним 3D-сканером; б – 3D-скан моделі руки, отриманий методом фотограмметрії за допомогою застосування *Polycam* на смартфоні, імпортований у *Meshmixer*; в – очищений та згладжений скан руки в *Meshmixer*; г – формування одного з варіантів конструкції ортеза

Після отримання тривимірних моделей виконувалася їх цифрова обробка та підготовка до подальшого моделювання ортеза. Результатом сканування є полігональна модель поверхні кисті, що зазвичай експортується у форматах *STL* або *OBJ*. Для редагування полігональної сітки використовувалося програмне забезпечення *Meshmixer*, яке дозволяє виконувати топологічну перевірку, геометричну оптимізацію та конструктивне моделювання виробу [13].

Після імпорту *STL*-файлу виконувалася перевірка топології сітки, включаючи виявлення відкритих країв, самоперетинів полігонів та неорієнтованих нормалей. Інструмент *Inspector* використовувався для автоматичного виявлення та усунення дефектів сітки шляхом закриття отворів і виправлення локальних топологічних помилок.

Наступним етапом було очищення моделі від зайвих фрагментів, що могли потрапити у скан під час зйомки (частини

стола або фону). Для цього застосовувалися інструменти *Select* та *Erase & Fill*.

Після очищення виконувалася оптимізація поверхні моделі. Для усунення локальних нерівностей використовувався інструмент *Smooth*, а операція *Reduce* дозволяла зменшити кількість полігонів без значної втрати геометричної точності (рис. 1 в).

Далі модель обрізалася до зони ортезування за допомогою інструмента *Plane Cut*, після чого орієнтувалася відповідно до анатомічної осі кисті.

На наступному етапі формувалася внутрішня поверхня ортеза за допомогою операції *Make Solid*, що дозволяє створити оболонку із заданим внутрішнім зазором. Після формування внутрішньої поверхні задавалася товщина стінки ортеза, а також додавалися конструктивні елементи виробу, зокрема вентиляційні отвори, прорізи для ремінців та фаски на краях (рис. 1 г) [14, 15].

Завершальним етапом була перевірка моделі на придатність до 3D-друку та її

експорт у формат *STL* або *3MF* для подальшого адитивного виготовлення [16, 17].

#### IV. РЕЗУЛЬТАТИ І ОБГОВОРЕННЯ

Одним із важливих технічних рішень для забезпечення якісного *3D*-сканування ураженої кінцівки є раціональна організація позиціонування оптичного модуля та геометрії зйомки, що доцільно розглянути на прикладі *OpenScan Mini*. Формування серії зображень у системі здійснюється шляхом дискретного відносного обертання об'єкта та

оптичного модуля, що забезпечує отримання знімків з різних ракурсів (рис. 2).

Робоча зона платформи обмежена діаметром приблизно 80–100 мм, що визначає її застосування для малогабаритних жорстких об'єктів. Конструкція реалізована за модульним принципом і включає механічну частину, електромеханічний привід на базі крокових двигунів, систему керування на основі *Raspberry Pi*, плату розширення *OpenScan Pi Shield*, оптичний модуль із кільцевим освітленням *Ringlight v1* та поляризаційний модуль [18, 19].

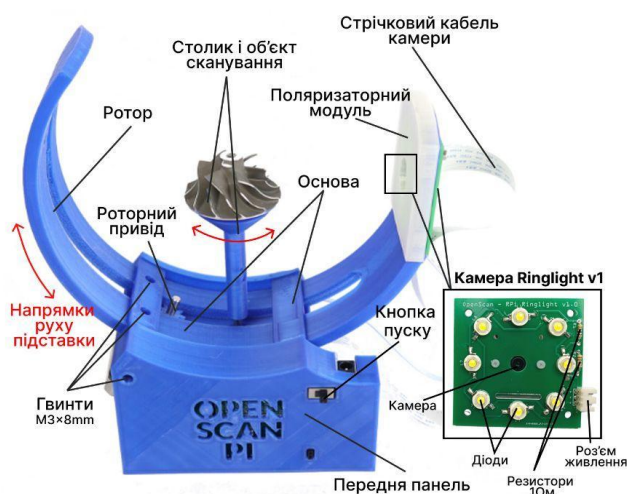


Рисунок 2 – Конструкція платформи *OpenScan Mini* [19]

Механічна частина складається з несучої рамної конструкції, що включає основу, передню панель для кріплення електроніки, задню панель, поворотний ротор та зубчасту передачу. Габаритні розміри системи становлять близько 200 мм по ширині та висоті. Поворотний стіл має діаметр близько 80 мм і встановлюється в корпусі з мінімальним радіальним зазором. Передача крутного моменту від двигуна до ротора здійснюється через полімерну шестерню малого модуля. Така схема забезпечує компактність, однак допускає появу люфтів і пружної деформації зубців при зміні напрямку руху. Конструкція розрахована на масу об'єкта до 200–300 г; при більшій масі зростає інерційне навантаження, що призводить до вібрацій та зниження точності позиціонування.

Електромеханічна частина включає два крокові двигуни типу *Nema17* із крутним

моментом понад 40 Н·см для основного обертання та понад 13 Н·см для допоміжного вузла. Стандартний кут кроку двигуна становить 1,8°, що відповідає 200 крокам на повний оберт. Керування здійснюється через плату *OpenScan Pi Shield*, яка встановлюється безпосередньо на одноплатний комп'ютер *Raspberry Pi 3B+* або *Raspberry Pi 4*. *Pi Shield* містить драйвери керування двигунами, оптопару *PC817* для ізоляції сигналів, *MOSFET*-транзистори *IRLZ34N* для комутації навантаження та понижувальний *DC-DC* перетворювач з 12 В у 5 В із вихідним струмом понад 2,5 А. Живлення системи здійснюється від зовнішнього джерела 12 В мінімальною потужністю 24 Вт [19].

Оптичний вузол у стандартній конфігурації включає камеру *Arducam IMX519* з автофокусом і роздільною здатністю 16 мегапікселів або *Pi Camera v2*

(8 Мп). Камера підключається через 50-сантиметровий стрічковий кабель до інтерфейсу *CSI* на *Raspberry Pi*. Освітлення реалізовано на платі *Ringlight v1*, що містить вісім світлодіодів потужністю 1 Вт кожен. Живлення кільця здійснюється від 12 В через *JST-XH-3P* роз'єм. Для зменшення відблисків використовується *Polarizer Module*, що складається з двох лінійних поляризаційних фільтрів, орієнтованих під кутом  $90^\circ$  один до одного. Така конфігурація зменшує спекулярні відблиски та підвищує контрастність текстури.

Іншим технічним рішенням організації

фотограмметричного сканування є система *OpenScan Classic*. Ця система належить до фотограмметричних рішень збільшеного формату з двоосьовою кінематичною схемою та призначена для сканування об'єктів діаметром до 200–250 мм і висотою до 250–300 мм [20]. Платформа розрахована на навантаження до 1–2 кг, що суттєво перевищує можливості *OpenScan Mini*.

Механічна система включає блок вертикальної несучої рами з поворотним столиком, зубчастої передачі та окремого блоку систему регульованого кріплення оптичного модуля (рис. 3).

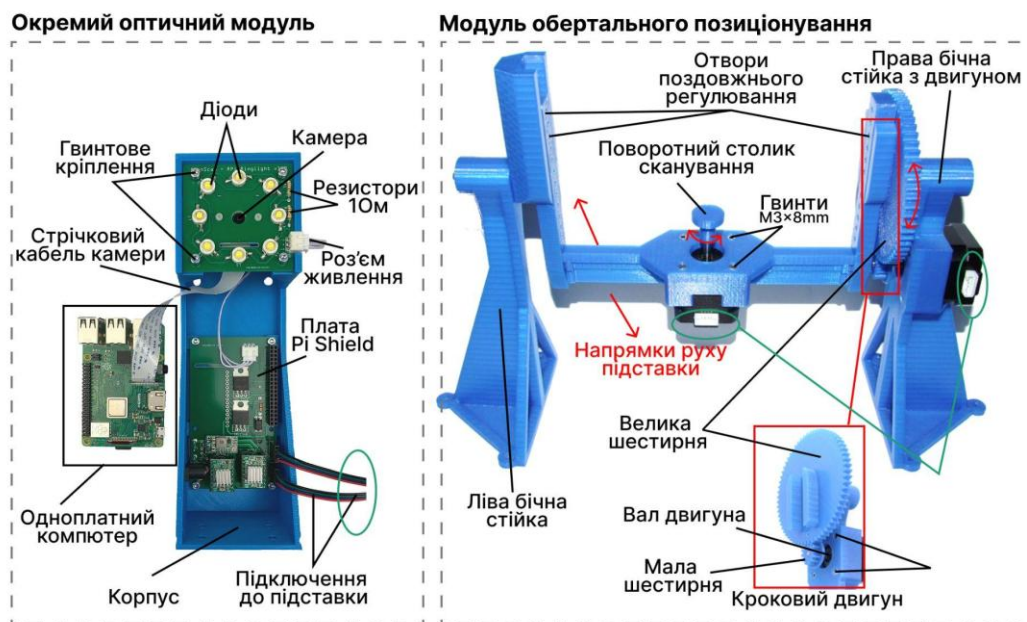


Рисунок 3 – Конструкція платформи *OpenScan Classic* [20]

Основа виконує функцію опорної плити та виготовляється з товстостінного 3D-друкованого полімеру або комбінується з алюмінієвим профілем типу 2020 або 2040.

Поворотний стіл має діаметр 150–200 мм залежно від конфігурації. Він встановлюється на центральному валу з підшипниковою опорою, що зменшує радіальне биття. Допустиме навантаження на стіл становить до 2 кг. Обертання реалізується через кроковий двигун типу *Nema17* або *Nema23*. Він дозволяє стабільно обертати об'єкти значної маси без втрати кроків. Передача крутного моменту здійснюється через зубчасту передачу або ремінну передачу з передавальним відношенням 1:3 або 1:4. При використанні

двигуна з кроком  $1,8^\circ$  і мікрокрокуванням  $1/16$  кутова дискретизація становить  $0,1125^\circ$ . За передавального відношення 1:4 ефективна кутова дискретність столика зменшується до приблизно  $0,028^\circ$ . Для об'єкта радіусом 100 мм це відповідає лінійному зміщенню приблизно 0,05 мм по дузі, що є достатнім для високоточних фотограмметричних задач.

Електронна система побудована на базі *Raspberry Pi 3B+* або *Raspberry Pi 4* із оперативною пам'яттю 1–4 ГБ. Керування приводами здійснюється через плату *OpenScan Pi Shield*. *Pi Shield* містить:

- DC-DC перетворювач 12 В у 5 В із вихідним струмом понад 2,5 А;

- два силові *MOSFET*-транзистори типу *IRLZ34N* для комутації навантаження;
- оптопару *PC817* для гальванічної розв'язки;
- роз'єми *JST-XH-4P* для підключення крокових двигунів;
- роз'єм *JST-XH-3P* для керування кільцевим освітленням [20].

Живлення системи здійснюється від зовнішнього блоку 12 В із мінімальною потужністю 36–60 Вт залежно від конфігурації двигунів. Робочий струм одного крокового двигуна становить 1–1,5 А. Система підтримує встановлення кінцевих вимикачів для кожної осі, що дозволяє автоматично визначати нульове положення. Це забезпечує повторюваність позиціонування з точністю до одного мікрокроку.

Оптичний модуль платформи формується шляхом жорсткого монтажу камери на платі кільцевого освітлення *Ringlight PCB*: містить 8 світлодіодів

потужністю 1 Вт, розташованих по колу навколо оптичної осі камери, що формує рівномірне фронтальне освітлення об'єкта. Камера підключається до *Raspberry Pi* через інтерфейс *CSI* за допомогою стрічкового кабелю довжиною 15 см, а живлення та керування кільцевим освітленням здійснюється через плату *OpenScan Pi Shield*. У конструкції платформи камера не має власного механізму переміщення і залишається нерухомою відносно рами сканера в порівнянні з *OpenScan Mini* (табл. 2); зміна її положення можлива лише шляхом ручного переміщення або переналаштування користувачем. Формування серії знімків для фотограмметрії забезпечується обертанням об'єкта на поворотному столику, який приводиться кроковим двигуном.

Платформа підтримує використання таких камер: *Arducam IMX519* з роздільною здатністю 16 Мп, *Pi Camera v2* з роздільною здатністю 8 Мп або повнокадровим сенсором, а також зовнішніх камер з підключенням через *USB* або *GPIO*-тригер.

Таблиця 2 – Обґрунтування вибору платформи позиціонування оптичного модуля для подальшої розробки системи

Характеристика	<i>OpenScan Mini</i>	<i>OpenScan Classic</i>	Переваги реалізації
Траєкторія сканування	Камера та об'єкт здійснює повний круговий оберт навколо кисті, яка розташована на платформі долонею догори. Це дозволяє послідовно сканувати долонну, бічні та тильну поверхні руки.	Об'єкт встановлюється на поворотному столику, який здійснює обертання навколо вертикальної осі. Додатково передбачене поздовжнє переміщення об'єкта відносно оптичного модуля (назад–вперед), що дозволяє змінювати відстань до камери та формувати серію знімків з різних ракурсів. Камера при цьому залишається нерухомою відносно рами сканера.	<b><i>OpenScan Mini.</i></b> Використовується принцип кругового оберту навколо кисті, оскільки він забезпечує повне просторове охоплення долонної, тильної та бічних поверхонь руки.
Механічна конструкція	Компактна рамна конструкція з 3D-друкованих елементів: основа, передня і задня панелі, ротор та зубчаста передача.	Рамна конструкція збільшеного формату з вертикальною несучою рамою та поворотним столиком діаметром 150–200 мм, встановленим на центральному валу з підшипниковою опорою. Передача крутного моменту від двигуна до столу реалізується через зубчасту або ремінну передачу.	<b><i>OpenScan Mini.</i></b> Конструкція використовується як базова, але габарити платформи масштабуються під розміри кисті для забезпечення достатнього робочого простору.

<i>Характеристика</i>	<i>OpenScan Mini</i>	<i>OpenScan Classic</i>	<i>Перевагу реалізації</i>
<i>Електромеханічна система</i>	Одноосьова система на базі крокового двигуна <i>Nema17</i> з керуванням через <i>Raspberry Pi</i> та плату <i>OpenScan Pi Shield</i> .	Електронна система аналогічна <i>OpenScan Mini</i> та базується на <i>Raspberry Pi</i> і платі <i>OpenScan Pi Shield</i> ; різниця полягає лише у можливості підключення більш потужного двигуна або декількох приводів залежно від конфігурації механічної системи.	<b><i>OpenScan Mini.</i></b> Для сканування кисті достатньо одного приводу, що забезпечує стабільну траєкторію обертів і спрощує конструкцію.
<i>Кріплення камери</i>	Камера фіксується у нерухомому оптичному модулі над робочою зоною.	Камера встановлюється у складі оптичного модуля на платі <i>Ringlight PCB</i> і є стаціонарною; зміна її положення здійснюється лише вручну користувачем	<b><i>OpenScan Mini.</i></b> Камера або смартфон закріплюється у жорсткому тримачі на верхній рамній частині конструкції. Оптична вісь камери орієнтується на центр обертання платформи.
<i>Використання смартфона</i>	Можливе використання смартфона замість штатної камери за умови жорсткої фіксації.	Конструкція не передбачає штатного кріплення смартфона; використання мобільного пристрою можливе лише за умови встановлення додаткового тримача.	<b><i>OpenScan Mini.</i></b> Смартфон може бути використаний як оптичний модуль і закріплений у жорсткому тримачі над платформою так, щоб його оптична вісь була спрямована на центр обертання.
<i>Програмне забезпечення</i>	<i>OpenScan OS</i> на базі <i>Raspberry Pi</i> з веб-інтерфейсом керування скануванням.	<i>OpenScan OS</i> з можливістю синхронізації <i>DSLR</i> через <i>gPhoto2</i> .	<b><i>OpenScan Mini.</i></b> Якщо використовується камера <i>Pi</i> або <i>Arducam</i> – керування здійснюється через <i>OpenScan OS</i> . У разі використання смартфона зйомка виконується камерою телефону, а подальша реконструкція моделі здійснюється у фотограмметричному ПЗ (наприклад <i>Polyscan</i> або аналогічних програмах).

Формування коректної тривимірної геометрії потребує спеціальних технічних рішень для утримання руки у заданій конфігурації. Серед існуючих технічних рішень для стабілізації кисті під можна виділити дві конструктивні реалізації, що відрізняються підходом до формування жорсткості, способу фіксації сегментів кисті та рівня антропометричної адаптації.

Перше рішення орієнтоване на забезпечення механічної надійності конструкції та розрахованої несівної здатності елементів. Платформа виконана у вигляді жорсткої регульованої підставки, спроектованої в *CAD*-середовищі та виготовленої методом *FDM*-друку з *PET*-пластику з модулем пружності 2,1 ГПа та граничною міцністю на згин 50 МПа [21].

Конструкція включає базову раму, опору під лікоть, профільовану платформу для долоні, опору під пальці та регульовані напрямні для зміни ширини фіксації. Фіксація руки реалізується шляхом опори передпліччя на елемент під ліктем, що зменшує згинальний момент у зоні зап'ястка, розміщення долоні на анатомічно сформованій поверхні та бічного обмеження положення кисті напрямними. Пальці спираються на окремі підтримувальні елементи, які запобігають їх провисанню під дією власної ваги, однак не забезпечують індивідуального жорсткого кріплення кожної фаланги (рис. 4 а).

Розрахунок міцності виконано при навантаженні 39,2 Н, що відповідає середній вазі верхньої кінцівки у положенні спокою. Максимальні напруження в найбільш

навантажених елементах не перевищують 7,5 МПа, що становить близько 15 % від граничної міцності матеріалу [21].

Така схема фіксації доцільна у випадках, коли пацієнт здатний частково контролювати положення кисті або коли сканування проводиться без вираженої спастики. Опора під лікоть підвищує загальну стабільність кінцівки та зменшує мікропереміщення дистального сегмента. Водночас конструкція не передбачає шести незалежних зон фіксації, зокрема окремої точки стабілізації великого пальця, що не забезпечує повноцінної симетричної конфігурації та обмежує можливість її універсального використання для правої і лівої руки. З огляду на габарити та пропорції, вона не є придатною для дитячих кистей без масштабної переробки, що обмежує сферу її використання дорослими пацієнтами.

Друге рішення зосереджене на відтворенні нейтрального функціонального положення кисті, сегментній фіксації пальців та стандартизації пози.

Це рішення реалізоване як анатомічно профільована підставка, виготовлена методом FDM-друку з ABSplus із границею міцності 37 МПа. Початкова товщина елементів становила 3,5 мм, однак для підвищення жорсткості її було збільшено до 5 мм. Фіксація руки базується на формуванні наперед визначеного положення суглобів відповідно до нейтральної функціональної позиції кисті. Геометрія підставки відтворює

20° розгинання у променево-зап'ястковому суглобі, близько 45° згинання у п'ястно-фалангових суглобах, 30–45° у проксимальних міжфалангових та 10–20° у дистальних міжфалангових суглобах [22]. Великий палець позиціонується під кутом 60° до площини кисті (рис. 4 б).

Фіксація реалізується через шість незалежних зон кріплення: п'ять для пальців і одну для зап'ясткового сегмента. Конструкція є придатною для використання як для правої, так і для лівої руки, оскільки геометрія підставки виконана симетрично відносно центральної осі, а розташування зон фіксації не має односторонньої орієнтації. Це дозволяє розміщувати кисть будь-якої сторони без зміни конфігурації або конструктивної перебудови елементів [22].

Конструкція реалізована у чотирьох типорозмірах, сформованих на основі антропометричних параметрів дорослого населення. Довжина долоні врахована в межах 78–102 мм, ширина кисті – 69–95 мм. Загальні габаритні розміри підставки становлять 194–232 мм по довжині, 175–181 мм по ширині та 60–76 мм по висоті залежно від типорозміру. Такий підхід підвищує повторюваність позиціонування та стандартизує умови сканування. Водночас, як і у першому випадку, орієнтація на дорослі антропометричні параметри означає відсутність безпосередньої придатності для дітей без розробки окремих педіатричних типорозмірів (табл. 3).

Таблиця 3 – Відбір конструктивних рішень системи позиціонування кисті для подальшої розробки

Характеристика	Опорно-рамна система фіксації кисті (перша)	Анатомічна сегментна система позиціонування кисті (друга)	Переваги реалізації
Принцип фіксації кисті	Фіксація здійснюється через опору передпліччя під ліктем, профільовану платформу для долоні та бічні напрямні, що обмежують положення кисті.	Фіксація реалізується через шість незалежних зон кріплення: п'ять для пальців і одну для зап'ясткового сегмента, що формують стабільне положення кисті.	Друга, оскільки сегментна фіксація забезпечує стабільне положення кисті та зменшує ризик мимовільних рухів пальців під час сканування.
Фіксація пальців	Пальці розміщуються на окремих опорах, висоту яких можна регулювати, що дозволяє змінювати кут положення пальців і адаптувати підставку	Передбачено індивідуальні точки кріплення для кожного пальця, що забезпечують їх жорстку стабілізацію під час сканування.	Перша і друга, оскільки з першої конструкції доцільно використати регульовані опори пальців для зміни їх висоти та кута положення, а з другої – індивідуальні точки кріплення, що

Характеристика	Опорно-рамна система фіксації кисті (перша)	Анатомічна сегментна система позиціонування кисті (друга)	Переваги реалізації
Фіксація великого пальця	під індивідуальні анатомічні особливості кисті. Окрема зона стабілізації великого пальця відсутня, його положення визначається загальною геометрією опорної поверхні.	Передбачена окрема зона позиціонування великого пальця з орієнтацією приблизно під кутом 60° до площини кисті.	забезпечують стабільну фіксацію кожного пальця. <b>Друга</b> , оскільки окрема зона фіксації великого пальця забезпечує стабільне та анатомічно коректне положення кисті під час сканування.
Формування положення кисті	Положення кисті формується геометрією опорної поверхні без жорстко заданих кутів у суглобах.	Геометрія підставки відтворює нейтральну функціональну позицію кисті з визначеними кутами у суглобах.	<b>Друга</b> , оскільки анатомічно сформована геометрія забезпечує повторюваність позиціонування кисті під час серії сканувань.
Опора передпліччя	Передбачена опора під лікоть, що стабілізує проксимальний сегмент руки та зменшує навантаження на зап'ястковий суглоб.	Опора передпліччя конструктивно не передбачена.	<b>Перша</b> , оскільки опора під лікоть підвищує загальну стабільність руки та зменшує мікропереміщення кисті під час сканування.
Симетричність конструкції	Конструкція орієнтована переважно на одну руку та потребує модифікації для використання на протилежній стороні.	Геометрія підставки симетрична відносно центральної осі, що дозволяє використовувати її для правої і лівої руки без зміни конфігурації.	<b>Друга</b> , оскільки симетрична геометрія забезпечує універсальність використання для обох рук.
Антропометрична адаптація	Передбачене регулювання ширини фіксації за допомогою напрямних елементів.	Конструкція реалізована у чотирьох типорозмірах відповідно до антропометричних параметрів кисті.	<b>Перша</b> , оскільки регульовані елементи дозволяють адаптувати підставку до різних розмірів кисті без виготовлення декількох окремих типорозмірів.

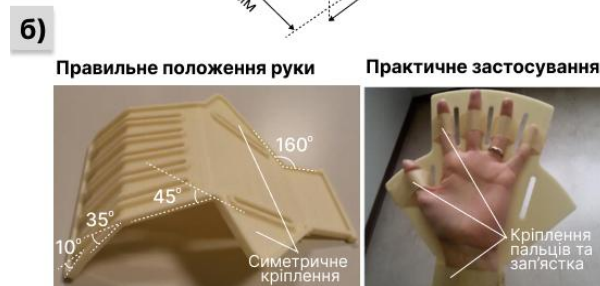
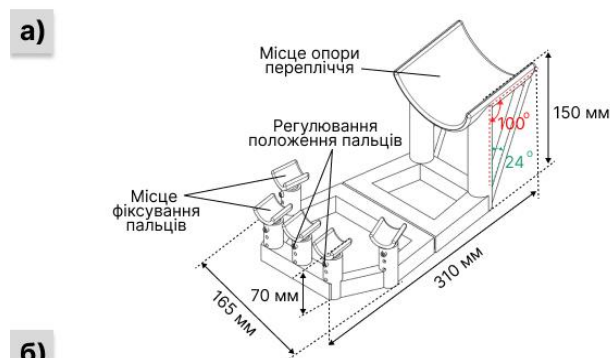


Рисунок 4 – Конструктивні реалізація платформи для розміщення кисті: а) опорно-рамна система фіксації кисті [21]; б) анатомічна сегментна система позиціонування кисті [22]

### Структура платформи для адаптації до задач 3D-сканування кисті зі спастичністю

На основі проведеного аналізу платформ *OpenScan Mini*, *OpenScan Classic* та систем фіксації кисті сформовано конструктивну структуру платформи для 3D-сканування кисті руки при спастичних порушеннях. Основною вимогою до системи є забезпечення стабільної позиції кисті під час формування серії зображень, що необхідно для коректної фотограмметричної реконструкції тривимірної моделі. Запропонована система поєднує автоматизоване формування ракурсів сканування з механічною стабілізацією кисті.

Електронна система керування реалізована на базі одноплатного комп'ютера *Raspberry Pi 3B+*, до якого підключено плату розширення *OpenScan Pi Shield*. Плата виконує функції інтерфейсу між контролером та виконавчими механізмами системи. На ній розміщено

драйвери крокових двигунів типу *A4988*, силові *MOSFET*-ключі *IRLZ34N* для комутації навантаження, оптопару *PC817* для гальванічної розв'язки сигналів та понижувальний *DC-DC* перетворювач  $12\text{ В} \rightarrow 5\text{ В}$ , який забезпечує живлення *Raspberry Pi* і логічних схем керування [23]. Живлення системи здійснюється від зовнішнього джерела постійної напруги  $12\text{ В}$  (рис. 5).

Механічна система переміщення реалізована за допомогою двох крокових двигунів *Nema17*, керованих через плату *Pi Shield*. Один двигун забезпечує поздовжнє переміщення механізму відносно кисті, що дозволяє змінювати відстань між камерою і об'єктом сканування. Другий двигун забезпечує ротаційний рух навколо кисті, формуючи послідовність ракурсів зйомки. Передача руху реалізована через зубчасту передачу, що включає ведучу шестерню на валу двигуна та ведену шестерню ротора. Така схема дозволяє збільшити крутний момент і забезпечити стабільність руху під час сканування.

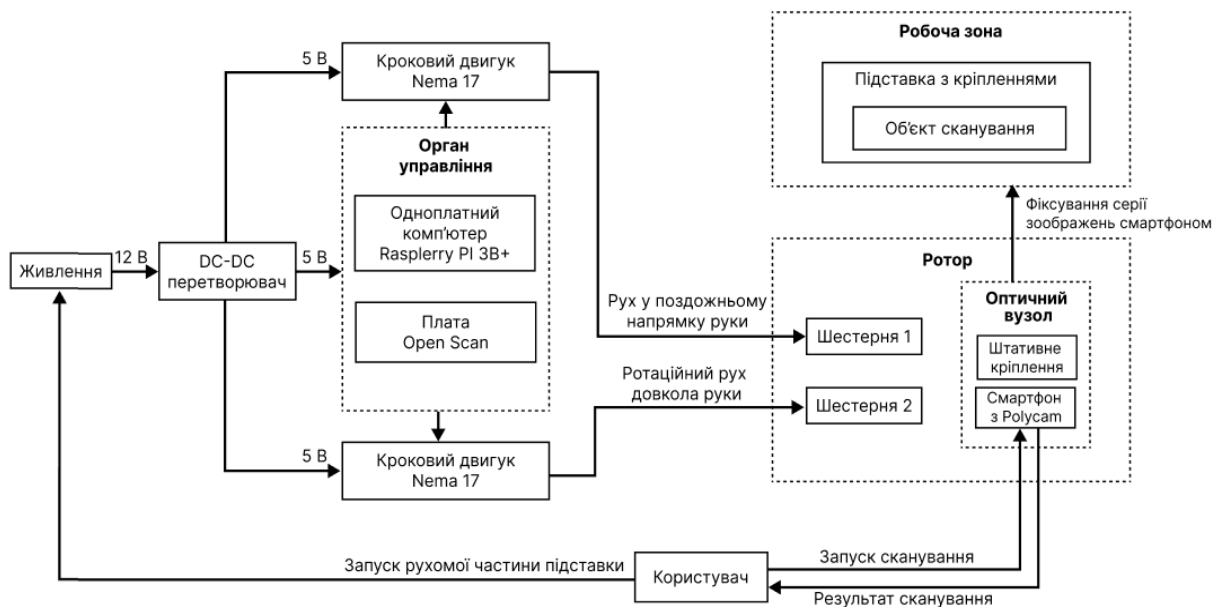


Рисунок 5 – Узагальнена структурна схема платформи 3D-сканування кисті, сформована на основі аналізу існуючих конструкційних рішень

Оптичний вузол системи складається зі штативного кріплення та смартфона, який використовується як камера реєстрації зображень. Смартфон жорстко фіксується відносно механічної системи, що забезпечує сталість геометрії зйомки. Для формування

тривимірної моделі використовується мобільний додаток *Polycam* (табл. 4), який реалізує фотограмметричні алгоритми реконструкції на основі серії зображень, отриманих з різних ракурсів [12].

Таблиця 4 – Порівняння методів тривимірного сканування для задачі відтворення геометрії спастичної кисти

Характеристика	Лазерна триангуляція	LiDAR смартфона	Фотограмметрія (Polycam)	Обраний метод
Принцип формування геометрії	Координати точок визначаються триангуляцією між лазерним випромінювачем і камерою за зміщенням лазерної лінії на сенсорі	Відстань до поверхні визначається за часом проходження інфрачервоного імпульсу від випромінювача до об'єкта та назад до сенсора [24]	Геометрія поверхні відновлюється алгоритмічно на основі серії фотографій з різних ракурсів шляхом пошуку відповідностей між зображеннями та триангуляції [24]	–
Точність відновлення геометрії	Висока (десятки мікрометрів), забезпечується прямим оптичним вимірюванням	Середня, як правило на рівні декількох міліметрів через обмежену роздільну здатність мобільних сенсорів	Залежить від кількості зображень, перекриття кадрів і текстури поверхні; при малих об'єктах може забезпечувати високу деталізацію	Фотограмметрія, оскільки точність методу відповідає допускам виробництва ортезів, а деталізація текстури шкіри нівелюється при згладжуванні моделі
Вимоги до обладнання	Потребує спеціалізованого промислового 3D-сканера та каліброваної оптичної системи	Реалізується в смартфонах із вбудованим LiDAR-сенсором	Потребує лише камери смартфона та програмного забезпечення для фотограмметричної реконструкції	Фотограмметрія, оскільки не потребує спеціального вимірювального обладнання і може бути реалізована на базі мобільного пристрою
Час активного збору даних	2–5 хв. Процес триває до повного заповнення хмари точок	30–60 сек. Швидке захоплення загального об'єму без деталізації дрібних анатомічних особливостей	2–3 хв. Необхідний час на виконання 50+ знімків з обов'язковим перекриттям кадрів	LiDAR має найменший час експозиції
Час отримання результату	Миттєво. Повна 3D-модель формується паралельно зі скануванням. Готова до роботи одразу	Миттєво. Груба візуалізація доступна в реальному часі	Потребує обчислювального циклу (5–15 хв): етапу хмарного або локального обчислення зв'язків між фотографіями	Сканер/LiDAR дають змогу одразу перевірити якість скану, поки пацієнт ще в кабінеті
Чутливість до руху об'єкта	Низька – глибина визначається безпосередньо під час вимірювання	Помірна – рух об'єкта може спотворювати карту глибини	Висока – для коректної реконструкції необхідна стабільність об'єкта під час серії знімків	Фотограмметрія, за умови фіксації кисти на спеціальній платформі
Вартість та доступність	Висока вартість обладнання	Доступна у деяких моделях смартфонів	Найбільш доступний метод, оскільки використовує стандартну камеру смартфона	Фотограмметрія

Робоча зона платформи містить підставку для розміщення кисті, що забезпечує стабілізацію положення руки під час сканування. Конструкція підставки базується на поєднанні анатомічної форми долонної опори з сегментними точками фіксації пальців та зап'ясткового сегмента. Додаткова опора передпліччя зменшує навантаження на зап'ястковий суглоб та обмежує мікропереміщення кисті. Така конфігурація дозволяє зменшити вплив мимовільних скорочень м'язів, характерних для спастичності, та підвищити повторюваність положення кисті.

Принцип роботи системи полягає у формуванні серії ракурсів за рахунок керованого переміщення механічного вузла при фіксованому положенні кисті. Користувач запускає процес сканування через смартфон, після чого система керування активує крокові двигуни і формує траєкторію руху. Під час переміщення камери смартфон фіксує послідовність зображень об'єкта, які використовуються алгоритмами фотограмметрії для побудови тривимірної моделі кисті. Така структура платформи забезпечує стабільність об'єкта сканування, повторюваність геометрії зйомки та достатню точність реконструкції поверхні кисті.

## V. ВИСНОВКИ

У роботі сформульовано інженерні принципи побудови системи 3D-сканування кисті при спастичних станах, де ключовим фактором точності є не лише вибір методу сканування, а й стабілізація геометрії об'єкта під час формування серії зображень. Показано, що ефективність фотограмметричної реконструкції визначається узгодженістю кінематичної схеми зйомки та механічної фіксації кисті.

На основі проведеного системного аналізу запропоновано узагальнену архітектуру платформи 3D-сканування, у якій реалізовано принцип розділення функцій: формування ракурсів зйомки здійснюється механічною системою переміщення, тоді як кисть утримується у стабільному положенні за рахунок спеціалізованої опорної конструкції. Такий

підхід дозволяє мінімізувати відносні переміщення сегментів кисті під час сканування та забезпечити відтворюваність геометрії отриманої моделі.

Запропонована структурна схема визначає технічну основу створення компактних систем 3D-сканування верхньої кінцівки та може використовуватися як базова інженерна модель для подальшого проєктування біомедичних пристроїв цифрового відтворення анатомічної геометрії кисті.

**Фінансування.** Дане дослідження не отримувало зовнішнього фінансування.

**Конфлікт інтересів.** Автори заявляють про відсутність конфлікту інтересів.

**Згода на публікацію.** Усі автори, які мають відношення до рукопису, дали згоду на публікацію цієї наукової праці.

### ORCID ID та внесок авторів.

0009-0002-2206-7487 (B, C, D) Ksenii Harbovska

0000-0002-4800-2895 (A, E) Anna Ovcharenko

0000-0001-6070-3945 (F) Andrii Dubko

A – Концепція роботи та дизайн дослідження; B – Аналіз даних; C – Розробка методики дослідження; D – Написання статті; E – Критичний огляд; F – Остаточне схвалення статті.

## ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

- Zhu C., et al. Risk factors for post-stroke spasticity: a retrospective study // *Frontiers in Neurology*. – 2024. – Vol. 15. – Article 1478206. – DOI: 10.3389/fneur.2024.1478206. – URL: <https://www.frontiersin.org/journals/neurology/articles/10.3389/fneur.2024.1478206/full>.
- Tang Q., et al. Research trends and hotspots of post-stroke upper limb dysfunction: a bibliometric analysis // *Frontiers in Neurology*. – 2024. – Vol. 15. – Article 1449729. – DOI: 10.3389/fneur.2024.1449729. – URL: <https://www.frontiersin.org/journals/neurology/articles/10.3389/fneur.2024.1449729/full>.
- Pereira J. S., et al. 3D-printed orthoses and prostheses for people with physical disabilities: a systematic review // *BMC Musculoskeletal Disorders*. – 2024. – Vol. 25. – Article 875. – DOI: 10.1186/s12891-024-07875-3. – URL: <https://link.springer.com/article/10.1186/s12891-024-07875-3>.
- Zeng H., Chen J., Guo Y. Prevalence and risk factors for spasticity after stroke: a systematic review and meta-analysis // *Frontiers in Neurology*. – 2020. – Vol. 11. – Article 616097. – DOI: 10.3389/fneur.2020.616097. – URL: <https://www.frontiersin.org/journals/neurology/articles/10.3389/fneur.2020.616097/full>.
- Chen B., Li M., Zhang Y. Pathophysiology and management strategies for post-stroke spasticity // *International Journal of Molecular Sciences*. – 2025. – Vol. 26, № 1. – Article 406. – DOI: 10.3390/ijms26010406. – URL: <https://doi.org/10.3390/ijms26010406>.

<https://www.mdpi.com/1422-0067/26/1/406>.

6. Van T. N., et al. Accuracy of photogrammetric models for 3D-printed wrist-hand orthoses // *Manufacturing Technology*. – 2024. – Vol. 24, № 3. – P. 520–527. – URL: <https://journalmt.com/pdfs/mft/2024/03/08.pdf>.

7. ZEISS. T-SCAN hawk 2. Portable 3D laser scanner. Brochure. – 3Dees Industries, HandsOnMetrology (ZEISS Industrial Quality Solutions). – URL: [https://3dees.kiev.ua/wp-content/themes/default-themes-2/assets/images/Brochure%20T-SCAN%20hawk%202%20EN%20\(3Dees%20Industries\).pdf](https://3dees.kiev.ua/wp-content/themes/default-themes-2/assets/images/Brochure%20T-SCAN%20hawk%202%20EN%20(3Dees%20Industries).pdf) (дата звернення: 09.03.2026).

8. Silva R., Silva B., Fernandes C., Morouço P., Alves N., Veloso A. A Review on 3D Scanners Studies for Producing Customized Orthoses // *Sensors*. – 2024. – Vol. 24, № 5. – Article 1373. – DOI: 10.3390/s24051373. – URL: <https://www.mdpi.com/1424-8220/24/5/1373>.

9. Haleem A., Javaid M. 3D scanning applications in medical field: A literature-based review // *Clinical Epidemiology and Global Health*. – 2019. – Vol. 7, № 2. – P. 199–210. – DOI: 10.1016/j.cegh.2018.09.006. – URL: [https://www.ceghonline.com/article/S2213-3984\(18\)30095-2/fulltext](https://www.ceghonline.com/article/S2213-3984(18)30095-2/fulltext).

10. Sepulveda-Valdez C., Ramirez-Mendoza R., Rodriguez-Resendiz J. Mathematical Modeling for Robot 3D Laser Scanning in Pipeline Inspection Systems // *Mathematics*. – 2024. – Vol. 12, № 13. – Article 1940. – DOI: 10.3390/math12131940. – URL: <https://www.mdpi.com/2227-7390/12/13/1940>.

11. Kreon Technologies. How does laser triangulation 3D scanning technology improve manufacturing processes? // *Kreon 3D*. – 2025. – URL: <https://www.kreon3d.com/article/how-does-laser-triangulation-3d-scanning-technology-improve-manufacturing-processes>.

12. Walters S., Metcalfe B., Twiste M., Seminati E., Bailey N. Smartphone scanning is a reliable and accurate alternative to contemporary residual limb measurement techniques // *PLOS ONE*. – 2024. – Vol. 19, № 12. – Article e0313542. – DOI: 10.1371/journal.pone.0313542. – URL: <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC11611122/>.

13. Remove Noise From 3D Scans in Meshmixer: Smoothing Without Losing Detail // *Meshmixer Tutorials*. – URL: <https://meshmixer.org/remove-noise-from-3d-scans-in-meshmixer-smoothing-without-losing-detail/> (дата звернення: 09.03.20).

14. Michalec P., Schusser M., Weidner R., Brandstötter M. Designing hand orthoses: Advances and challenges in material extrusion // *Applied Sciences*. – 2024. – Vol. 14, № 20. – Article 9543. – DOI: 10.3390/app14209543. – URL: <https://www.mdpi.com/2076-3417/14/20/9543>.

15. Vlăsceanu D., Popescu D., Baciu F., Stochioiu C. Examining the flexural behavior of thermoformed 3D-printed wrist-hand orthoses: Role of material, infill density, and wear conditions // *Polymers*. – 2024. – Vol. 16, № 16. – Article 2359. – DOI: 10.3390/polym16162359. – URL: <https://www.mdpi.com/2073-4360/16/16/2359>.

16. Ranzani R., Razzoli M., Sanson P., Song J., Galati S., Ferrarese C., Lamberty O., Kaelin-Lang A., Gassert R. Feasibility of adjunct therapy with a robotic hand orthosis after botulinum toxin injections in persons with spasticity: A pilot study // *Toxins*. – 2024. – Vol. 16, № 8. – Article 346. – DOI: 10.3390/toxins16080346. – URL: <https://www.mdpi.com/2072-6651/16/8/346>.

17. Górski F., Wichniarek R., Kuczko W., Żukowska M., Lulkiewicz M., Zawadzki P. Experimental studies on 3D printing of automatically designed customized wrist-hand orthoses // *Materials*. – 2020. – Vol. 13, № 18. – Article 4091. – DOI: 10.3390/ma13184091. – URL: <https://www.mdpi.com/1996-1944/13/18/4091>.

18. 3D scanning car interior part with the OpenScan Mini // *Reddit: r/3DScanning*. – URL: <https://www.reddit.com/r/3DScanning/comments/1ozd07v/3d-scanning-car-interior-part-with-the-openscan/>.

19. OpenScan Mini hardware documentation // *OpenScan Project*. – URL: <https://openscan-org.github.io/OpenScan-Doc/hardware/OpenScanMini/>.

20. OpenScan Classic hardware documentation // *OpenScan Project*. – URL: <https://openscan-org.github.io/OpenScan-Doc/hardware/OpenScanClassic/>.

21. Вижим М.В. Ортез для верхніх кінцівок: дипломний проект на здобуття ступеня бакалавра за освітньо-професійною програмою «Конструювання та дизайн машин» зі спеціальності 131 «Прикладна механіка». – Київ: Національний технічний університет України «КПІ ім. Ігоря Сікорського», 2025. – URL: <https://ela.kpi.ua/server/api/core/bitstreams/df2da51a-2977-4e73-94b6-713e01149cb5/content> (дата звернення: 09.03.2026).

22. Baronio G., Volonghi P., Signoroni A. Concept and design of a 3D printed support to assist hand scanning for the realization of customized orthosis // *Applied Bionics and Biomechanics*. – 2017. – Vol. 2017. – Article ID 8171520. – DOI: 10.1155/2017/8171520. – URL: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/full/10.1155/2017/8171520>.

23. OpenScan PCB hardware documentation // *OpenScan Project*. – URL: <https://openscan-org.github.io/OpenScan-Doc/hardware/PCBs/>.

24. Matterport. LiDAR vs Photogrammetry: Key Differences & Use Cases // *Matterport Blog*. – 2025. – URL: <https://matterport.com/blog/lidar-vs-photogrammetry>.

## REFERENCES

1. Zhu C., et al. Risk factors for post-stroke spasticity: a retrospective study // *Frontiers in Neurology*. – 2024. – Vol. 15. – Article 1478206. – DOI: 10.3389/fneur.2024.1478206. – URL: <https://www.frontiersin.org/journals/neurology/articles/10.3389/fneur.2024.1478206/full>.

2. Tang Q., et al. Research trends and hotspots of post-stroke upper limb dysfunction: a bibliometric analysis // *Frontiers in Neurology*. – 2024. – Vol. 15. – Article 1449729. – DOI: 10.3389/fneur.2024.1449729. – URL: <https://www.frontiersin.org/journals/neurology/articles/10.3389/fneur.2024.1449729/full>.

3. Pereira J. S., et al. 3D-printed orthoses and prostheses for people with physical disabilities: a systematic review // *BMC Musculoskeletal Disorders*. – 2024. – Vol. 25. – Article 875. – DOI: 10.1186/s12891-024-07875-3. – URL: <https://link.springer.com/article/10.1186/s12891-024-07875-3>.

4. Zeng H., Chen J., Guo Y. Prevalence and risk factors for spasticity after stroke: a systematic review and meta-analysis // *Frontiers in Neurology*. – 2020. – Vol. 11. – Article 616097. – DOI: 10.3389/fneur.2020.616097. – URL: <https://www.frontiersin.org/journals/neurology/articles/10.3389/fneur.2020.616097/full>.

5. Chen B., Li M., Zhang Y. Pathophysiology and management strategies for post-stroke spasticity // *International Journal of Molecular Sciences*. – 2025. – Vol. 26, № 1. – Article 406. – DOI: 10.3390/ijms26010406. – URL: <https://www.mdpi.com/1422-0067/26/1/406>.

6. Van T. N., et al. Accuracy of photogrammetric models for 3D-printed wrist-hand orthoses // *Manufacturing Technology*. – 2024. – Vol. 24, № 3. – P. 520–527. – URL: <https://journalmt.com/pdfs/mft/2024/03/08.pdf>.

7. ZEISS. T-SCAN hawk 2. Portable 3D laser scanner. Brochure. – 3Dees Industries, HandsOnMetrology (ZEISS

- Industrial Quality Solutions). – URL: [https://3dees.kiev.ua/wp-content/themes/default-themes-2/assets/images/Brochure%20T-SCAN%20hawk%202%20EN%20\(3Dees%20Industries\).pdf](https://3dees.kiev.ua/wp-content/themes/default-themes-2/assets/images/Brochure%20T-SCAN%20hawk%202%20EN%20(3Dees%20Industries).pdf).
8. Silva R., Silva B., Fernandes C., Morouço P., Alves N., Veloso A. A Review on 3D Scanners Studies for Producing Customized Orthoses // *Sensors*. – 2024. – Vol. 24, № 5. – Article 1373. – DOI: 10.3390/s24051373. – URL: <https://www.mdpi.com/1424-8220/24/5/1373>.
9. Haleem A., Javaid M. 3D scanning applications in medical field: A literature-based review // *Clinical Epidemiology and Global Health*. – 2019. – Vol. 7, № 2. – P. 199–210. – DOI: 10.1016/j.cegh.2018.09.006. – URL: [https://www.ceghonline.com/article/S2213-3984\(18\)30095-2/fulltext](https://www.ceghonline.com/article/S2213-3984(18)30095-2/fulltext).
10. Sepulveda-Valdez C., Ramirez-Mendoza R., Rodriguez-Resendiz J. Mathematical Modeling for Robot 3D Laser Scanning in Pipeline Inspection Systems // *Mathematics*. – 2024. – Vol. 12, № 13. – Article 1940. – DOI: 10.3390/math12131940. – URL: <https://www.mdpi.com/2227-7390/12/13/1940>.
11. Kreon Technologies. How does laser triangulation 3D scanning technology improve manufacturing processes? // *Kreon 3D*. – 2025. – URL: <https://www.kreon3d.com/article/how-does-laser-triangulation-3d-scanning-technology-improve-manufacturing-processes>.
12. Walters S., Metcalfe B., Twiste M., Seminati E., Bailey N. Smartphone scanning is a reliable and accurate alternative to contemporary residual limb measurement techniques // *PLOS ONE*. – 2024. – Vol. 19, № 12. – Article e0313542. – DOI: 10.1371/journal.pone.0313542. – URL: <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC11611122/>.
13. Remove Noise From 3D Scans in Meshmixer: Smoothing Without Losing Detail // *Meshmixer Tutorials*. – URL: <https://meshmixer.org/remove-noise-from-3d-scans-in-meshmixer-smoothing-without-losing-detail/>.
14. Michalec P., Schusser M., Weidner R., Brandstötter M. Designing hand orthoses: Advances and challenges in material extrusion // *Applied Sciences*. – 2024. – Vol. 14, № 20. – Article 9543. – DOI: 10.3390/app14209543. – URL: <https://www.mdpi.com/2076-3417/14/20/9543>.
15. Vlăsceanu D., Popescu D., Baciuf., Stochioiu C. Examining the flexural behavior of thermoformed 3D-printed wrist–hand orthoses: Role of material, infill density, and wear conditions // *Polymers*. – 2024. – Vol. 16, № 16. – Article 2359. – DOI: 10.3390/polym16162359. – URL: <https://www.mdpi.com/2073-4360/16/16/2359>.
16. Ranzani R., Razzoli M., Sanson P., Song J., Galati S., Ferrarese C., Lambercy O., Kaelin-Lang A., Gassert R. Feasibility of adjunct therapy with a robotic hand orthosis after botulinum toxin injections in persons with spasticity: A pilot study // *Toxins*. – 2024. – Vol. 16, № 8. – Article 346. – DOI: 10.3390/toxins16080346. – URL: <https://www.mdpi.com/2072-6651/16/8/346>.
17. Górski F., Wichniarek R., Kuczko W., Żukowska M., Lulkiewicz M., Zawadzki P. Experimental studies on 3D printing of automatically designed customized wrist–hand orthoses // *Materials*. – 2020. – Vol. 13, № 18. – Article 4091. – DOI: 10.3390/ma13184091. – URL: <https://www.mdpi.com/1996-1944/13/18/4091>.
18. 3D scanning car interior part with the OpenScan Mini // *Reddit: r/3DScanning*. – URL: <https://www.reddit.com/r/3DScanning/comments/1ozd07v/3d-scanning-car-interior-part-with-the-openscan/>.
19. OpenScan Mini hardware documentation // *OpenScan Project*. – URL: <https://openscan-org.github.io/OpenScan-Doc/hardware/OpenScanMini/>.
20. OpenScan Classic hardware documentation // *OpenScan Project*. – URL: <https://openscan-org.github.io/OpenScan-Doc/hardware/OpenScanClassic/>.
21. M. V. Vyzhym, “Ortez dlya verkhnikh kintsivok (Orthosis for Upper Limbs),” Bachelor thesis, Educational Program Design and Engineering of Machines, specialty 131 Applied Mechanics, National Technical University of Ukraine “Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute”, Kyiv, Ukraine, 2025. [Online]. Available: <https://ela.kpi.ua/server/api/core/bitstreams/df2da51a-2977-4e73-94b6-713e01149cb5/content> (in Ukrainian).
22. Baronio G., Volonghi P., Signoroni A. Concept and design of a 3D printed support to assist hand scanning for the realization of customized orthosis // *Applied Bionics and Biomechanics*. – 2017. – Vol. 2017. – Article ID 8171520. – DOI: 10.1155/2017/8171520. – URL: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/full/10.1155/2017/8171520>.
23. OpenScan PCB hardware documentation // *OpenScan Project*. – URL: <https://openscan-org.github.io/OpenScan-Doc/hardware/PCBs/>.
24. Matterport. LiDAR vs Photogrammetry: Key Differences & Use Cases // *Matterport Blog*. – 2025. – URL: <https://matterport.com/blog/lidar-vs-photogrammetry>.

# OPTIMIZATION OF A 3D HAND SCANNING PLATFORM FOR PATIENTS WITH SPASTICITY

**Kseniia Harbovska<sup>1</sup>**

*kseniagarbovska@gmail.com*

**Ganna Ovcharenko<sup>1</sup>**

*ovcharenko.ganna@lil.kpi.ua*

**Andrii Dubko<sup>1,2</sup>**

*andreyies17@gmail.com*

<sup>1</sup>National Technical University of Ukraine, “Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute”,  
Kyiv, Ukraine

<sup>2</sup>E.O. Paton Electric Welding Institute of the  
National Academy of Sciences of Ukraine, Kyiv, Ukraine

**Abstract** – Spasticity of the upper limb is a common consequence of central nervous system damage and significantly affects the functional abilities of patients. Accurate assessment of hand morphology is essential for rehabilitation planning, orthosis design, and monitoring of treatment outcomes. Three-dimensional (3D) scanning technologies provide a promising tool for obtaining detailed digital models of anatomical structures; however, their application in patients with spastic disorders is associated with several technical challenges. Involuntary muscle contractions, increased muscle tone, and limited voluntary control often lead to instability of the hand position during scanning, which reduces the accuracy and reproducibility of acquired data.

This study analyzes current approaches to 3D scanning of the human hand from the perspective of biomedical engineering and clinical neurology. Particular attention is paid to the anatomical and functional characteristics of the hand as a complex object for spatial scanning and to the influence of spasticity on the stability of its positioning. Existing technical solutions for hand fixation and positioning platforms are reviewed, including support structures, stabilization systems, and mechanical holders designed to maintain a stable scanning configuration.

In addition to conventional 3D scanning systems, alternative methods for generating digital hand models are considered. These include photogrammetry techniques based on multiple image reconstruction as well as the use of consumer mobile devices equipped with depth sensors or LiDAR technology. Such approaches may provide accessible and cost-effective solutions for clinical environments, rehabilitation centers, and remote patient monitoring.

Based on the conducted analysis, several directions for improving biomedical platforms for hand 3D scanning are proposed. These include the development of ergonomic fixation systems adapted to patients with spasticity, reduction of scanning time, improvement of positioning stability, and integration of scanning technologies with computer-aided design systems for personalized orthosis manufacturing. The proposed optimization strategies aim to increase the accuracy, reliability, and clinical applicability of 3D scanning procedures in patients with spastic hand disorders..

**Keywords:** hand 3D scanning; spastic paresis; hypertonia; hand positioning; photogrammetry; smartphone LiDAR; hand orthosis.

Надійшла до редакції

17.03.2026 р.

Прийнята до публікації

27.03.2026 р.

Опубліковано

06.04.2026 р.

УДК 616-073:621.373.826

DOI: 10.20535/.2026.1(21).355554

# СУЧАСНІ ЛАЗЕРНІ МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕННЯ КРОВІ

Шевченко Олег Віталійович

[sheva.ua2005@gmail.com](mailto:sheva.ua2005@gmail.com)

Богомолов Микола Федорович

[mfbogomolov@gmail.com](mailto:mfbogomolov@gmail.com)

Національний технічний університет України

"Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського"

м. Київ, Україна

*Анотація* – У межах даної роботи було здійснено комплексний аналіз сучасних лазерних методів дослідження крові, що ґрунтуються на синергії оптичних та електронних принципів [2, 11]. Зазначений підхід є перспективним напрямом розвитку медичної діагностики, оскільки забезпечує високу точність, неінвазивність і можливість отримання результатів у режимі реального часу [4, 8].

У роботі розкрито фундаментальні механізми взаємодії лазерного випромінювання з біологічними компонентами крові. Зокрема, розглянуто процеси поглинання, розсіювання та зміни поляризаційних характеристик світла при його взаємодії з клітинними та плазмовими елементами. Показано, що оптичні властивості крові визначаються такими параметрами, як концентрація гемоглобіну, ступінь оксигенації та особливості мікроциркуляції.

Наведено аналіз основних лазерних діагностичних методів, серед яких фотометрія, спектроскопія, доплерівська флоуметрія, поляриметрія та спекл-інтерферометрія. Описано їхні принципи дії, діагностичні можливості та особливості практичного застосування. Підкреслено ефективність поєднання цих методів із сучасними оптоелектронними системами, які забезпечують точну реєстрацію сигналів і їх подальшу цифрову обробку.

У результаті проведеного аналізу обґрунтовано переваги лазерних методів порівняно з традиційними клініко-лабораторними підходами, зокрема їх високу інформативність, швидкість та безпечність. Визначено перспективні напрями розвитку, пов'язані з інтеграцією технологій штучного інтелекту, створенням портативних діагностичних пристроїв та впровадженням у системи персоналізованої медицини.

*Ключові слова:* лазерна діагностика, оптоелектронні методи, кров, біомедична інженерія, мікроциркуляція, фотометрія.

## I. ВСТУП

Кров є однією з найважливіших біологічних систем організму людини, яка виконує транспортну, регуляторну, захисну та гомеостатичну функції [14, 21]. Будь-які зміни фізико-хімічних або структурних властивостей крові можуть свідчити про розвиток патологічних процесів, тому її дослідження займає центральне місце в клінічній діагностиці. Традиційні методи аналізу крові, що включають клінічні, біохімічні та імунологічні дослідження, хоча й залишаються стандартом, мають ряд обмежень, пов'язаних з інвазивністю, часовими витратами та необхідністю складної лабораторної інфраструктури [2, 12].

У зв'язку з цим в останні десятиліття активно розвиваються фізичні методи дослідження крові, серед яких особливе місце займають лазерні оптоелектронні технології. Вони базуються на аналізі параметрів лазерного випромінювання після його взаємодії з кров'ю або її компонентами.

Висока когерентність і стабільність лазерного світла дозволяють фіксувати навіть незначні зміни оптичних характеристик біологічного середовища, що відкриває широкі можливості для ранньої діагностики захворювань.

Актуальність дослідження зумовлена стрімким розвитком біомедичної інженерії та зростаючими вимогами до якості медичної діагностики.

Сучасна медицина орієнтована на раннє виявлення захворювань, профілактику та персоналізований підхід до лікування, що неможливо без швидких, точних і неінвазивних методів оцінки стану організму.

Сучасні лазерні методи дозволяють здійснювати моніторинг параметрів крові в режимі реального часу, зменшуючи ризики для пацієнта та навантаження на медичний персонал.

Крім того, розвиток портативних лазерних пристроїв та цифрових систем обробки даних створює передумови для

широкого впровадження таких методів не лише в умовах стаціонару, але й у телемедицині та домашньому моніторингу здоров'я.

Оптоелектронні, зокрема лазерні, методи набули широкого застосування в сучасних біомедичних дослідженнях завдяки своїй високій точності, чутливості та можливості безконтактного вимірювання біологічних параметрів. Однією з основних переваг таких методів є висока точність вимірювань: потенційна точність лазерних методів визначення швидкості може досягати 0,2 %. Це пояснюється тим, що оптоелектронні пристрої перетворюють корисний сигнал у частотну форму, а вимірювання частоти в сучасній метрології є одним із найбільш точних еталонних методів. При дослідженні швидкості кровотоку реальна похибка таких вимірювань становить приблизно 5–7 %.

Важливою перевагою оптоелектронних методів є можливість дослідження об'єктів у широкому діапазоні розмірів і швидкостей. У біомедичних дослідженнях це дозволяє аналізувати як рух окремих клітин та внутрішньоклітинних структур зі швидкостями порядку 1 мкм/с, так і швидкісні характеристики кровотоку в судинах, де швидкість може досягати 1–3 м/с у великих артеріях, зокрема в аорті.

Крім того, використання оптичного діапазону електромагнітних хвиль забезпечує високу завадостійкість таких систем, оскільки вони практично не піддаються впливу потужних електромагнітних перешкод. Це особливо важливо при передаванні біомедичної інформації у телемедичних системах через волоконно-оптичні канали зв'язку. Ще однією важливою особливістю є можливість здійснення багатоканальних вимірювань у різних точках простору шляхом розщеплення лазерного випромінювання на декілька сенсорних зон, наприклад за допомогою дифракційних ґраток. Такий підхід дозволяє ефективно досліджувати параметри кровотоку та процеси мікроциркуляції [1].

## II. ПОСТАНОВКА ЗАДАЧІ

Метою даної роботи є системний аналіз сучасних лазерних методів дослідження крові, розкриття фізичних механізмів взаємодії лазерного випромінювання з її компонентами, а також оцінка їх діагностичних можливостей і перспектив застосування в клінічній практиці [2, 8].

## III. КРОВ ЯК ОБ'ЄКТ ЛАЗЕРНОГО ДОСЛІДЖЕННЯ

Кров являє собою складну, багатогранну біологічну суспензію, унікальну за своєю будовою та функціями, що структурована з двох основних фракцій: рідкої плазми та численних корпускулярних (клітинних) елементів [13].

Плазма, у свою чергу, виступає як унікальне акватичне середовище, що містить розчинені різноманітні органічні та неорганічні сполуки, зокрема широкий спектр протеїнів, електролітів та інших життєво важливих біологічно активних метаболітів [2, 6].

На противагу цьому, корпускулярні складові, серед яких особливо виділяються червоні кров'яні тільця, або еритроцити, вирізняються диференційованою та складною структурною організацією, а також специфічними оптичними характеристиками.

Примітно, що саме присутність цих мікроскопічних клітинних елементів є ключовим фактором, що визначає виражений ефект інтенсивного розсіювання світлових променів у межах кровоносного русла. Отже, її спектральні характеристики та загальна оптична поведінка детерміновані низкою суттєвих фізіологічних параметрів [4, 16]. До них належать: концентрація основного кисненого пігменту – гемоглобіну, рівень оксигенації (насиченість киснем), феномен агрегації червоних кров'яних тілець, а також динаміка циркуляції крові (швидкість кровотоку).

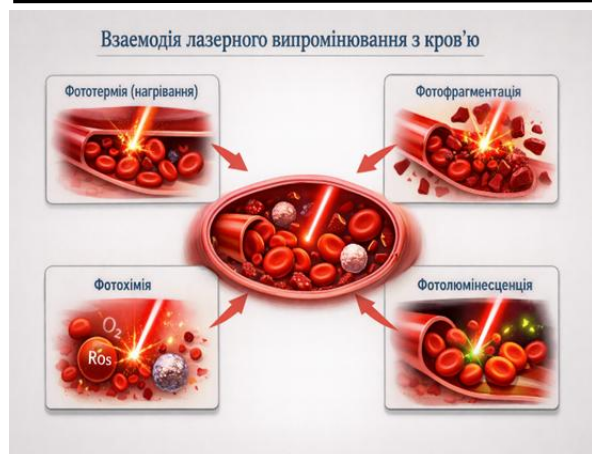


Рис. 1. – Основні механізми взаємодії лазерного випромінювання з кров'ю.

Важливим аспектом дослідження крові як оптичного середовища є її гетерогенність. Наявність клітин різного розміру, форми та оптичних властивостей призводить до складного характеру розсіювання світла. Еритроцити, як основні формені елементи крові, відіграють ключову роль у формуванні оптичного сигналу, оскільки їх концентрація та агрегація безпосередньо впливають на інтенсивність розсіювання. Також значний вплив має плазма крові, яка містить білки, електроліти та інші компоненти, що визначають її оптичну прозорість. Зміни складу плазми можуть бути індикаторами патологічних процесів, що додатково підвищує інформативність лазерних методів дослідження.

#### IV. ЛАЗЕРНА ФОТОМЕТРІЯ ТА СПЕКТРОСКОПІЯ КРОВІ

Лазерний фотометричний аналіз виступає як один із найдоступніших та водночас критично значущих аналітичних інструментів для дослідження біологічних субстратів, особливо у контексті гематології та аналізу крові.

В його основі лежить фундаментальний принцип виявлення та прецизійного кількісного вимірювання інтенсивності світлового потоку після його проходження крізь досліджуваний зразок [9].

Будь-які відхилення у початковій інтенсивності випромінювання є безпосереднім відображенням комплексних фізико-хімічних процесів, таких як абсорбція (поглинання) та дисперсія (розсіювання)

світла, які відбуваються за рахунок компонентів аналізованого матеріалу .

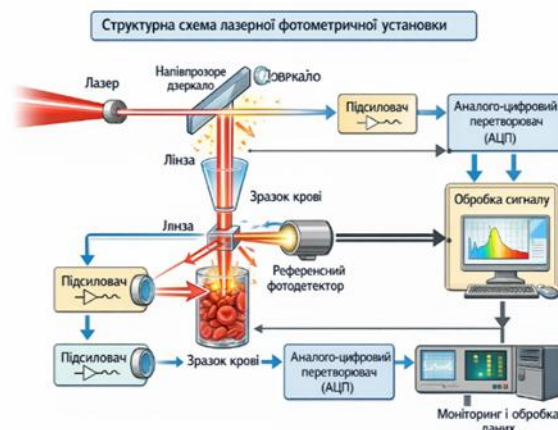


Рис. 2. – Структурна схема лазерної фотометричної установки

Сучасна лазерна спектроскопія пропонує виняткові можливості для глибокого аналізу та отримання детальних спектральних характеристик біологічних середовищ, зокрема крові.

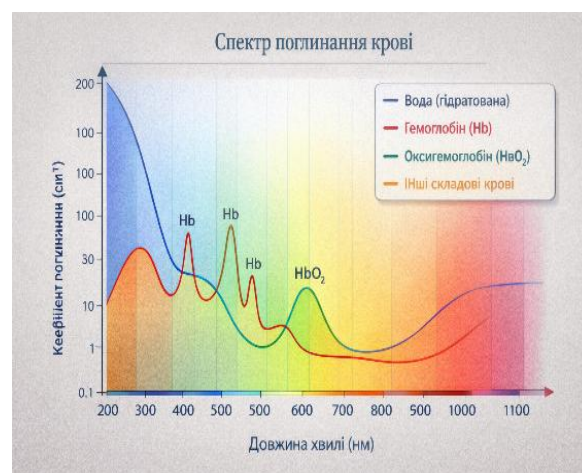


Рис 2.1 – Приклад спектра поглинання крові

Цей потужний аналітичний інструмент дозволяє не лише якісно досліджувати, але й точно ідентифікувати та кількісно оцінювати вміст ключових компонентів, таких як оксигемоглобін та дезоксигемоглобін [15, 16].

Здатність до такого прецизійного моніторингу має фундаментальне значення для всебічної оцінки кисневого метаболізму та характеристики оксигенаційного статусу організму в цілому.

## V. ЛАЗЕРНА ДОПЛЕРІВСЬКА ФЛОУМЕТРІЯ

Лазерна доплерівська флоуметрія широко застосовується для дослідження мікроциркуляції крові. Метод базується на аналізі частотного зсуву лазерного випромінювання, розсіяного рухомими еритроцитами [5].

Отриманий сигнал містить інформацію про швидкість та інтенсивність кровотоку [10, 14]. Принцип формування доплерівського сигналу наведено на рис. 3.

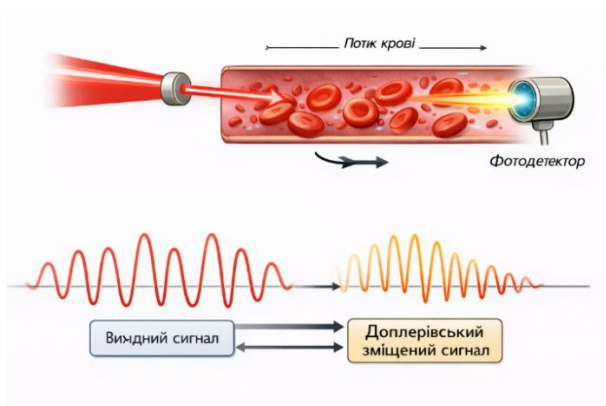


Рис. 3. – Принцип утворення доплерівського сигналу при русі еритроцитів

Представлений на рисунку принцип утворення доплерівського сигналу демонструє механізм виникнення частотного зсуву лазерного випромінювання при взаємодії з рухомими еритроцитами. Внаслідок руху клітин крові відбувається зміна частоти відбитого світла, що є основою для оцінки швидкості кровотоку.

Аналіз даного процесу свідчить про високу чутливість доплерівських методів до динамічних характеристик мікроциркуляції. Зокрема, навіть незначні зміни швидкості руху еритроцитів призводять до вимірюваного зсуву частоти, що дозволяє використовувати цей підхід для ранньої діагностики порушень кровообігу.

Водночас точність отриманих результатів залежить від кута між напрямком лазерного променя та рухом частинок, а також від оптичних властивостей середовища. Це потребує врахування відповідних корекційних коефіцієнтів під час обробки сигналу [4, 11].

## VI. ЛАЗЕРНА ПОЛЯРИМЕТРІЯ ТА СПЕКЛ-МЕТОДИ

Методи лазерної поляриметрії дозволяють досліджувати анізотропні властивості крові та плазми [17]. Зміни поляризаційного стану світла після взаємодії з кров'ю можуть свідчити про структурні зміни білкових компонентів.

Спекл-інтерферометрія базується на аналізі динаміки спекл-картин, що формуються при освітленні крові когерентним лазерним світлом [10, 19].

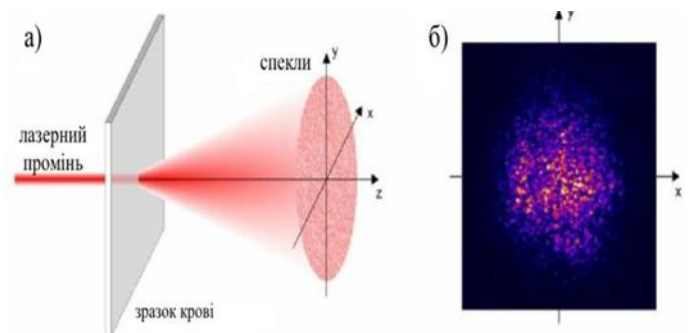


Рис. 4. – Механізм утворення спекл-інтерферографів: а) пропускання лазерного променя через зразок крові; б) розподіл інтенсивностей спекл-зображення

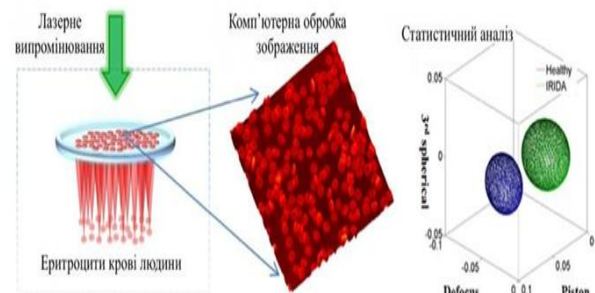


Рис. 4.1 – Загальний принцип проведення аналізу поверхні крові за допомогою спекл-інтерферометрії.

Застосування поляриметричних методів дозволяє виявляти навіть незначні зміни структури біологічних тканин. Це особливо важливо при дослідженні патологічних станів, які супроводжуються змінами білкового складу або структурної організації клітин. Спекл-методи, у свою чергу, дають змогу аналізувати динамічні процеси в крові, зокрема рух клітин та зміни мікроциркуляції. Це робить їх ефективним інструментом для функціональної діагностики.

## VII. ОПТОЕЛЕКТРОННІ СИСТЕМИ ТА ЦИФРОВА ОБРОБКА ДАНИХ

Сучасні лазерні системи дослідження крові включають лазерні джерела, оптичні елементи, фотодетектори та комп'ютерні модулі обробки сигналів [11, 20]. Цифрова обробка дозволяє підвищити точність вимірювань, зменшити шум та автоматизувати процес діагностики [18].



Рис. 5. – Узагальнена структура лазерної оптоелектронної діагностичної системи.

## VIII. КЛІНІЧНІ ЗАСТОСУВАННЯ ТА ПЕРСПЕКТИВИ

Сучасні досягнення в галузі лазерних оптоелектронних систем вже міцно закріпилися як невід'ємна складова медичної діагностики та наукових досліджень.

Їхня неперевершена ефективність переконливо продемонстрована у забезпеченні детального кількісного аналізу стану мікроциркуляторного русла, безперервного відстеження життєво важливих реологічних властивостей крові, а також у всебічній верифікації та суттєвій оптимізації лікувальних стратегій.

Проте, подальша траєкторія еволюції та розкриття справжнього потенціалу цих методик нерозривно корелює з їхньою інтеграцією у складну екосистему штучного інтелекту, що дозволить здійснювати глибокий, багатоаспектний аналіз величезних масивів одержуваних даних. Паралельно, стратегічним вектором є розробка та впровадження інноваційного покоління компактних, мініатюрних та ергономічних пристроїв, призначених для широкого індивідуального застосування. Це, безумовно, прокладе шлях до утвердження

принципів персоналізованої медицини та реалізації ефективного, безперервного моніторингу стану здоров'я в повсякденному житті.

Окремої уваги заслуговує застосування лазерних методів у клінічній практиці. Зокрема, лазерна доплерівська флоуметрія широко використовується для оцінки мікроциркуляції при цукровому діабеті, судинних захворюваннях та порушеннях периферичного кровообігу. Спектроскопічні методи дозволяють визначати рівень оксигенації крові, що є важливим показником при діагностиці гіпоксичних станів.

Крім того, лазерні технології застосовуються для контролю ефективності лікування, зокрема при терапії серцево-судинних захворювань та післяопераційному моніторингу. Використання портативних лазерних пристроїв відкриває можливості для дистанційного спостереження за станом пацієнта в умовах телемедицини [12, 14].

## IX. ПЕРЕВАГИ ТА ОБМЕЖЕННЯ ЛАЗЕРНИХ МЕТОДІВ

Лазерні методи дослідження крові мають низку суттєвих переваг порівняно з традиційними клініко-лабораторними підходами. Передусім, вони забезпечують високу точність вимірювань завдяки використанню когерентного випромінювання та можливості аналізу навіть незначних змін оптичних характеристик біологічного середовища. Важливою перевагою є їх неінвазивність, що значно знижує ризики для пацієнта та дозволяє проводити багаторазові дослідження без шкоди для організму.

Ще однією важливою характеристикою є можливість отримання результатів у режимі реального часу, що є критично важливим для моніторингу стану пацієнта. Лазерні методи також відзначаються високою чутливістю до змін фізіологічних параметрів, зокрема швидкості кровотоку, рівня оксигенації та структурних особливостей клітин [2, 12].

Разом із тим існують певні обмеження. До них належить залежність результатів від індивідуальних оптичних властивостей

тканин, що може ускладнювати інтерпретацію даних. Крім того, складність апаратного забезпечення та висока вартість сучасних лазерних систем обмежують їх широке впровадження у клінічну практику[2, 8].

Незважаючи на зазначені труднощі, розвиток технологій, зокрема удосконалення методів цифрової обробки сигналів та впровадження штучного інтелекту, сприяє поступовому подоланню цих обмежень і розширенню сфери застосування лазерної діагностики.

### X. ВИСНОВКИ

У роботі проведено системний аналіз сучасних лазерних методів дослідження крові та розглянуто фізичні основи взаємодії лазерного випромінювання з її біологічними компонентами. Показано, що такі процеси, як поглинання, розсіювання та зміна поляризації світла, є інформативними для оцінки стану крові та її параметрів. Проаналізовано основні лазерні методи, зокрема фотометрію, спектроскопію, доплерівську флоуметрію, поляриметрію та спекл-методи, які забезпечують високу точність, неінвазивність і можливість досліджень у режимі реального часу. Встановлено, що застосування лазерних оптоелектронних систем у поєднанні з цифровою обробкою сигналів значно розширює діагностичні можливості сучасної медицини.

Перспективи розвитку даних технологій пов'язані з їх мініатюризацією, інтеграцією зі штучним інтелектом та впровадженням у системи персоналізованої медицини.

**Фінансування.** Дане дослідження не отримувало зовнішнього фінансування.

**Конфлікт інтересів.** Автори заявляють про відсутність конфлікту інтересів.

**Згода на публікацію.** Усі пацієнти, що мають відношення до рукопису дали згоду на публікацію даної роботи.

### ORCID ID та внесок авторів.

0009-0003-6015-6939 (A,B,D)

Shevchenko Oleg

0000-0002-4351-527X (C,E,F)

Bogomolov Mykola

A- Концепція роботи та дизайн, B- аналіз даних, C- Відповідальність за статистичний аналіз, D- Написання статті, E- Критичний огляд, F- Остаточне схвалення статті.

### ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ

1. Богомолів М. Ф., Максименко В. Б., Шликов В. В. Методи та засоби діагностики. Основи лазерних лабораторних методів біомедичних досліджень : навч. посіб. для студ. спец. 163 «Біомедична інженерія». – Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2021.
2. Тучин В. В. Оптика тканин: Методи розсіювання світла та прилади для медичної діагностики. - Спрінгер, 2015.
3. Ванг Л., Ву Г. Біомедична оптика: Принципи та візуалізація. - Вайлі, 2012.
4. Башкатов О. М., Геніна Е. О., Тучин В. В. Оптичні властивості крові // Журнал біомедичної оптики, 2011.
5. Зімяков Д. О., Тучин В. В. Лазерна доплерівська флоуметрія // Успіхи фізичних наук, 2002.
6. Боас Д. О. Довідник з біомедичної оптики. - СРС Прес, 2016.
7. Німц М. Г. Взаємодія лазера з тканинами: Основи та застосування. - Спрінгер, 2019.
8. Во-Дінь Т. Довідник з біомедичної фотоніки. - СРС Прес, 2014.
9. Попеску Г. Кількісна фазова візуалізація клітин і тканин. - Мак-Гроу Хілл, 2011.
10. Брієрс Дж. Д. Лазерний Доплер та спекл-технології для картування перфузії крові // Фізіологічні вимірювання, 2001.
11. Гуань Я. Штучний інтелект у біомедичній оптиці. - Прогрес у біомедичній візуалізації, 2022.
12. Вейнант Р. В. Лазери в медицині. - СРС Прес, 2001.
13. Прієзжев О. С. Лазерна діагностика в біології та медицині. - Наука, 1989.
14. Козлов В. І. Лазерна доплерівська флоуметрія в оцінці стану мікроциркуляції. - Медицина, 2012.
15. Степанов Є. В. Лазерні методи аналізу газоподібних біомаркерів. - Фізматліт, 2009.
16. Лоцонов В. Б. Оптична спектроскопія та флуоресцентна діагностика. - МФТІ, 2015.
17. Лаптанська К. В. Оптоелектронні пристрої в біомедицині. - Київ: Політехніка, 2018.
18. Сичов О. В. Цифрова обробка біомедичних сигналів. - Техніка, 2020.
19. Берн Б. Дж. Динамічне розсіювання світла в біології. - Довер, 2000.
20. Котлер П. Основи медичного приладобудування. - Спрінгер, 2017.
21. Южаков В. В. Спектральні методи дослідження біологічних рідин. - СГУ, 2014.

UDC 616-073:621.373.826

# MODERN LASER METHODS OF BLOOD RESEARCH

*Oleh Shevchenko*  
[sheva.ua2005@gmail.com](mailto:sheva.ua2005@gmail.com)  
*Mykola Bohomolov,*  
[mfbogomolov@gmail.com](mailto:mfbogomolov@gmail.com)

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

**Abstract** – Within this work, a comprehensive analysis of modern laser methods of blood research was carried out, based on the synergy of optical and electronic principles [2, 11]. This approach represents a promising direction in the development of medical diagnostics, as it ensures high accuracy, non-invasiveness, and the possibility of obtaining results in real time [4, 8].

The study reveals the fundamental mechanisms of interaction between laser radiation and biological components of blood. In particular, processes of absorption, scattering, and changes in polarization characteristics of light during its interaction with cellular and plasma elements are considered. It is shown that the optical properties of blood are determined by parameters such as hemoglobin concentration, degree of oxygenation, and features of microcirculation.

An analysis of the main laser diagnostic methods is presented, including photometry, spectroscopy, Doppler flowmetry, polarimetry, and speckle interferometry. Their principles of operation, diagnostic capabilities, and practical application features are described. The effectiveness of combining these methods with modern optoelectronic systems, which provide precise signal registration and subsequent digital processing, is emphasized.

As a result of the conducted analysis, the advantages of laser methods compared to traditional clinical-laboratory approaches are substantiated, particularly their high informativeness, speed, and safety. Prospective directions of development are identified, related to the integration of artificial intelligence technologies, creation of portable diagnostic devices, and implementation into personalized medicine systems.

**Key words** – laser diagnostics, optoelectronic methods, blood, biomedical engineering, microcirculation, photometry.

Надійшла до редакції  
26.03.2026 р.

Прийнята до публікації  
27.03.2026 р.

Опубліковано  
06.04.2026 р.