

**ДІАГНОСТИКА ПОВЕРХНЕВИХ ПАТОЛОГІЙ ШКІРИ ЗА
ІНДИКАТРИСАМИ РОЗСІЯННЯ**

Спектроскопія і оптичні методи загалом відіграють провідну роль серед неінвазивних методів діагностики біотканин, які отримали особливий розвиток в останній час. Це зумовлено і відсутністю в деяких галузях людської діяльності об'єктивних інструментальних засобів, наприклад в судово-медичній експертизі, де до цього часу в більшості використовується метамірні методи визначення прижиттєвості, давності і оцінки важкості травм [1].

З метою вирішення вказаної проблеми та розв'язання задачі діагностики видів і важкості ушкоджень біотканини, а також визначення давності нанесення травми по спектрофотометричним і колориметричним показникам синців нами проводились цілий ряд експериментальних досліджень по визначенню оптико-фізичних характеристик біотканин [2]. Також проводилось моделювання трансформації світлового випромінювання в біотканині з метою отримання адекватної математичної моделі. При цьому допускалась багат шарова структура шкіри і використаний підхід інваріанта Стокса за умови неоднорідності оптичних шарів. Отримана модель враховує вплив оптичних і геометричних характеристик середовища [3]. Так, інтегральний коефіцієнт дифузного відбивання – основний інформаційний параметр при неінвазивних вимірюваннях за допомогою зондових систем визначається в розгорнутому вигляді:

$$\bar{R} = 32e^{-4m_\alpha l} \cdot (e^{-2m_\alpha l} - \bar{T}) + 32 \cdot \left[1 - 1024 \cdot (e^{-8m_\alpha l}) \cdot (\bar{T} - e^{-2m_\alpha l})^2 \right]^2 \cdot (e^{-6m_\alpha l}) \frac{(e^{-2m_\alpha l} - \bar{T})}{\left[1 - 1024 \cdot (e^{-10m_\alpha l}) \cdot (\bar{T} - e^{-2m_\alpha l})^2 \right]}$$

де \bar{T} – комплексний коефіцієнт пропускання біотканини; m_α – питомий показник поглинання середовища; l – глибина проникнення випромінювання.

Відомо, що при нормальному падінні відбивальні характеристики біотканини, як і довільної шорсткої поверхні, для якої не справджується закон Ламберта, є функцією від кута спостереження θ в площині падіння пучка. Отримана модель не враховує цього. Тому для оцінки можливої похибки нами проведено дослідження індикатрис відбивання (функція відбивання в залежності від кута вимірювання $I = f(\theta)$) нормальної і ушкодженої біотканин.

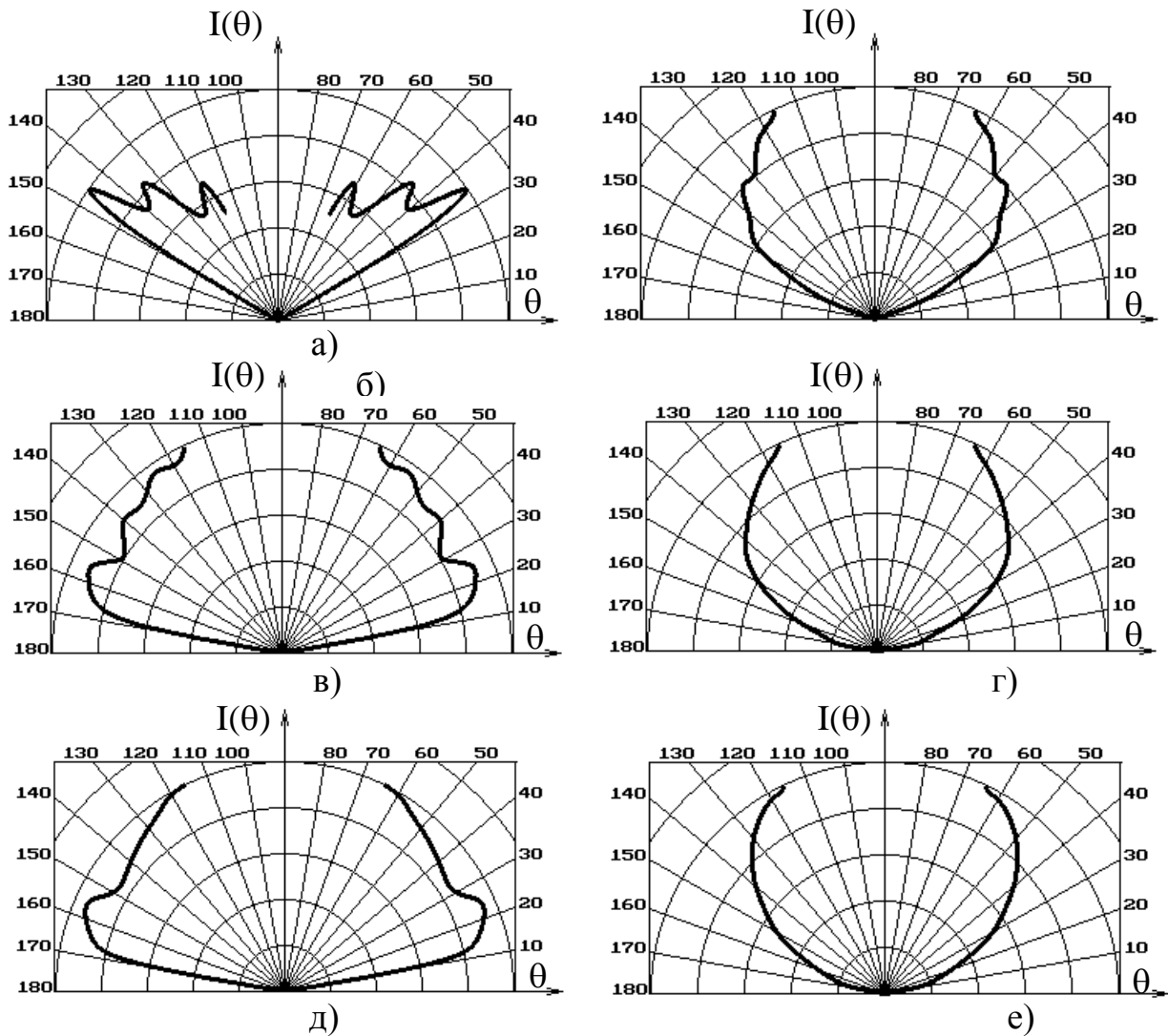


Рис. Індикатриси розсіяння відбитої компоненти випромінювання інтактної (а, в, д) та патологічної біотканин (б, г, е) для довжин хвиль: а, б – 400 нм; в, г – 570 нм; д, е – 630 нм.

Вимірювання індикатрис розсіяння відбитої компоненти випромінювання проводились за допомогою спеціалізованого багатофункціонального спектрофотометра на травмованих і неушкоджених зразках. Здорові ділянки тканин були того ж самого реципієнта. Це важливо для того, щоб уникнути суб'єктивних похибок антропогенного походження (стать, вік, індивідуальні особливості та інші).

Експеримент проводився на 15 довжинах хвиль видимого діапазону окремо для патологічних зразків (синців) і окремо для нормальної (здорової) біотканини. В результаті досліджень виявилось, що в діапазоні хвиль від 450 до 700 нм патологічна біотканина має майже Ламбертівську індикатрису розсіювання, що не можна стверджувати про нормальну біотканину, яка в діапазоні видимих довжин хвиль майже в усіх контрольних точках має свій характерну специфіку (див. рис.), зокрема, яскраво виражені відмінності між

цими індикатрисами. Неушкоджена ділянка має індикатрису із інтерференційними піками, які особливо велике значення мають в зоні кутів 10° - 35° та близьких до 90° у видимій ділянці спектра ($\lambda=400-490$ нм). Цього не спостерігається на індикатрисі травмованої біотканини. З нашої точки зору, оскільки зразок являє собою синець, в основі якого був крововилив, то тканина стає більш однорідна, внаслідок чого зникають інтерференційні ефекти і ступінь їх згладжуваності залежить від величини крововиливу в тканини, а, відповідно, і важкості травми. Інтерференційні піки свідчать про те, що прошарки біотканини набувають більшої однорідності в порівнянні з нормальною і це підтверджує наше припущення про багат шарові структури шкіри по оптичним властивостям. Піки по інтенсивності мають місце через співпадання кількості півхвиль відбитої компоненти випромінювання різними шарами і прошарками шкіри, їх сумування чи відбивання із зміною кута і як результат – зміну інтенсивності. Графіки, що представлені на рисунку, побудовані при допомозі спеціалізованої програми “Albedo”, що розроблена в оболонці Borland Paskal 7.0 з використанням методу апроксимації B-сплайнами. Форми індикатрис та значення інтенсивності відбитого випромінювання значно залежать від ступені важкості травми, часу з моменту нанесення, її прижиттєвості і локалізації на тілі. Тому лікар-діагност чи судово-медичний експерт знаючи час нанесення травми і визначивши її локалізацію, може об’єктивно визначити ступінь важкості травми по рівню згладжуваності інтерференційних ефектів індикатрис на ключових довжинах хвиль.

Також було виявлено, що із зменшенням довжини хвилі величина піків зростає, тобто інтерференційний ефект стає більш виражений. З вигляду індикатрис можна зробити висновки, що інтерференційні процеси патологічної біотканини згладжуються при середніх кутах референції і разом з відбивальними властивостями збільшуються при наближенні до нормалі. Це досить важливо знати при виборі кута падіння пучка випромінювання в процесі конструювання оптичних первинних перетворювачів для діагностики біотканин. У видимому діапазоні від 450 до 800 нм нормальна біотканина має відносно високий коефіцієнт дифузного відбивання в області малих кутів по відношенню до зразка, що майже не спостерігається для найбільш простих патологій – травмованих біотканин. Тому, на нашу думку, це можна використовувати для діагностики поверхневих патологій шкіри за їх індикатрисами розсіяння. Хоч в деяких випадках вказані ефекти можуть бути джерелом суттєвих похибок в задачах медичної діагностики, коли вона використовується в якості інтактною, тобто взірця та те, що інтенсивність відбитого випромінювання має залежність від альbedo (просторова індикатриса), тому надзвичайно важливо їх врахування.

Особливо цікавими є піки, що мають місце на індикатрисах ключових довжин хвиль (460 нм, 570 нм, 580 нм, 630 нм), на яких проявляється поглинання гемоглобіну та його дериватів: оксигемоглобіну, метгемоглобіну, деоксигемоглобіну, білірубину і т.д. Переходячи з одного виду в інший, похідні

гемоглобіну змінюють свої поглинальні властивості, що змінює інтенсивність відбитої компоненти і відповідно індикатриси.

З огляду на вищеприведене, інтегральний коефіцієнт дифузного відбивання для деполяризованого випромінювання запишеться у більш коректному вигляді так:

$$\bar{R}_\lambda = 32 \cdot Z^2 \cdot (Z - \bar{T}(j, \lambda, l)) + 32 \cdot \left[1 - 1024 \cdot Z^4 \cdot (\bar{T}(j, \lambda, l) - Z)^2 \right]^2 \cdot Z^3 \cdot \frac{(Z - \bar{T}(j, \lambda, l))}{\left[1 - 1024 \cdot Z^5 \cdot (\bar{T}(j, \lambda, l) - Z)^2 \right]},$$

де $Z = \exp(-2m_\alpha(\tau), l)$; $j = f(\theta, \varphi)$ – альбедо зразка [4]; λ – довжина хвилі скануючого випромінювання; τ – час, що пройшов з моменту крововиливу; φ – азимутальний кут. Така залежність, хоч і має ряд недоліків, дозволяє врахувати вплив довжини хвилі випромінювання, кут нахилу мікрочастинок поверхні біотканини, глибину проникнення фотона та інтегральні оптичні характеристики середовища і їх зміну з часом та цілком придатна для застосування при діагностиці біотканин з використанням виносних інтегрувальних зондів.

Отже, дослідження залежності оптичних характеристик від кута вимірювання біотканин є важливими на шляху вивчення їх природи та структури, що відіграє велику роль у вищезгаданих сферах науки і медицини. Це особливо актуально для вирішення тих прикладних задач, які ще не мають об'єктивних інструментальних засобів діагностики. Нами приведений лиш один із можливих способів використання індикатрис розсіяння – для діагностики важкості травм, хоч і можливі варіанти застосування індикатрис і для визначення інших патологій шкіри, наприклад, вид захворювань, ступінь опікових уражень тощо.

ЛІТЕРАТУРА

1. Солохин А.А. Состояние и перспективы научных исследований по вопросам механо- и морфогенеза поврежденной мягкой тканей и внутренних органов от воздействия твердых предметов // Судебно-медицинская экспертиза. – 1988. – №1. – С.40-43.

2. Петрук В.Г., Томчук М.А., Моканюк О.І. Аналіз спектрів дифузного відбивання відбивання інтактної і травмованої біотканин // Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах. – 1998. – № 2. – С. 149-152.

3. Петрук В.Г., Томчук М.А., Черноволик Г.О., Бозняк Ю.А. Розробка та аналіз математичної моделі трансформації випромінювання біотканиною // Вісник ВПІ. – 2000. – № 2. – С.18-22.

4. Шифрин К.С. Рассеяние света в мутной среде. - М.: Гостехиздат, 1957.