

OPEN ACCESS

DOI: 10.25040/ntsh2024.02.04

Адреса для листування: вул. акад. Лазаренка 15/3, м. Львів, Україна, 79026

Е-пошта: tfarmaha@gmail.com

Надійшла до редакції: 25.09.2024

Взята до друку: 06.11.2024

Опублікована: 27.12.2024

ORCID IDs

Тарас Фармага:

<https://orcid.org/0000-0002-7187-4974>

Олексій Лукавецький:

<https://orcid.org/0000-0002-3998-6749>

Орест Чемерис:

<https://orcid.org/0000-0001-8550-6980>

Особистий внесок авторів

Концепція: Тарас Фармага, Олексій Лукавецький, Орест Чемерис;

Збирання й аналізування даних: Тарас Фармага, Олексій Лукавецький, Орест Чемерис;

Написання статті: Тарас Фармага, Олексій Лукавецький, Орест Чемерис;

Редагування та затвердження остаточного варіанту статті: Тарас Фармага, Олексій Лукавецький, Орест Чемерис.

Конфлікт інтересів: усі автори заявляють про відсутність конфлікту інтересів.

Дозвіл комісії з питань біоетики: для даного дослідження не потрібне схвалення комісії з питань біоетики.

Фінансування: автори не отримали жодної фінансової підтримки свого дослідження.



© Всі автори, 2024

Методи оцінювання розмірів та глибини опікової рани

Тарас Фармага, Олексій Лукавецький, Орест Чемерис

Львівський національний медичний університет імені Данила Галицького, Львів, Україна

Вступ. Оцінка та лікування відкритих ушкоджень м'яких тканин, зокрема термічних уражень, є важливим завданням хірургії, адже правильний вибір лікувальної тактики залежить від точного визначення розмірів і глибини рани. Надійна оцінка опікових ран дає змогу коригувати лікування, зберігати дані для наукових досліджень і покращити прогноз, скорочуючи час перебування пацієнтів на стаціонарному лікуванні.

Мета. Провести огляд методів визначення розмірів та глибини шкірного дефекту та, зокрема, опікової рани.

Матеріали й методи. Для проведення огляду було проаналізовано літературні джерела англійською та українською мовами з баз даних PubMed, Cochrane Library, ResearchGate, MEDLINE, Scopus та Web of Science. Пошук здійснювався за ключовими словами MeSH, що охоплюють глибину опікових ран, вимірювання шкірних дефектів та неінвазивні методи візуалізації. Аналіз охоплював публікації з 2000 по 2024 роки, але також були враховані першоджерела для повноцінного опису методик.

Результати дослідження. Аналіз методик визначення планіметричних характеристик і глибини опікових ран виявив певні недоліки, серед яких складність у використанні та висока вартість. Більшість із цих методик вимагають значних витрат часу та ресурсів, що обмежує їхнє практичне застосування у клінічних умовах.

Висновок. Подальші дослідження мають бути зосереджені на розробленні та впровадженні більш доступних, простих у використанні і економічних методик для оцінки опікових ран. Ідеальним рішенням буде впровадження нових технологій або вдосконалення існуючих підходів, що уможливають забезпечення точності вимірювань, простоту експлуатації та інтеграцію в існуючі протоколи лікування. Це суттєво покращить діагностику та лікування пацієнтів з опіками.

Ключові слова: опікова рана, вульноретрія, глибина опікової рани, вимірювання шкірних дефектів, оцінка загоєння ран.

Methods for assessing the size and depth of burn wounds

Taras Farmaha, Oleksiy Lukavetsky, Orest Chemerys

*Danylo Halytsky Lviv National Medical University
(Lviv, Ukraine)*

Introduction. Assessment and treatment of open soft tissue injuries, in particular thermal injuries, is an important issue in surgery, as the correct choice of treatment tactics depends on the accurate determination of the wound size and depth. Reliable assessment of burn wounds allows for treatment adjustments, data storage for scientific research and improved prognosis, reducing the length of hospital stay of patients.

Objectives. Review the methods of assessing the size and depth of a skin defect and, in particular, a burn wound.

Materials and methods: To conduct the review, we analyzed literary sources in English and Ukrainian found on PubMed, Cochrane Library, ResearchGate, MEDLINE, Scopus, and Web of Science databases. Searches were performed using MeSH keywords covering burn depth, measurement of skin defects, and non-invasive imaging techniques. The analysis included publications from 2000 to 2024, but primary sources were also considered for a complete description of methods.

Results. Analysis of methods for determining planimetric characteristics and depth of burn wounds revealed certain disadvantages, including difficulty in use and high cost. Most of these techniques require considerable time and resources, which limits their practical application in clinical settings.

Conclusions. Further research should prioritize the development and implementation of more accessible, user-friendly, and cost-effective techniques for the evaluation of burn wounds. The ideal solution would be the introduction of new technologies or improvement of existing approaches to ensure the accuracy of measurements, ease of operation, and seamless integration into existing treatment protocols. This will significantly improve the diagnosis and treatment of patients with burns.

Keywords: burn wound, vulnerometry, burn wound depth, skin defect measurement, wound healing assessment.

OPEN ACCESS

DOI: 10.25040/ntsh2024.02.04

For correspondence: 15/3 Akademika Lazarenka St., Lviv, 79026, Ukraine

Email: tfarmaha@gmail.com

Received: 25 Sep, 2024

Accepted: 06 Nov, 2024

Published: 27 Dec, 2024

ORCID IDs

Taras Farmaha:

<https://orcid.org/0000-0002-7187-4974>

Oleksiy Lukavetsky

<https://orcid.org/0000-0002-3998-6749>

Orest Chemerys

<https://orcid.org/0000-0001-8550-6980>

Disclosures: The authors declared no conflict of interest.

Author Contributions:

Conceptualization: Taras Farmaha, Oleksiy Lukavetsky, Orest Chemerys;

Data collection and analysis: Taras Farmaha, Oleksiy Lukavetsky, Orest Chemerys;

Writing the article: Taras Farmaha, Oleksiy Lukavetsky, Orest Chemerys;

Editing and final approval of the manuscript: Taras Farmaha, Oleksiy Lukavetsky, Orest Chemerys.

Ethical approval: This study did not require approval from the ethics committee.

Funding: The authors received no financial support for their study.



© All authors, 2024

Вступ. Лікування відкритих ушкоджень м'яких тканин є одним з основних завдань хірургії, оскільки більшість пацієнтів звертаються по допомогу саме з ранами. Значну частку серед шкірних дефектів становлять термічні ураження, що залишаються однією з серйозних проблем клінічної медицини через складність діагностики та лікування [1]. При виборі лікувальної тактики потрібно звертати увагу на розміри та глибину опіку [2]. Під час динамічного спостереження за пацієнтом важливо знати швидкість зменшення розмірів та глибини опікової рани, щоб коригувати лікування та прогнозувати терміни одужання [3]. Об'єктивна оцінка рани необхідна також у реконструктивній хірургії для точного визначення площі опіку і кількості донорської шкіри або величини шкірного клаптя для трансплантації.

Однак не лише у практичній медицині важливими є вульнерологічні параметри. У наш час, коли весь документообіг є цифровим, виникла необхідність зберігання інформації у базах даних пацієнтів як для рутинного використання лікарями, так і з науковою метою, наприклад, у клінічних дослідженнях.

Опікові рани характеризуються неоднорідністю і постійними динамічними змінами, що ускладнює визначення їх тяжкості, а отже і вибір правильного лікування. Утім, надійна та достовірна оцінка тяжкості опікової рани є тим фундаментом, на основі якого хірург приймає остаточне рішення щодо термінів операції та вибору правильного протоколу лікування [4]. А, отже, в перспективі це дасть змогу скоротити час лікування у стаціонарі, що неабияк важливо.

Відтак вивчення методів оцінки вульнерологічних параметрів опікової рани нині є вкрай важливим.

Мета. Провести огляд методів визначення розмірів та глибини шкірного дефекту та, зокрема, опікової рани.

Матеріали й методи. Для проведення огляду було ретроспективно проаналізовано літературні джерела англійською та українською мовами. Пошук здійснено у таких доказових бібліографічних базах, як PubMed, Cochrane Library, ResearchGate, MEDLINE, Scopus та Web of Science.

Ключові слова для пошуку були визначені за допомогою системи Medical Subject Headings і містили такі терміни, як:

- «Burn wound depth» (глибина опікової рани) – це основне поняття, яке стосується мети дослідження.
- «Skin defect measurement» (вимірювання шкірних дефектів) – охоплює загальний процес оцінки розмірів дефектів шкіри.
- «Burn injury assessment» (оцінка опікових ушкоджень) – термін, що стосується специфічної оцінки стану шкіри після опіків.
- «Non-invasive imaging techniques» (неінвазивні методи візуалізації) – охоплює технології, що дають змогу оцінювати рани без хірургічного втручання (наприклад, фотоакустична візуалізація, SFDI).
- «Wound healing assessment» (оцінка загоєння ран) – ключовий термін для статей, які стосуються не лише діагностики, а й прогресу загоєння.

Використання цих ключових слів сприяло забезпеченню адекватного охоплення необхідної літератури з досліджуваної теми.

До критеріїв включення належали:

- дослідження, опубліковані англійською або українською мовами;
- роботи, що охоплюють методологічні аспекти наукових оглядів, нарративних оглядів, наукове написання, методи дослідження;
- оригінальні статті та рецензії, опубліковані в рецензованих наукових журналах.

До критеріїв виключення належали:

- роботи, що не мають рецензійного характеру;
- статті, що не містять інформації про методи наукового написання.

Для забезпечення актуальності даних аналіз переважно охоплював публікації, видані з 2000 по 2024 роки. Однак, з огляду на важливість першоджерел для повноцінного опису методик, до дослідження також були залучені більш ранні роботи, що відіграють ключову роль у становленні та розвитку сучасних підходів.

Результати й обговорення. Згідно з проведеним ретроспективним аналізом публікацій, виокремлено дві великі групи вульне-

Introduction. Treatment of open soft tissue injuries is one of the urgent issues in surgery since most patients seek medical help with wounds. Thermal damage accounts for a significant portion of skin defects, which remains one of the serious challenges of clinical medicine due to the complexity of their diagnosis and treatment [1]. When choosing treatment tactics, it is crucial to consider the size and depth of the burn [2]. During the dynamic follow-up of the patient, it is essential to monitor the rate of reduction in the size and depth of the burn wound to adjust the treatment and predict the recovery time [3]. Accurate wound assessment is also essential for reconstructive surgery to precisely determine the burn area and the amount of donor skin or the size of the skin flap for transplantation.

However, vulnerological parameters are crucial not only in practical medicine. Today, when the entire document flow is digital, there is a need to store information in patient databases both for routine use by doctors and for scientific purposes, for instance, in clinical studies.

Burn wounds are characterized by heterogeneity and constant change in dynamics, making it challenging to determine their severity and choose the appropriate treatment. Nevertheless, an accurate and reliable assessment of the burn wound severity is the foundation for the final decision by the surgeon regarding the timing of the surgery and the choice of the correct treatment protocol [4]. Ultimately, in the long run, it reduces the time of inpatient treatment, which is crucial.

Thus, the study of methods for evaluating the vulnerological parameters of a burn wound is critical today.

Objectives. Review the methods of assessment of the size and depth of a skin defect and, in particular, a burn wound.

Materials and methods. To conduct the review, we retrospectively analyzed literary sources in both English and Ukrainian. The search used evidence-based bibliographic databases such as PubMed, Cochrane Library, ResearchGate, MEDLINE, Scopus, and Web of Science.

Search keywords were identified using the Medical Subject Headings system and included the following terms:

- "Burn wound depth" is the main concept related to the study objectives.
- "Skin defect measurement" covers the general process of skin defect size assessment.
- "Burn injury assessment" refers to a specific assessment of skin condition after burns.
- "Non-invasive imaging techniques" include technologies that allow for evaluating wounds without surgical intervention (for example, photoacoustic imaging, SFDI).
- "Wound healing assessment" is a key term for papers dwelling on the diagnosis and the healing progress.

The use of these keywords made it possible to ensure adequate coverage of the necessary literature on the researched topic.

The inclusion criteria included:

- studies published in English or Ukrainian;
- works covering methodological aspects of scientific reviews, narrative reviews, scientific writing, and research methods;
- original articles and reviews published in peer-reviewed scientific journals.

Exclusion criteria included:

- works that are not reviews by nature;
- articles that do not contain information about methods of scientific writing;

To ensure the relevance of data, the analysis mainly covered publications published between 2000 and 2024. However, given the importance of primary sources for a complete description of the methods, earlier works that play a key role in forming and developing modern approaches were also included in the study.

Results and discussion. According to the conducted retrospective analysis of publications, two large groups of vulnerology methods were distinguished: the first, which concerns the planimetric evaluation of wounds and can be used both for burn wounds and wounds of another origin; and the second, which is based on the assessment of the burn wound depth, so as such, this type of lesions has its own clinical features.

Clinical methods are considered to be the simplest methods of assessing wound size, which,

рологічних методик: перша, що стосується планіметричної оцінки ран і може бути використана як для опікової рани, так і для ран іншого ґенезу, та друга, що ґрунтується власне на оцінці глибини опікової рани, оскільки такий вид уражень має свої клінічні особливості.

Найбільш простими методами оцінки величини рани вважають клінічні, які, окрім цього, найбільш часто використовувалися на практиці. Клінічно рану оцінюють *ad oculus* на підставі рутинних клініко-морфологічних критеріїв: перифокального запалення, очищення рани, появи та виповнення рани грануляціями, контракція рани, крайова епітелізація [5; 6; 7]. Ці методики містять якісні характеристики, а в їхню основу покладена суб'єктивна оцінка, тому вони є малоефективними. Глибину рани також на практиці найбільш часто визначають візуально. Це пов'язано передусім з доступністю методики [8]. Візуальний метод базується на огляді рани та оцінці її тактильних характеристик (зовнішній вигляд, капілярне наповнення та чутливість) [9]. Однак достовірність такої методики є обмеженою через оцінку лікарем лише поверхні рани, а також цей спосіб є суб'єктивним, адже він не підкріплений жодними чіткими класифікаціями [10].

Окремо виділяють групу планіметричних методів, що ґрунтуються на контакті з ураженою шкірою. Відповідно, недоліком безпосереднього контакту зі шкірою пацієнта вимірювального засобу є додаткова стерилізація, дотримання правил поведження та утилізації у зв'язку із забрудненням біологічними рідинами. До таких методів належить метод J. I. Kundin [11] – вимірювання найбільшої довжини та ширини рани у такий спосіб, щоб ці величини були розташовані на перпендикулярних осях. Розрахунок площі рани виконується за формулою:

$$S = L \times W \times 0.785,$$

де S – площа рани;
 L – довжина рани;
 W – ширина рани.

Аналогічним методу J. I. Kundin є метод V. Schubert [12], але у цьому методі коефіцієнт є дещо іншим:

$$S = L \times W \times 0.763$$

Схожим на попередні є метод Н. N. Mayrovitz [13], де площу рани розраховують за формулою:

$$S = L \times W \times 0.93 \times \pi/4$$

Ці методи є недорогими і простими у використанні, але точними лише за умови ідеально прямокутних ран і не враховують те, що форма рани вкрай нерівномірна. Тому площу рани можна переоцінити на 41 % згідно з дослідженнями Rogers L.C. зі співавт. [14] та на 29–43 % згідно з Shetty R. зі співавт. [15].

Наступна група методів – це методи, що ґрунтуються на зважуванні. До таких належить метод В. Hejda і J. Hejdova [16], де контури поверхні рани наносять на папір, отриманий шаблон вирізають і зважують. Попередньо визначають масу квадрату цього ж паперу, але відомої площі. Невідома площа – це різниця між добутком маси шаблону на відому площу контрольного квадрату та маси контрольного квадрату. Таку ж методику має метод J. Ichimaru [17], де використовують додаткові носії – подвійні прозорі аркуші, нижній з яких призначений для контамінації з раною, а верхній – для вирізання контурів рани з наступним виміром її маси.

Ручний підрахунок площі передбачає і метод R. W. Sessions [18], що полягає у наступному: на рану накладають двошаровий аркуш, що має мітки на верхній частині та низку наскрізних перфорацій, обмальовують контур рани, далі цей аркуш кладуть на міліметровий папір і шляхом підрахунку квадратних міліметрів в середині контуру визначають площу ураження.

У великій кількості методів використовують автоматичний підрахунок. Методом J. L. Richard [19] контур рани переносять на прозору плівку, сканують і за допомогою комп'ютерної програми отримують результат розрахунку площі рани. Метод О. О. Біляєвої [20] аналогічний попередньому, де контур рани отримують шляхом фіксації її відбитку на папір. Контур рани у способі «Mouseeyes» [21], отриманий на прозору плівку, розмі-

in addition, are most often used in practice. Clinically, the wound is assessed *ad oculus* based on routine clinical and morphological criteria: perifocal inflammation, wound cleansing, appearance and filling of the wound with granulations, wound contraction, and marginal epithelialization [5; 6; 7]. These methods include qualitative characteristics and are based on subjective evaluation, so they are ineffective. The wound depth is also most often determined visually in practice. This is primarily due to the availability of the technique [8]. The visual method is based on examining the wound and assessing its tactile characteristics (appearance, capillary filling, and sensitivity) [9]. However, the reliability of this method is limited due to the doctor's assessment of only the wound surface, and this method is also subjective because it is not supported by any clear classifications [10].

A group of planimetric methods based on contact with the affected skin is separately distinguished. Accordingly, the disadvantage of direct contact with the patient's skin of the measuring device is additional sterilization and compliance with the rules of handling and disposal in connection with contamination with biological fluids. Such methods include J. I. Kundin's method [11] – measuring the greatest length and width of the wound so that these values are located on perpendicular axes. The wound area is calculated according to the formula:

$$S = L \times W \times 0.785,$$

where S – wound area,
 L – wound length,
 W – wound width.

Similar to J. I. Kundin's method is V. Schubert's method [12], but in this method, the coefficient is slightly different:

$$S = L \times W \times 0.763,$$

Similar to the previous ones is the method of H. N. Mayrovitz [13], where the area of the wound is calculated according to the following formula:

$$S = L \times W \times 0.93 \times \pi/4$$

These methods are inexpensive and easy to use but accurate only with perfectly rectangu-

lar wounds, and they do not consider the fact that the shape of the wound is highly irregular. Thus, the area of the wound can be overestimated by 41%, according to research by Rogers L.C. et al. [14], and by 29–43%, according to Shetty R. et al. [15].

The next group of methods are methods based on weighting. Among these is the method of V. Hejda and J. Hejdova [16], where the outlines of the wound surface are drawn on paper, and the resulting template is cut out and weighed. The mass of a square of the same paper but of a known area is preliminarily determined. The unknown area is the difference between the product of the mass of the template by the known area of the control square and the mass of the control square. The method of J. Ichimaru [17] has the same technique, where an additional carrier is used – double transparent sheets, the lower one is intended for contamination with the wound, and the upper one – for cutting out the wound outlines with subsequent measurement of its mass.

Manual calculation of the area includes the method of R. W. Sessions [18], which consists of the following: a two-layered sheet with marks on the upper part and several through perforations is placed on the wound, the outline of the wound is drawn, then this sheet is placed on graph paper, and by counting square millimeters in the middle of the contour the area is determined.

A large number of methods use automatic calculations. According to the method by J.L. Richard [19], the contour of the wound is transferred to a transparent film and scanned, and the result of wound area calculation is obtained with the help of a computer program. O. O. Bilyaeva's method [20] is similar to the previous one, where the contour of the wound is obtained by fixing its impression on paper. The contour of the wound in the "Mouseeyes" method [21] is received on a transparent film placed on the computer screen, and the wound area is calculated using the software. In the method of S. Raab [22], a device for measuring coordinates is used, connected to a computer with position sensors. The operator "draws" the contours of wound walls and sets the points of the wound bottom, after which the computer program creates a three-dimen-

шують на екрані комп'ютера і за допомогою програмного забезпечення обчислюють площу рани. У методі S. Raab [22] використовують пристрій для виміру координат, що під'єднаний до комп'ютера, який має датчики розташування. Оператор окреслює контури стінок рани і виставляє точки дна рани, після цього комп'ютерна програма створює тривимірне зображення рани. Також площу рани вимірюють за допомогою планіметра [23] на спеціальному пристрої (наприклад, Planix 7 Tamaya Digital Planimeter). До контактних методів належить метод «Visitrak», що передбачає використання двох шарів прозорої плівки, що її накладають на рану. На верхньому шарі позначають контури рани за допомогою спеціального пера і комп'ютер автоматично обчислює площу рани [24].

Безконтактні методи – це велика група способів вимірювання розмірів рани, що передбачають дистанційне вимірювання параметрів дефектів за допомогою фото- чи відеообладнання або інших спеціальних пристроїв. Недоліками цих методів може бути їхня значна вартість та можливі спотворення розмірів тривимірного зображення рани при переведенні в двовимірну форму.

Окрему групу методів становлять методи з аналоговим фотографуванням. Спосіб L. Sees [25] передбачає фотографування рани в натуральну величину, використовуючи при цьому фотоапарат з миттєвим отриманням знімків. Особливістю методу H. A. Thawer [26] є використання аналогової відеокамери, оцифрування зображення за використанням плати введення зображення (frame grabber) і автоматичним розрахунком параметрів рани за допомогою спеціального програмного забезпечення (VeV Measurement Documentation Vista Medical).

Також для вимірювання площі рани використовують цифрове фотографування за еталоном площі, що полягає у фотографуванні за допомогою цифрового фотоапарату самої рани і умовного еталону площі біля неї. Отримані зображення переносять на комп'ютер і відношення кількості точок в зображенні дефекту шкіри до кількості точок в зображенні умовного еталону площі, помножене на площу еталона, визначається як площа дефекту шкіри.

Схожий метод розробив Ф. І. Гюльмамедов [27]. Розроблена ним комп'ютерна програма дає змогу виміряти площу рани за аналізом фотографії досліджуваної поверхні, зробленої під прямим кутом. Спочатку показник площі обчислюють у відносних одиницях виміру, які переводять в абсолютні шляхом аналізу пропорцій мітки, що розміщена на фотографії поряд із ранною. Розміри мітки відомі заздалегідь.

P. Foltynski, що спочатку працював над удосконаленням існуючих методик оцінки розміру рани за допомогою фотографування [28], згодом запропонував власний додаток для смартфона Planimator app, що є більш точним, ніж Visitrak [29]. Саме можливість вбудувати технологію візуалізації, обчислення, аналізу та зберігання в такий портативний пристрій, як смартфон, є основним завданням сьогодення [30].

Також розроблено метод двовимірного сканування [31]. Коли двовірну модель рани створюють за допомогою двовимірного лазерного сканера і розраховують планіметричні параметри рани.

Окремо виділяють вимірювання ран за допомогою 3D-технологій – стереобачення [32], фотограмметрії [33] і лазерної тріангуляції або тріангуляції білого світла [34, 35, 36], оскільки вони дають змогу надійно вимірювати тривимірні поверхні, якою є шкіра.

Наступною групою методик є волюметричні, які охоплюють визначення всіх планіметричних параметрів, включно з глибиною дефекту, а також уможливають створення тривимірної моделі рани за допомогою комп'ютерного забезпечення. До таких методик належить метод тривимірного сканування [37], де створюється тривимірна модель рани за допомогою тривимірного лазерного сканера і, на основі отриманої інформації, за допомогою комп'ютерного забезпечення розраховують планіметричні і волюметричні параметри рани.

Відомий метод вимірювання об'єму рани за допомогою тривимірної лінійки (комп'ютерна програма «Woundgraph» І. Д. Герич, Д. Коршевнік [38, 39]), який передбачає використання спеціально сконструйованого зонда з наступною комп'ютерною обробкою цифрових та графічних даних. Недоліком

sional image of the wound. Also, the wound area is measured using a planimeter [23] on a special device (e.g., Planix 7 Tamaya Digital Planimeter). Contact methods include the "Visitrak" method, which involves using a two-layer transparent film applied to the wound. On the upper layer, the wound contours are marked with a special pen, and the software calculates the wound area [24].

Non-contact methods are a large group of methods for measuring wound dimensions, which involve remote measurement of defect parameters using photo or video equipment or other special devices. Disadvantages of these methods may be their significant cost and possible distortion of the dimensions of the three-dimensional wound image when converted into the two-dimensional form.

A separate group of methods consists of methods with analog photography. The L. Cees method [25] involves photographing the wound in natural size and using a camera with instant image production. A peculiarity of H. A. Thawer's method [26] is the use of an analog video camera, image digitization using an image input board (frame grabber), and automatic calculation of wound parameters using special software (VeV Measurement Documentation Vista Medical).

Additionally, digital photography with an area standard is used to measure the wound area, which involves photographing the wound with a digital camera and a conventional reference area near it. The obtained images are transferred to the computer, and the ratio of the number of points in the image of the skin defect to the number of points in the image of the conventional reference area, multiplied by the reference area, is determined as the area of the skin defect.

A similar method was developed by F.I. Gylmamedov [27]. The computer software he developed allows for measuring the wound area by analyzing a photo of the examined surface taken at a right angle. First, the area indicator is calculated in relative units of measurement, which are converted into absolute units by analyzing the proportions of the label, which is located in the photo next to the wound. The dimensions of the label are known in advance.

P. Foltynski, who initially worked on improving the existing methods of assessing wound size using photography [28], later proposed his own smartphone application, the Planimator app, which is more accurate than Visitrak [29]. The main objective today is the possibility of embedding visualization technology, calculation, analysis, and storage technology in a portable device like a smartphone [30].

A two-dimensional scanning method has also been developed [31]. A two-dimensional model of the wound is created using a two-dimensional laser scanner, and the planimetric parameters of the wound are calculated.

Measurement of wounds using 3D technologies – stereo vision [32], photogrammetry [33], and laser triangulation or white light triangulation [34; 35; 36] are separately distinguished, as they allow reliable measurement of three-dimensional surfaces, such as the skin.

The next group of methods is volumetric. They include determining all planimetric parameters, including the defect's depth, and allowing for creating a three-dimensional wound model using computer software. Such methods include the method of three-dimensional scanning [37], where a three-dimensional model of the wound is created using a three-dimensional laser scanner, and, based on the received information, the planimetric and volumetric parameters of the wound are calculated using computer software.

A well-known method of measuring the volume of a wound using a three-dimensional ruler («Woundgraph» computer program I. D. Gerych, D. Korshevnyuk [38; 39]), which involves the use of a specially designed probe with subsequent computer processing of digital and graphic data. The disadvantage of this method is that it only allows for measuring wounds of geometrically correct shape.

The method of "Structured lighting" [40] has also been developed, which involves projecting laser diode beams onto the wound, creating a pattern in the form of a 16 × 16 element grid on the wound surface. The wound surface is photographed with a digital camera, then grid elements located on the wound surface are manually marked on the resulting photo,

цього методу є те, що його можна застосовувати виключно для вимірювання ран правильної геометричної форми.

Також розроблено метод «структурного підсвічування» (Structured lighting) [40], що полягає в проектуванні на рану променів лазерних діодів, створюючи на поверхні рани малюнок у вигляді сітки 16 × 16 елементів. Цифровим фотоапаратом фотографують ранову поверхню, далі на отриманій фотографії вручну відзначають елементи сітки, розташовані на поверхні рани, і відсівають елементи, розташовані на інтактній шкірі. Так виконують розрахунок площі рани. Глибину рани розраховують за відхиленням елементів сітки від розташування, передбачуваного у випадку проектування сітки на поруч розташовану ділянку тіла, де відсутня рана.

Технологія Medphos [41] – це система, яка складається з трьох синхронізованих фотокамер з конвергентними оптичними осями. У центрі кола, утвореного камерами, розташоване джерело світла. На досліджувану поверхню проєктують масив точок, далі роблять синхронний знімок трьома камерами, і на комп'ютері з використанням спеціальних алгоритмів створюють тривимірну модель рани.

Технологія Mavis [42] полягає у проектуванні на рану світлових смуг різних кольорів під кутом орієнтовно 45°. Далі цифровим фотоапаратом фотографують ранову поверхню. Виходячи з відомого розташування проєктора і камери за місцем зміни напрямку світлових пучків у місцях вимірювання рельєфу поверхні, на комп'ютері створюють тривимірну модель рани і виконують розрахунок планіметричних і волюметричних її параметрів.

Отже, проведений нами аналіз методик планіметричного аналізу дефектів шкіри показав, що найбільш частими та найлегшими у використанні є найпростіші вимірювальні методики, які, проте, є найменш точними. Сучасні методики більш відповідають вимогам точності, є високоефективними, але потребують додаткового обладнання чи дороговартісного комп'ютерного забезпечення і у рутинній практиці використовуються нечасто.

Наступним етапом нашого дослідження було вивчення методів, що використовують для

оцінки глибини опікової рани, а отже і важкості опіку. Потреба у такому дослідженні передусім пов'язана з необхідністю віддиференціювати тканини, що здатні до самовідновлення (поверхневий опік), та некрозу, який повинен бути видалений (глибокий опік). Хоча «золотим стандартом» нині вважається гістологічний аналіз пункційної біопсії, отриманої з опікової рани, однак цей метод має низку недоліків, таких як відсутність стандартизованої гістологічної інтерпретації, високу частоту помилок у відборі зразків через неоднорідність опікової рани, ураження місця біопсії [3].

Задля віднайдення легкого, доступного та водночас ефективного методу оцінювання глибини опікової рани описано низку методик, які себе зарекомендували як такі, що можуть використовуватися з цією метою.

Лазерну доплерівську флоуметрію використовують для оцінки перфузії крові в уражених тканинах. Вона заснована на ефекті Допплера, коли лазерний промінь відбивається від рухомих еритроцитів у крові. Ця методика дає змогу оцінити кровотік і у такий спосіб непрямо визначити життєздатність тканин, а отже, і глибину опіку, оскільки некротизована тканина має уповільнений кровотік. Аналіз перфузії відбувається за кольоровою шкалою. Серед недоліків методу – необхідність безпосереднього контакту зі шкірою. А також можливість вимірювати параметри лише в одній конкретній точці на поверхні шкіри в певний момент часу. Це означає, що для отримання цілісного зображення рани потрібно буде проводити вимірювання в різних точках, і результати з кожної точки мають бути проаналізовані окремо. Метод не дає змоги автоматично або безпосередньо отримувати інформацію про глибину опіку в декількох точках одночасно або в ширшій ділянці шкіри [43; 44]. На такому ж ефекті ґрунтується лазерна доплерівська візуалізація, проте не потребує безпосереднього контакту зі шкірою хворого і може оцінити перфузію на більшій площі поверхні. Але є дороговартісною, чутливою до рухів пацієнта, потребує тривалого часу вимірювання, є пристрій-специфічною [10; 44; 45].

Термографія заснована на оцінці різниці температур – метод допомагає визначити

and the elements located on the intact skin are screened out. This is how the wound area is calculated. The depth is calculated by the deviation of grid elements from the location predicted when projecting the grid on an adjacent body area with no wound.

Medphos technology [41] is a system that consists of three synchronized cameras with convergent optical axes. A light source is located in the circle center formed by the cameras. An array of points is projected onto the examined surface, then three cameras take an image simultaneously, and a three-dimensional model of the wound is created on the computer using special algorithms.

The Mavis technology [42] involves projecting light strips of different colors at an angle of about 45° onto the wound. The wound surface is photographed with a digital camera. Based on the known location of the projector and camera at the location of the change in the direction of light beams in places where the surface relief is measured, a three-dimensional wound model is created on the computer, and the planimetric and volumetric parameters of the wound are calculated.

Thus, our analysis of methods of planimetric analysis of skin defects demonstrated that the most common and user-friendly are the simplest measuring methods, which, however, are the least accurate. Modern methods meet the requirements and are highly effective, although they require additional equipment or expensive computer software and are rarely used in routine practice.

The next stage of our research was to study the methods used to assess the depth of the burn wound and, therefore, the severity of the burn. The urge for such research is primarily related to the need to differentiate tissues capable of self-healing (superficial burn) and necrosis that must be removed (deep burn). Although the "gold standard" today is the histological analysis of a puncture biopsy obtained from a burn wound. This method has several disadvantages, such as the lack of a standardized histological interpretation, a high frequency of errors in sample selection due to the heterogeneity of the burn wound, and damage to the biopsy site [3].

Due to the urgent need to find a simple, affordable, and, at the same time, effective method of burn wound depth assessment, several methods have been described that have proven to be useful for this purpose.

Laser Doppler flowmetry is used to assess blood perfusion in affected tissues. It is based on the Doppler effect, when a laser beam is reflected from moving red blood cells in the blood. This technique allows for the assessment of blood flow and, thus, indirectly determines the viability of tissues and, therefore, the depth of the burn since necrotic tissue has reduced blood flow. The analysis of perfusion takes place according to a color scale. Among the disadvantages is the need for direct contact with the skin and the ability to measure parameters only at one specific point on the skin surface at a particular time. This means that measurements should be taken at different points to obtain a complete image of the wound, and the results from each point should be analyzed separately. The method does not allow for automatic or direct obtaining of information about the depth of the burn at several points at the same time or in a wider area of the skin [43; 44]. Laser Doppler imaging is based on the same effect but does not require direct contact with the patient's skin and can assess perfusion on a larger surface area. However, it is expensive, sensitive to the patient's movements, requires a long measurement time, and is device-specific [10; 44; 45].

Thermography is based on the assessment of the temperature difference – the method helps identify areas with impaired blood circulation (necrosis), which have a lower temperature, and viable tissues, which usually have a higher temperature due to better blood supply. Temperature is recorded based on infrared radiation emitted by the tissue and correlates with residual perfusion and/or loss of cellular metabolism in the necrotic tissue. It does not require contact with the skin, and the result can be obtained immediately, for example, through thermal images. It is considered a fast method to obtain information about a significant surface [46; 47; 48].

Photoacoustic imaging (microscopy) combines ultrasound and optical imaging to produce high-resolution images of tissues. The tech-

зони з порушенням кровообігом (некроз), які мають нижчу температуру, та життєздатні тканини, які, як правило, мають вищу температуру через краще кровопостачання. Температура реєструється на основі інфрачервоного випромінювання, що випромінює тканина і корелює із залишковою перфузією та/або втратою клітинного метаболізму в некротичній тканині. Метод не потребує контакту зі шкірою, а результат може бути отриманий негайно, наприклад, у вигляді теплових зображень. Вважається швидким методом, що дозволяє отримати інформацію про значну поверхню [46; 47; 48].

Фотоакустична візуалізація (мікроскопія) поєднує у собі ультразвук і оптичну візуалізацію для отримання зображень тканин з високою роздільною здатністю. Методика заснована на принципі, що об'єкти, які відбивають світлову енергію, вібрують, коли енергія перетворюється на тепло, випромінюючи звукові хвилі. Ці звукові хвилі можна вловити ультразвуковим датчиком. Суть методу ґрунтується на виявленні фотоакустичних сигналів, які походять з крові в неущоженному шарі тканини, розташованому під пошкодженим шаром з кров'яним застоєм. Це дозволяє отримати висококонтрастні сигнали, що відображають глибину ушкодження на основі аналізу оптичних властивостей та зміни акустичних сигналів. Метод дає змогу як первинно оцінити глибину опіку, так і моніторити процес його загоєння. З недоліків вважаємо безпосередній контакт зі шкірою під час аналізу [49; 50].

Метод відеоангіографії з використанням індокарбіну зеленого використовує нетоксичний барвник, що зв'язується з білками і затримується в судинах після внутрішньовенного введення. Він поглинає і флуоресцює в ближньому інфрачервоному спектрі, візуалізуючи глибокі дермальні судини. Флуоресценція барвника може бути виявлена, кількісно оцінена та переведена в кольорові карти перфузії для легшого інтерпретування. До переваг методу належать швидке і макроскопічне сканування, подібне до доплер-лазерної візуалізації, на компактному і менш дорогому пристрої, може відрізнити глибокі і поверхневі опіки на ранніх стадіях, ефективно працює навіть за наявності інших мікросудинних патологій. Недоліками є потреба вну-

трішньовенного введення барвника, що може спричинити побічні ефекти – головний біль, свербіж або анафілактичну реакцію, а безпека для дітей, вагітних та жінок-годувальниць недостатньо досліджена. Також відносно є оцінка методу, оскільки між нормальною, зниженою та підвищеною флуоресценцією може бути незначна різниця і результат буде складним для інтерпретації [51].

Дерматоскопію зазвичай використовують для оцінювання шкірних захворювань і пошкоджень. Хоча вона не є стандартним методом для оцінювання опіків, дерматоскопія може бути корисною для візуалізації поверхневих змін шкіри. Для діагностики глибини опіку використовують невеликий ручний дерматоскоп, який застосовують через пластикову плівку для контакту зі шкірою. Метод дає змогу візуалізувати кольори та мікроструктури поверхневої тканини за допомогою неполяризованого та поляризованого світла. При збільшенні дерматоскопія оцінює присутність мікроциркуляції та визначає дерматоскопічні ознаки, які можуть бути описані за допомогою системи оцінки цілісності капілярів. Хоча метод надає негайні результати і дає змогу спостерігати глибші шари завдяки поляризованій дерматоскопії, він є суб'єктивним, оскільки залежить від інтерпретації спостерігача [52].

Схожим є метод капілярної мікроскопії. Метод є відносно недорогим і потребує портативного обладнання, яке візуалізує капіляри на поверхні опіків. До основних переваг можна віднести незалежність від кривизни шкіри та швидкість вимірювань, що не вимагає тривалого нерухомого стану пацієнта. Однак, метод має кілька недоліків: потребує прямого контакту з раною, може візуалізувати лише невелику частину рани одночасно, що підвищує ймовірність помилок при вибірці. Інтерпретація результатів є суб'єктивною і вимагає спеціальних знань. Крім того, існує недостатня кількість досліджень у сфері опіків, і немає чітких даних про точність методу після травми або впливу інфекцій і супутніх захворювань. Також не вивчено застосування методу для дітей до 13 років і він не враховує регіональні відмінності в перфузії [53].

Метод ближньої інфрачервоної спектроскопії використовують для оцінки оксигенації і кровопостачання тканин. Метод передбачає

nique is based on the principle that objects that reflect light energy vibrate when the energy is converted into heat, emitting sound waves. These sound waves can be picked up by an ultrasonic probe. The essence of the method is based on detecting photoacoustic signals originating from blood in an undamaged layer of tissue located under a damaged layer with blood stasis. This makes it possible to obtain high-contrast signals reflecting the depth of damage by analyzing optical properties and changes in acoustic signals. The method allows to initially assess the depth of the burn as well as to monitor the process of its healing. Among the disadvantages, we consider direct contact with the skin during the analysis [49; 50].

The method of video angiography using indocyanine green uses a non-toxic dye that binds to proteins and is retained in blood vessels following intravenous administration. It absorbs and fluoresces in the near-infrared spectrum, which allows visualization of deep dermal vessels. Dye fluorescence can be detected, quantified, and translated into color-coded perfusion maps for easier interpretation. The method's advantages include fast and macroscopic scanning on a compact and less expensive device, similar to Doppler laser imaging. It can distinguish between deep and superficial burns in the early stages and works effectively even in the presence of other microvascular pathologies. Drawbacks are the need for intravenous injection of the dye, which can cause side effects such as headache, itching, or anaphylactic reaction. In addition, safety in children and pregnant and lactating women has not been sufficiently studied. Another disadvantage is a relative assessment of the method since there may be a slight difference between normal, reduced, and increased fluorescence, and the results will be difficult to interpret [51].

Dermatoscopy is commonly used to evaluate skin diseases and injuries. Although it is not a standard method for evaluating burns, dermatoscopy can be useful in visualizing superficial skin changes. To diagnose the depth of a burn, a small hand-held dermatoscope is used. This device is applied through a plastic film for contact with the skin. The method allows visualization of colors and microstructures of

superficial tissue using unpolarized and polarized light. Dermatoscopy uses magnification to evaluate the presence of microcirculation and determines dermatoscopic features that can be described using the capillary integrity scoring system. Although the method provides immediate results and allows observation of deeper layers due to polarized dermatoscopy, it is subjective as it depends on the interpretation by the observer [52].

The method of capillary microscopy is similar. It is relatively inexpensive and requires portable equipment allowing visualization of capillaries on the burn surface. The main advantages include independence from the curvature of the skin and the speed of measurements, which does not require an extended immobile state of the patient. However, the method has several disadvantages: it requires direct contact with the wound. It allows visualization of only a small part of the wound simultaneously, which increases the probability of sampling errors. The interpretation of the results is subjective and requires special knowledge. Additionally, there is a lack of studies regarding burns and no clear data on the accuracy of the method after trauma or exposure to infections and comorbidities. In addition, the application of the technique for children under 13 years of age has not been studied, nor does it consider regional differences in perfusion [53].

Near-infrared spectroscopy is used to assess tissue oxygenation and blood supply. The method uses infrared rays to illuminate the tissue and fiber optic probes to collect the reflected light. This allows for gathering information on the structural and chemical components of the tissue, such as oxygen saturation, hemoglobin, and water content. Measuring the oxygen saturation of tissues in the burn area compared to normal areas serves as an indicator of the depth of the burn. This method provides fast data acquisition and has contact with the skin through a plastic film, which makes it effective for assessing the depth of burn injuries [54].

Video microscopy is a method that allows the visualizing of derma capillaries using images obtained in the visible light spectrum of a fiber optic source and a magnifying lens. The technique provides immediate contact with

використання інфрачервоних променів, які освітлюють тканину, а відбите світло збирається волоконно-оптичними зондами. Це дає можливість отримати інформацію про структурні та хімічні компоненти тканини, такі як насиченість киснем, вміст гемоглобіну та води. Вимірювання насиченості киснем тканин в ділянці опіку в порівнянні з нормальними ділянками слугує індикатором глибини опіку. Цей метод забезпечує швидке отримання даних та має контакт зі шкірою через пластикову плівку, що робить його ефективним для оцінки глибини опікових ушкоджень [54].

Відеомікроскопія – метод, що дає змогу візуалізувати капіляри дерми за допомогою зображень, отриманих у видимому спектрі світла волоконно-оптичного джерела і збільшувальної лінзи. Метод забезпечує негайний контакт зі шкірою через пластикову плівку і уможливорює оцінку наявності або відсутності відеомікроскопічних ознак некрозу тканин. Оцінка виконується за допомогою градуйованої системи цілісності капілярів. Хоча метод надає якісну інформацію про мікроциркуляцію в зоні опіку, його аналіз є суб'єктивним і залежить від інтерпретації дослідника [3; 55].

Спектрометрія відбиття оцінює властивості поверхні шкіри через вимірювання спектра відбитого світла. Метод використовують для діагностики глибини опіку шляхом аналізу відбитого або переданого світла в діапазоні довжин хвиль від 400 до 1100 нм. Це дає змогу отримувати карти хромофорів, таких як гемоглобін і меланін, в опіковій зоні. Метод не потребує контакту зі шкірою. Зібрані спектри аналізуються комп'ютерною програмою з використанням штучної нейронної мережі для прогнозування часу загоєння. Хоча метод надає комплексні дані, він чутливий до фону освітлення і відстані зонда, а також забезпечує лише поодинокі точкові вимірювання [56; 57].

Ультрасонографія для діагностики глибини опіку використовує ультразвукові хвилі частотою 5 МГц, які передаються через шкіру і відбиваються від кровотоку під раною. Метод забезпечує негайні результати без контакту зі шкірою, з вимірюванням на відстані 2.5 см від поверхні опіку. Отримані хвилі

записують як окремі А-лінії і перетворюють на зображення за допомогою комп'ютерної обробки, яке інтерпретується спостерігачем. Хоча цей метод має низьку вартість і забезпечує швидку інформацію, його аналіз є суб'єктивним [58].

Оптична когерентна томографія для діагностики глибини опіку використовує систему з центральною довжиною хвилі 850 нм для захоплення світла, яке розсіюється від тканини. Обробку сигналу або сирих спектральних даних проводять за допомогою короткочасного перетворення Фур'є (short time Fourier transform) або методу подвійного вікна (dual window), а тканину класифікують як опечену або здорову за допомогою параметрів, отриманих з моделей класифікації на основі степеневих або логістичних регресій. Метод надає складний аналіз і забезпечує тільки поодинокі точкові вимірювання [59; 60]. Описана також методика подвійного зображення, що поєднує оптичну когерентну томографію та візуалізацію пульсового спектру. Оптична когерентна томографія захоплює світло, розсіяне від тканини, для створення високоякісного зображення, яке дозволяє оцінити товщину шкіри за вертикальними зображеннями (В-сканами). Водночас відбувається аналіз коливання у спектр-патерні, що відповідають руху кров'яних клітин, при освітленні лазерним світлом з довжиною хвилі 785 нм. Методика дає змогу порівнювати середні значення перфузії, забезпечує вимірювання великої поверхні одночасно та кількох кадрів на секунду. Однак вона має обмежену глибину проникнення (менше ніж 1.2 мм), чутлива до рухів пацієнта та вимагає складного аналізу [61].

Методика просторового частотного зображення є вдосконаленням технологій ближньої інфрачервоної спектроскопії, що забезпечує детальний аналіз глибини опіку. Вона використовує «просторові частоти», що являють собою різні патерни ближнього-інфрачервоного світла для освітлення тканини. Це дає змогу визначати конкретні глибини проникнення світла і у такий спосіб вимірювати абсорбцію світла на певних довжинах хвиль, таких як оксигемоглобін, дезоксигемоглобін і вода, на різних глибинах, створюючи тривимірні карти перфузії і ме-

the skin through a plastic film and allows for assessing the presence or absence of video microscopic signs of tissue necrosis. The assessment is performed using a graduated system of capillary integrity. Although the method provides qualitative information about microcirculation in the burn zone, its analysis is subjective and depends on the interpretation by the researcher [3; 55].

Reflectance spectrometry assesses the properties of the skin surface by measuring the reflected light spectrum. The method is used to diagnose the depth of the burn by analyzing reflected or transmitted light in the wavelength range from 400 to 1100 nm. This makes it possible to obtain maps of chromophores, such as hemoglobin and melanin, in the burn zone. The method does not require contact with the skin. The collected spectra are analyzed by a computer program using an artificial neural network to predict the healing time. Although the method provides comprehensive data, it is sensitive to background illumination and probe distance and provides only single-point measurements [56; 57].

Ultrasonography to diagnose the depth of a burn uses ultrasound waves with a frequency of 5 MHz, which are transmitted through the skin and reflected from the blood flow under the wound. The method provides immediate results without contact with the skin, with the measurement at a distance of 2.5 cm from the burn's surface. The resulting waves are recorded as individual A-lines and converted into an image by computer processing that is interpreted by the observer. Although this low-cost method provides quick information, its analysis is subjective [58].

Optical coherence tomography for the burn depth diagnosis uses a system with a central wavelength of 850 nm to capture light scattered from the tissue. Processing of the signal or raw spectral data is performed using a short-time Fourier transform or a dual window method, and the tissue is classified as burned or healthy using parameters obtained from classification models based on power-law or logistic regressions. The technique provides complex analysis and produces only single-point measurements [59; 60]. A dual imaging technique combining optical coher-

ence tomography and pulse spectrum visualization is additionally described. Optical coherence tomography captures light scattered from tissue to produce a high-quality image that allows the skin thickness from vertical images (B-scans). At the same time, there is an analysis of oscillations in the spectrum pattern corresponding to the movement of blood cells when illuminated by laser light with a wavelength of 785 nm. The technique allows for comparing the average perfusion values and provides simultaneous measurement of a large surface and several frames per second. However, it has a limited penetration depth of less than 1.2 mm, is sensitive to patient movements, and requires complex analysis [61].

The technique of spatial frequency imaging is an improvement of near-infrared spectroscopy technologies, which provides a detailed analysis of burn depth. It uses "spatial frequencies" representing different patterns of near-infrared light to illuminate tissue, allowing to determine specific depths of light penetration and thus to measure the absorption of light at particular wavelengths, such as oxyhemoglobin, deoxyhemoglobin, and water, at different depths, creating three-dimensional maps of perfusion and metabolic activity of the tissue. The method provides quantitative spatial maps of the optical properties of tissues and biochemical composition, particularly chromophores (total hemoglobin and oxygen saturation). The technique does not require physical contact with the skin and can measure large areas (from 1 sq. cm to over 100 sq. cm). It also allows for quantitative assessment of changes in light scattering caused by collagen denaturation. Animal studies have demonstrated that this method clearly differentiates between superficial and deep wounds, and preliminary results from human studies support the above findings [62].

The fiber-optic confocal imaging technique is used to assess the burn depth by detecting autofluorescence, which occurs due to collagen denaturation in tissues under exposure to laser illumination. For this, a laser with a wavelength of 488 nm is used to induce fluorescence, and detection occurs at a wavelength of more than 505 nm. The method measures the autofluorescent layer thickness

таболічної активності тканини. Метод забезпечує кількісні просторові карти оптичних властивостей тканин та біохімічного складу, зокрема, хромофорів (загальний гемоглобін і насичення киснем). Методика не вимагає фізичного контакту зі шкірою і може вимірювати великі площі (від 1 см² до понад 100 см²). Вона також дає змогу кількісно оцінювати зміни в розсіянні світла, спричинені денатурацією колагену. Дослідження на тваринах показали, що цей метод чітко розрізняє поверхневі та глибокі рани, і попередні результати досліджень на людях підтверджують ці висновки [62].

Методика оптоволоконної конфокальної візуалізації використовується для оцінки глибини опіку шляхом виявлення аутофлуоресценції, яка виникає через денатурацію колагену в тканинах, під впливом лазерного освітлення. Для цього застосовується лазер з довжиною хвилі 488 нм для збудження флуоресценції, а детекція відбувається при довжині хвилі понад 505 нм. Метод забезпечує вимірювання товщини аутофлуоресцентного шару, оцінюючи відстань між найбільш поверхневими і найглибшими виявленими флуоресцентними зображеннями в площині XY. Хоча метод дає змогу отримувати точні дані про товщину аутофлуоресцентного шару, він має певні обмеження, зокрема здатен забезпечувати тільки поодинокі точкові вимірювання [63].

Методика мультиспектрального зображення для діагностики глибини опіку використовує спектри абсорбції тканин для оцінки стану опіку. Вона здійснюється шляхом відбиття червоного, зеленого та ближньоінфрачервоного світла за допомогою оптичного зонда і електронного контрольного блоку. Дані отримують без фізичного контакту зі шкірою, і результати можна безпосередньо зчитувати з приладу та відображати у вигляді сітки для характеристик опіку. Однак метод чутливий

до відбиття світла від шкіри, що може впливати на точність результатів [56].

Виконавши аналіз, ми встановили, що більшість методик є дорогішими, потребують додаткової техніки чи є складними у використанні, а прості методи залишаються суб'єктивними та неточними. Заслуговує на увагу метод термометрії, як доступний, простий та недорогий, але його діагностична цінність потребує додаткових досліджень.

Висновок. У проаналізованих методиках визначення планіметричних характеристик рани та оцінки глибини опікової рани виявлено певні недоліки, серед яких – складність у використанні та висока вартість. Більшість із цих методик потребують значних витрат часу та ресурсів, що може обмежити їхнє практичне застосування у клінічних умовах.

Важливо наголосити на необхідності подальших досліджень та розробок у цьому напрямі для пошуку більш доступних, простих у застосуванні та економічних методів. Ідеальним рішенням було б впровадження нових технологій або вдосконалення існуючих методик, що уможливають одночасно точно оцінювати планіметричні характеристики рани та глибину опіку. Це може суттєво покращити діагностику та лікування пацієнтів з опіками, забезпечуючи більш точне діагностування та ефективніше лікування їхнього стану.

Подальші дослідження мають бути зосереджені на розробці і впровадженні методик, які не лише забезпечать високу якість вимірювань, але й будуть доступними для широкого застосування у клінічній практиці. Важливо також враховувати практичні аспекти, такі як простота в експлуатації та можливість інтеграції в існуючі протоколи лікування. Це забезпечить оптимальне поєднання точності, доступності та ефективності в наданні медичної допомоги пацієнтам з опіками.

Список літератури

1. Бойко ВВ, Кравцов ОВ, Лихман ВМ, Кравцова ОО. Місцеве лікування опікових ран із застосуванням пробіотиків. Харківська хірургічна школа. 2022;4-5(115-116):6-10. doi: 10.37699/2308-7005.4-5.2022.01.
2. Brekke RL, Almeland SK, Hufthammer KO, Hansson E. Agreement of clinical assessment of burn size and burn depth between referring hospitals and burn centres: A systematic review. Burns. 2023;49(3):493-515. doi: 10.1016/j.burns.2022.05.007.

by estimating the distance between the most superficial and the deepest detected fluorescent images in the XY plane. Although the method allows for accurate data on the thickness of the autofluorescent layer, it has certain limitations; in particular, it only provides single-point measurements [63].

The multispectral imaging technique for diagnosing burn depth uses tissue absorption spectra to assess the state of the burn. It is carried out by reflecting red, green, and near-infrared light using an optical probe and an electronic control unit. Data is obtained without physical contact with the skin, and results can be read directly from the device and displayed as a grid for burn characteristics. However, the method is sensitive to the reflection of light from the skin, which can affect the accuracy of the results [56].

After analysis, we found that most methods are either expensive, require additional equipment, or are difficult to use. On the other hand, simple methods remain subjective and imprecise. Thermometry is gaining attention as it is accessible, simple, and inexpensive. However, its diagnostic value requires further research.

Conclusions. The analyzed methods of determining planimetric characteristics of the

wound and assessing the wound burn depth reveal certain disadvantages, including difficulty in use and high cost. Most of these techniques require considerable time and resources, which may limit their practical application in clinical settings.

It is crucial to emphasize the necessity for further research and development in this area to discover more accessible, user-friendly, and cost-effective methods. The ideal solution would involve introducing new technologies or improving existing techniques, enabling simultaneous, accurate assessment of the wound's planimetric characteristics and the burn's depth. This can significantly improve the diagnosis and treatment of burn patients, providing more precise diagnosis and more effective treatment of their condition.

Further research should focus on the development and implementation of techniques that will not only ensure high-quality measurements but also be accessible for broad use in clinical settings. It is also important to consider practical aspects such as ease of operation and the possibility of integration into existing treatment protocols. This will provide an optimal combination of accuracy, accessibility, and efficiency in managing burn patients.

References

1. Bojko VV, Kravcov OV, Lyxman VM, Kravcova OO. Local treatment of burn wounds with the use of probiotics. *Kharkiv Surgical School*. 2022;4-5(115-116):6-10. doi: 10.37699/2308-7005.4-5.2022.01.
2. Brekke RL, Almeland SK, Hufthammer KO, Hansson E. Agreement of clinical assessment of burn size and burn depth between referring hospitals and burn centres: A systematic review. *Burns*. 2023;49(3):493-515. doi: 10.1016/j.burns.2022.05.007.
3. Jaspers MEH, van Haasterecht L, van Zuijlen PPM, Mokkink LB. A systematic review on the quality of measurement techniques for the assessment of burn wound depth or healing potential. *Burns*. 2019;45(2):261-281. doi: 10.1016/j.burns.2018.05.015.
4. Markiewicz-Gospodarek A, Koziol M, Tobiasz M, Baj J, Radzikowska-Büchner E, Przekora A. Burn Wound Healing: Clinical Complications, Medical Care, Treatment, and Dressing Types: The Current State of Knowledge for Clinical Practice. *Int J Environ Res Public Health*. 2022;19(3):1338. doi: 10.3390/ijerph19031338.
5. Tertyshnyj S, Xomenko I, Humenyuk K, Korol' S, Cema Ye, Dubenko D et al. Classifications of soft tissue defects and substantiation of the optimal volume and method of surgical reconstruction. *Ukrainian Scientific Medical Youth Journal*. 2021;1(121):112-113. doi: 10.32345/USMYJ.1.2021.112-123.
6. Li S, Renick P, Senkowsky J, Nair A, Tang L. Diagnostics for Wound Infections. *Adv Wound Care (New Rochelle)*. 2021;10(6):317-327. doi: 10.1089/wound.2019.1103.
7. Haalboom M. Chronic Wounds: Innovations in Diagnostics and Therapeutics. *Curr Med Chem*. 2018;25(41):5772-5781. doi: 10.2174/0929867324666170710120556.
8. Shah NR, Palackic A, Brondeel KC, Walters ET, Wolf SE. The Burn Wound. *Surg Clin North Am*. 2023;103(3):453-462. doi: 10.1016/j.suc.2023.01.007.

3. Jaspers MЕН, van Haasterecht L, van Zuijlen PPM, Mokkink LB. A systematic review on the quality of measurement techniques for the assessment of burn wound depth or healing potential. *Burns*. 2019;45(2):261-281. doi: 10.1016/j.burns.2018.05.015.
4. Markiewicz-Gospodarek A, Koziół M, Tobiasz M, Baj J, Radzikowska-Büchner E, Przekora A. Burn Wound Healing: Clinical Complications, Medical Care, Treatment, and Dressing Types: The Current State of Knowledge for Clinical Practice. *Int J Environ Res Public Health*. 2022;19(3):1338. doi: 10.3390/ijerph19031338.
5. Тертишний С, Хоменко І, Гуменюк К, Король С, Цема Є, Дубенко Д та ін. Метааналіз класифікацій дефектів м'яких тканин та обґрунтування оптимального об'єму та методу хірургічної реконструкції. *Ukrainian Scientific Medical Youth Journal*. 2021;1(121):112-113. doi: 10.32345/USMYJ.1.2021.112-123.
6. Li S, Renick P, Senkowsky J, Nair A, Tang L. Diagnostics for Wound Infections. *Adv Wound Care (New Rochelle)*. 2021;10(6):317-327. doi: 10.1089/wound.2019.1103.
7. Haalboom M. Chronic Wounds: Innovations in Diagnostics and Therapeutics. *Curr Med Chem*. 2018;25(41):5772-5781. doi: 10.2174/0929867324666170710120556.
8. Shah NR, Palackic A, Brondeel KC, Walters ET, Wolf SE. The Burn Wound. *Surg Clin North Am*. 2023;103(3):453-462. doi: 10.1016/j.suc.2023.01.007.
9. Liu YJ, Wu P, An G, Fang Q, Zheng J, Wang YB. [Research advances on the techniques for diagnosing burn wound depth]. *Zhonghua Shao Shang Yu Chuang Mian Xiu Fu Za Zhi*. 2022;38(5):481-485. doi: 10.3760/cma.j.cn501120-20210518-00195.
10. Promny D, Billner M, Reichert B. Objektive Tiefenbestimmung von Verbrennungen der Hand [Objective burn depth assessment of hand burns]. *Handchir Mikrochir Plast Chir*. 2019;51(5):362-366. doi: 10.1055/a-0991-7869.
11. Kundin JI. A new way to size up a wound. *Am J Nurs*. 1989;89(2):206-207.
12. Schubert V. Measuring the area of chronic ulcers for consistent documentation in clinical practice. *Wounds*. 1997;9:153-159.
13. Mayrovitz HN. Shape and area measurement considerations in the assessment of diabetic plantar ulcers. *Wounds*. 1997;9(1):21-28.
14. Rogers LC, Bevilacqua NJ, Armstrong DG, Andros G. Digital planimetry results in more accurate wound measurements: a comparison to standard ruler measurements. *J Diabetes Sci Technol*. 2010;4(4):799-802. doi: 10.1177/193229681000400405.
15. Shetty R, Sreekar H, Lamba S, Gupta AK. A novel and accurate technique of photographic wound measurement. *Indian J Plast Surg*. 2012;45(2):425-429. doi: 10.4103/0970-0358.101333.
16. Hejda B, Hejdova J. Metoda stanovení velikosti plochy popálené kůže [A method for estimating the size of the area of burnt skin]. *Rozhl Chir*. 1963;42:226-229.
17. Ichimaru J, Ito T, Shigeta T, assignee. Wound surface area measuring sheet. Patent № JP7163526. 1995 Jun 27.
18. Sessions RW, Rainer S, Carr RD, assignee Device and related method for determining the surface area of a wound. Patent № EP0730845. 1996 Sep 11.
19. Richard JL, Daures JP, Parer-Richard C et al. Of mice and Wounds: Reproducibility and accuracy of a novel planimetry program for measuring wound area. *Wounds*. 2000;12(6):1248-1254.
20. Біляєва ОО, Яцун ВВ, Біляєва ВВ, Невзгляд ВА, винахідники та патентовласники. Спосіб контролю ефективності лікування трофічних виразок. Патент України № 64171. 2004 Лют 16.
21. Taylor RJ. 'Mouseeyes': An aid to wound measurement using a computer. *J Wound Care*. 1997;6(3):123-126. doi: 10.12968/jowc.1997.6.3.123.
22. Raab S. Method and apparatus for wound management. Appl. No. 733700 Filed October 17, 1996 US5957837.
23. Thomas AC, Wysocki AB. The healing wound: a comparison of three clinically useful methods of measurement. *Decubitus*. 1990;3(1):18-25.
24. Sugama J, Matsui Y, Sanada H, Konya C, Okuwa M, Kitagawa A. A study of the efficiency and convenience of an advanced portable Wound Measurement System (VISITRAK™). *J Clin Nurs*. 2007;16(7):1265-1269. doi: 10.1111/j.1365-2702.2007.01790.x.
25. Cees L, Jody C, Deannine H, De Haan R. Pressure Ulcer surface area measurement using instant full-scale photography and transparency tracings. *Adv Skin Wound Care*. 2002;15(1):17-23. doi: 10.1097/00129334-200201000-00009.
26. Thawer HA, Houghton PE, Woodbury MG, Keast D, Campbell K. A comparison of computer-assisted and manual wound size measurement. *Ostomy Wound Manage*. 2002;48(10):46-53.
27. Гюльмамедов ФИ, Жадинский АН, Жадинский НВ и др. Разработка способов измерения площади раны, заживающей вторичным натяжением. Актуальні проблеми сучасної медицини: Вісник української медичної стоматологічної академії. 2008;8(1-2):216-218.

9. Liu YJ, Wu P, An G, Fang Q, Zheng J, Wang YB. [Research advances on the techniques for diagnosing burn wound depth]. *Zhonghua Shao Shang Yu Chuang Mian Xiu Fu Za Zhi*. 2022;38(5):481-485. doi: 10.3760/cma.j.cn501120-20210518-00195.
10. Promny D, Billner M, Reichert B. Objektive Tiefenbestimmung von Verbrennungen der Hand [Objective burn depth assessment of hand burns]. *Handchir Mikrochir Plast Chir*. 2019;51(5):362-366. doi: 10.1055/a-0991-7869.
11. Kunding JI. A new way to size up a wound. *Am J Nurs*. 1989;89(2):206-207.
12. Schubert V. Measuring the area of chronic ulcers for consistent documentation in clinical practice. *Wounds*. 1997;9:153-159.
13. Mayrovitz HN. Shape and area measurement considerations in the assessment of diabetic plantar ulcers. *Wounds*. 1997;9(1):21-28.
14. Rogers LC, Bevilacqua NJ, Armstrong DG, Andros G. Digital planimetry results in more accurate wound measurements: a comparison to standard ruler measurements. *J Diabetes Sci Technol*. 2010;4(4):799-802. doi: 10.1177/193229681000400405.
15. Shetty R, Sreekar H, Lamba S, Gupta AK. A novel and accurate technique of photographic wound measurement. *Indian J Plast Surg*. 2012;45(2):425-429. doi: 10.4103/0970-0358.101333.
16. Hejda B, Hejdova J. Metoda stanovení velikosti plochy popálené kůže [A method for estimating the size of the area of burnt skin]. *Rozhl Chir*. 1963;42:226-229.
17. Ichimaru J, Ito T, Shigeta T, assignee. Wound surface area measuring sheet. Patent № JP7163526. 1995 Jun 27.
18. Sessions RW, Rainer S, Carr RD, assignee Device and related method for determining the surface area of a wound. Patent № EP0730845. 1996 Sep 11.
19. Richard JL, Daures JP, Parer-Richard C et al. Of mice and Wounds: Reproducibility and accuracy of a novel planimetry program for measuring wound area. *Wounds*. 2000;12(6):1248-1254.
20. Bilyayeva OO, Yacun VV, Bilyayeva VV, Nevzhlyad VA, inventors and patent holders. A method of controlling the effectiveness of treatment of trophic ulcers. Patent of Ukraine # 64171. 2004 Feb. 16.
21. Taylor RJ. 'Mouseyes': An aid to wound measurement using a computer. *J Wound Care*. 1997;6(3):123-126. doi: 10.12968/jowc.1997.6.3.123.
22. Raab S. Method and apparatus for wound management. Appl. No. 733700 Filed October 17, 1996 US5957837.
23. Thomas AC, Wysocki AB. The healing wound: a comparison of three clinically useful methods of measurement. *Decubitus*. 1990;3(1):18-25.
24. Sugama J, Matsui Y, Sanada H, Konya C, Okuwa M, Kitagawa A. A study of the efficiency and convenience of an advanced portable Wound Measurement System (VISITRAK™). *J Clin Nurs*. 2007;16(7):1265-1269. doi: 10.1111/j.1365-2702.2007.01790.x.
25. Cees L, Jody C, Deannine H, De Haan R. Pressure Ulcer surface area measurement using instant full-scale photography and transparency tracings. *Adv Skin Wound Care*. 2002;15(1):17-23. doi: 10.1097/00129334-200201000-00009.
26. Thawer HA, Houghton PE, Woodbury MG, Keast D, Campbell K. A comparison of computer-assisted and manual wound size measurement. *Ostomy Wound Manage*. 2002;48(10):46-53.
27. Hyulmamedov FY, Zhadynskiy AN, Zhadynskiy NV et al. Development of methods for measuring the area of wound healing by secondary tension. *Aktual'ni problemy suchasnoyi medycyny: Visnyk ukraïns'koyi medychnoyi stomatolohichnoyi akademiyi*. 2008;8(1-2):216-218.
28. Foltynski P, Ladyzynski P. Digital Planimetry With a New Adaptive Calibration Procedure Results in Accurate and Precise Wound Area Measurement at Curved Surfaces. *J Diabetes Sci Technol*. 2022;16(1):128-136. doi: 10.1177/1932296820959346.
29. Foltynski P. Ways to increase precision and accuracy of wound area measurement using smart devices: Advanced app Planimator. *PLoS One*. 2018;13(3):e0192485. doi: 10.1371/journal.pone.0192485.
30. Lucas Y, Niri R, Treuillet S, Douzi H, Castaneda B. Wound Size Imaging: Ready for Smart Assessment and Monitoring. *Adv Wound Care (New Rochelle)*. 2021;10(11):641-661. doi: 10.1089/wound.2018.0937.
31. Ibbett DA, Dugdale RE, Hart GC, Vowden KR, Vowden P. Measuring leg ulcers using a laser displacement sensor. *Physiol Meas*. 1994;15(3):325-332. doi: 10.1088/0967-3334/15/3/011.
32. Plassmann P, Jones C, McCarthy M. Accuracy and precision of the hand-held MAVIS wound measurement device. *Int J Low Extrem Wounds*. 2007;6(3):176-190. doi: 10.1177/1534734607305923.
33. Wannous H, Lucas Y, Treuillet S, Albouy B. A complete 3d wound assessment tool for accurate tissue classification and measurement. In: 15th IEEE International Conference on Image Processing. San Diego, California, USA: IEEE; 2008.
34. Chong KK, Abdul-Rani AM, Fadzil MHA et al. Analytical studies on volume determination of leg ulcer using laser triangulation and structured light data acquisition techniques. 18th Iranian Conf. Biomed. Eng. Teheran, Iran: IEEE; 2011.

28. Foltynski P, Ladyzynski P. Digital Planimetry With a New Adaptive Calibration Procedure Results in Accurate and Precise Wound Area Measurement at Curved Surfaces. *J Diabetes Sci Technol.* 2022;16(1):128-136. doi: 10.1177/1932296820959346.
29. Foltynski P. Ways to increase precision and accuracy of wound area measurement using smart devices: Advanced app Planimator. *PLoS One.* 2018;13(3):e0192485. doi: 10.1371/journal.pone.0192485.
30. Lucas Y, Niri R, Treuillet S, Douzi H, Castaneda B. Wound Size Imaging: Ready for Smart Assessment and Monitoring. *Adv Wound Care (New Rochelle).* 2021;10(11):641-661. doi: 10.1089/wound.2018.0937.
31. Ibbett DA, Dugdale RE, Hart GC, Vowden KR, Vowden P. Measuring leg ulcers using a laser displacement sensor. *Physiol Meas.* 1994;15(3):325-332. doi: 10.1088/0967-3334/15/3/011.
32. Plassmann P, Jones C, McCarthy M. Accuracy and precision of the hand-held MAVIS wound measurement device. *Int J Low Extrem Wounds.* 2007;6(3):176-190. doi: 10.1177/1534734607305923.
33. Wannous H, Lucas Y, Treuillet S, Albouy B. A complete 3d wound assessment tool for accurate tissue classification and measurement. In: 15th IEEE International Conference on Image Processing. San Diego, California, USA: IEEE; 2008.
34. Chong KK, Abdul-Rani AM, Fadzil MHA et al. Analytical studies on volume determination of leg ulcer using laser triangulation and structured light data acquisition techniques. 18th Iranian Conf. Biomed. Eng. Teheran, Iran: IEEE; 2011.
35. Criscitelli T. The Future of Wound Care. *AORN J.* 2018;107(4):427-429. doi: 10.1002/aorn.12118.
36. Shaw J, Bell PM. Wound measurement in diabetic foot ulceration. In: *Global Perspective on Diabetic Foot Ulcerations.* InTech; 2011.
37. Smith RB, Rogers B, Tolstykh GP, Walsh NE, Davis MG, Bunegin L et al. Three-dimensional laser imaging system for measuring wound geometry. *Lasers Surg Med.* 1998;23(2):87-93. doi: 10.1002/(sici)1096-9101(1998)23:2<87::aid-lsm6>3.0.co;2-r.
38. Герич ІД. Об'ємна вальнерометрія як новий метод вивчення динаміки загоєння ран. В.: Матеріали 5-ї Респ. учбово-метод. та наук. конф. завідуючих кафедрами загальної хірургії медвузів України. Тернопіль; 1996, с. 66-67.
39. Герич ІД, Стояновський ІВ, Савчин ВС. Спосіб цифрової планіметричної вальнерометрії. *Хірургія Україна.* 2008;4(28):57-58.
40. Krouskop TA, Baker R, Wilson MS. A noncontact wound measurement system. *J Rehabil Res Dev.* 2002;39(3):337-346.
41. Malian A, Azizi A, Frank van den Heuvel A, Zolfaghari M. Development of a Robust Photogrammetric Metrology System for Monitoring the Healing of Bedsores. *The Photogrammetric Record.* 2005;111(20):241. doi: 10.1111/j.1477-9730.2005.00319.x.
42. Plassmann P, Jones TD. MAVIS: a non-invasive instrument to measure area and volume of wounds. *Med Engl Phys.* 1998;20(5):332-338. doi: 10.1016/s1350-4533(98)00034-4.
43. Atilies L, Mileski W, Purdue G, Hunt J, Baxter C. Laser Doppler flowmetry in burn wounds. *J Burn Care Rehabil.* 1995;16(4):388-393. doi: 10.1097/00004630-199507000-00003.
44. Li H, Bu Q, Shi X, Xu X, Li J. Non-invasive medical imaging technology for the diagnosis of burn depth. *Int Wound J.* 2024;21(1):e14681. doi: 10.1111/iwj.14681.
45. Wang R, Zhao J, Zhang Z, Cao C, Zhang Y, Mao Y. Diagnostic Accuracy of Laser Doppler Imaging for the Assessment of Burn Depth: A Meta-analysis and Systematic Review. *J Burn Care Res.* 2020;41(3):619-625. doi: 10.1093/jbcr/irz203.
46. Dang J, Lin M, Tan C, Pham CH, Huang S, Hulsebos IF et al. Use of Infrared Thermography for Assessment of Burn Depth and Healing Potential: A Systematic Review. *J Burn Care Res.* 2021;irab108. doi: 10.1093/jbcr/irab108.
47. Renkielska A, Kaczmarek M, Nowakowski A, Grudziński J, Czapiewski P, Krajewski A et al. Active dynamic infrared thermal imaging in burn depth evaluation. *J Burn Care Res.* 2014;35(5):e294-303. doi: 10.1097/BCR.0000000000000059.
48. Xue EY, Chandler LK, Viviano SL, Keith JD. Use of FLIR ONE Smartphone Thermography in Burn Wound Assessment. *Ann Plast Surg.* 2018;80(4 Suppl 4):S236-S238. doi: 10.1097/SAP.0000000000001363.
49. Ida T, Kawaguchi Y, Kawauchi S, Iwaya K, Tsuda H, Saitoh D et al. Real-time photoacoustic imaging system for burn diagnosis. *J Biomed Opt.* 2014;19(8):086013. doi: 10.1117/1.JBO.19.8.086013.
50. Ida T, Iwazaki H, Kawaguchi Y, Kawauchi S, Ohkura T, Iwaya K et al. Burn depth assessments by photoacoustic imaging and laser Doppler imaging. *Wound Repair Regen.* 2016;24(2):349-55. doi: 10.1111/wrr.12374.
51. McUmber H, Dabek RJ, Bojovic B, Driscoll DN. Burn Depth Analysis Using Indocyanine Green Fluorescence: A Review. *J Burn Care Res.* 2019;40(4):513-516. doi: 10.1093/jbcr/irz054.
52. Mihara K, Nomiyama T, Masuda K, Shindo H, Yasumi M, Sawada T et al. Dermoscopic insight into skin microcirculation--Burn depth assessment. *Burns.* 2015;41(8):1708-1716. doi: 10.1016/j.burns.2015.08.032.

35. Criscitelli T. The Future of Wound Care. *AORN J.* 2018;107(4):427-429. doi: 10.1002/aorn.12118.
36. Shaw J, Bell PM. Wound measurement in diabetic foot ulceration. In: *Global Perspective on Diabetic Foot Ulcerations.* InTech; 2011.
37. Smith RB, Rogers B, Tolstyykh GP, Walsh NE, Davis MG, Bunegin L et al. Three-dimensional laser imaging system for measuring wound geometry. *Lasers Surg Med.* 1998;23(2):87-93. doi: 10.1002/(sici)1096-9101(1998)23:2<87::aid-lsm6>3.0.co;2-r.
38. Herych ID. Volumetric vulnrometry as a new method of studying the dynamics of wound healing. V.: *Materialy 5-yi Resp. uchbovo-metod. ta nauk. konf. zaviduyuchykh kafedramy zahal'noyi xirurhiyi med-vuziv Ukrayiny.* Ternopil: 1996, c. 66-67.
39. Herych ID, Stoyanovs'kyj IV, Savchyn VS. The method of digital planimetric vulnrometry. *Xirurhiya Ukrayina.* 2008;4(28):57-58.
40. Krouskop TA, Baker R, Wilson MS. A non-contact wound measurement system. *J Rehabil Res Dev.* 2002;39(3):337-346.
41. Malian A, Azizi A, Frank van den Heuvel A, Zolfaghari M. Development of a Robust Photogrammetric Metrology System for Monitoring the Healing of Bedsores. *The Photogrammetric Record.* 2005;111(20):241. doi: 10.1111/j.1477-9730.2005.00319.x.
42. Plassmann P, Jones TD. MAVIS: a non-invasive instrument to measure area and volume of wounds. *Med Engl Phys.* 1998;20(5):332-338. doi: 10.1016/s1350-4533(98)00034-4.
43. Atilas L, Mileski W, Purdue G, Hunt J, Baxter C. Laser Doppler flowmetry in burn wounds. *J Burn Care Rehabil.* 1995;16(4):388-393. doi: 10.1097/00004630-199507000-00003.
44. Li H, Bu Q, Shi X, Xu X, Li J. Non-invasive medical imaging technology for the diagnosis of burn depth. *Int Wound J.* 2024;21(1):e14681. doi: 10.1111/iwj.14681.
45. Wang R, Zhao J, Zhang Z, Cao C, Zhang Y, Mao Y. Diagnostic Accuracy of Laser Doppler Imaging for the Assessment of Burn Depth: A Meta-analysis and Systematic Review. *J Burn Care Res.* 2020;41(3):619-625. doi: 10.1093/jbcr/irz203.
46. Dang J, Lin M, Tan C, Pham CH, Huang S, Hulsebos IF et al. Use of Infrared Thermography for Assessment of Burn Depth and Healing Potential: A Systematic Review. *J Burn Care Res.* 2021:irab108. doi: 10.1093/jbcr/irab108.
47. Renkielska A, Kaczmarek M, Nowakowski A, Grudziński J, Czapiewski P, Krajewski A et al. Active dynamic infrared thermal imaging in burn depth evaluation. *J Burn Care Res.* 2014;35(5):e294-303. doi: 10.1097/BCR.0000000000000059.
48. Xue EY, Chandler LK, Viviano SL, Keith JD. Use of FLIR ONE Smartphone Thermography in Burn Wound Assessment. *Ann Plast Surg.* 2018;80(4 Suppl 4):S236-S238. doi: 10.1097/SAP.0000000000001363.
49. Ida T, Kawaguchi Y, Kawauchi S, Iwaya K, Tsuda H, Saitoh D et al. Real-time photoacoustic imaging system for burn diagnosis. *J Biomed Opt.* 2014;19(8):086013. doi: 10.1117/1.JBO.19.8.086013.
50. Ida T, Iwazaki H, Kawaguchi Y, Kawauchi S, Ohkura T, Iwaya K et al. Burn depth assessments by photoacoustic imaging and laser Doppler imaging. *Wound Repair Regen.* 2016;24(2):349-55. doi: 10.1111/wrr.12374.
51. McUmbler H, Dabek RJ, Bojovic B, Driscoll DN. Burn Depth Analysis Using Indocyanine Green Fluorescence: A Review. *J Burn Care Res.* 2019;40(4):513-516. doi: 10.1093/jbcr/irz054.
52. Mihara K, Nomiyama T, Masuda K, Shindo H, Yasumi M, Sawada T et al. Dermoscopic insight into skin microcirculation--Burn depth assessment. *Burns.* 2015;41(8):1708-1716. doi: 10.1016/j.burns.2015.08.032.
53. McGill DJ, Sorensen K, MacKay IR, Taggart I, Watson SB. Assessment of burn depth: a prospective, blinded comparison of laser Doppler imaging and videomicroscopy. *Burns.* 2007;33(7):833-842. doi: 10.1016/j.burns.2006.10.404.
54. Seki T, Fujioka M, Fukushima H, Matsumori H, Maegawa N, Norimoto K et al. Regional tissue oxygen saturation measured by near-infrared spectroscopy to assess the depth of burn injuries. *Int J Burns Trauma.* 2014;4(1):40-44.
55. Mihara K, Shindo H, Mihara H, Ohtani M, Nagasaki K, Katoh N. Early depth assessment of local burns by videomicroscopy: a novel proposed classification. *Burns.* 2012;38(3):371-377. doi: 10.1016/j.burns.2011.08.020.
56. Yeong EK, Hsiao TC, Chiang HK, Lin CW. Prediction of burn healing time using artificial neural networks and reflectance spectrometer. *Burns.* 2005;31(4):415-420. doi: 10.1016/j.burns.2004.12.003.
57. Parvez MA, Yashiro K, Nagahama Y, Tsunoi Y, Saitoh D, Sato S et al. In vivo visualization of burn depth in skin tissue of rats using hemoglobin parameters estimated by diffuse reflectance spectral imaging. *J Biomed Opt.* 2024;29(2):026003. doi: 10.1117/1.JBO.29.2.026003.
58. Iraniha S, Cinat ME, VanderKam VM, Boyko A, Lee D, Jones J et al. Determination of burn depth with non-contact ultrasonography. *J Burn Care Rehabil.* 2000;21(4):333-338. doi: 10.1067/mbc.2000.106391.
59. Liu K, Chen Z, Zhou W, Xing D. Towards quantitative assessment of burn based on photoacoustic and optical coherence tomography. *J Biophotonics.* 2020;13(10):e202000126. doi: 10.1002/jbio.202000126.

53. McGill DJ, Sorensen K, MacKay IR, Taggart I, Watson SB. Assessment of burn depth: a prospective, blinded comparison of laser Doppler imaging and videomicroscopy. *Burns*. 2007;33(7):833-842. doi: 10.1016/j.burns.2006.10.404.
54. Seki T, Fujioka M, Fukushima H, Matsumori H, Maegawa N, Norimoto K et al. Regional tissue oxygen saturation measured by near-infrared spectroscopy to assess the depth of burn injuries. *Int J Burns Trauma*. 2014;4(1):40-44.
55. Mihara K, Shindo H, Mihara H, Ohtani M, Nagasaki K, Katoh N. Early depth assessment of local burns by videomicroscopy: a novel proposed classification. *Burns*. 2012;38(3):371-377. doi: 10.1016/j.burns.2011.08.020.
56. Yeong EK, Hsiao TC, Chiang HK, Lin CW. Prediction of burn healing time using artificial neural networks and reflectance spectrometer. *Burns*. 2005;31(4):415-420. doi: 10.1016/j.burns.2004.12.003.
57. Parvez MA, Yashiro K, Nagahama Y, Tsunoi Y, Saitoh D, Sato S et al. In vivo visualization of burn depth in skin tissue of rats using hemoglobin parameters estimated by diffuse reflectance spectral imaging. *J Biomed Opt*. 2024;29(2):026003. doi: 10.1117/1.JBO.29.2.026003.
58. Iraniha S, Cinat ME, VanderKam VM, Boyko A, Lee D, Jones J et al. Determination of burn depth with noncontact ultrasonography. *J Burn Care Rehabil*. 2000;21(4):333-338. doi: 10.1067/mbc.2000.106391.
59. Liu K, Chen Z, Zhou W, Xing D. Towards quantitative assessment of burn based on photoacoustic and optical coherence tomography. *J Biophotonics*. 2020;13(10):e202000126. doi: 10.1002/jbio.202000126.
60. Cannon TM, Uribe-Patarroyo N, Villiger M, Bouma BE. Measuring collagen injury depth for burn severity determination using polarization sensitive optical coherence tomography. *Sci Rep*. 2022;12(1):10479. doi: 10.1038/s41598-022-14326-3.
61. Ganapathy P, Tamminedi T, Qin Y, Nanney L, Cardwell N, Pollins A et al. Dual-imaging system for burn depth diagnosis. *Burns*. 2014;40(1):67-81. doi: 10.1016/j.burns.2013.05.004.
62. Kaiser M, Yafi A, Cinat M, Choi B, Durkin AJ. Noninvasive assessment of burn wound severity using optical technology: a review of current and future modalities. *Burns*. 2011;37(3):377-386. doi: 10.1016/j.burns.2010.11.012.
63. Vo LT, Anikijenko P, McLaren WJ, Delaney PM, Barkla DH, King RG. Autofluorescence of skin burns detected by fiber-optic confocal imaging: evidence that cool water treatment limits progressive thermal damage in anesthetized hairless mice. *J Trauma*. 2001;51(1):98-104. doi: 10.1097/00005373-200107000-00016.

60. Cannon TM, Uribe-Patarroyo N, Villiger M, Bouma BE. Measuring collagen injury depth for burn severity determination using polarization sensitive optical coherence tomography. *Sci Rep.* 2022;12(1):10479. doi: 10.1038/s41598-022-14326-3.
61. Ganapathy P, Tamminedi T, Qin Y, Nanney L, Cardwell N, Pollins A et al. Dual-imaging system for burn depth diagnosis. *Burns.* 2014;40(1):67-81. doi: 10.1016/j.burns.2013.05.004.
62. Kaiser M, Yafi A, Cinat M, Choi B, Durkin AJ. Non-invasive assessment of burn wound severity using optical technology: a review of current and future modalities. *Burns.* 2011;37(3):377-386. doi: 10.1016/j.burns.2010.11.012.
63. Vo LT, Anikijenko P, McLaren WJ, Delaney PM, Barkla DH, King RG. Autofluorescence of skin burns detected by fiber-optic confocal imaging: evidence that cool water treatment limits progressive thermal damage in anesthetized hairless mice. *J Trauma.* 2001;51(1):98-104. doi: 10.1097/00005373-200107000-00016.