

АНАЛІЗ ОПТИЧНИХ МЕТОДІВ ДІАГНОСТУВАННЯ ПАТОЛОГІЧНИХ ЗМІН У МОЛОЧНИХ ЗАЛОЗАХ

Олійниченко Б.П.

НВП ТОВ «Медівін»
вул. Пирогова, 10, м. Вінниця, Україна,
e-mail: Oliynichenkobp@mail.ru

У роботі проведено огляд традиційних та новітніх неінвазивних та інвазивних оптичних методів діагностики патологічних змін у молочних залозах. Розглянуто перспективність методів лазерної поляриметрії у поєднанні з методами аналізу лазерних зображень плазми крові для диференціації патологічних змін у молочних залозах.

Ключові слова: молочна залоза, діагностика, оптичні методи, лазерна поляриметрія.

Вступ

За останні роки проблема ранньої діагностики раку молочної залози (МЗ) стимулювала розроблення нових та удосконалення існуючих діагностичних методів та засобів. За даними Інституту онкології АМН України [10], рак молочної залози (РМЗ) – головна причина смертності жінок в структурі онкологічної патології. Щорічно в світі реєструють більше півмільйона випадків РМЗ (в Україні – більше 14 тис.). Смертність від раку молочної залози на 100 тис. жінок у нас в 1,5-2 рази вище, ніж в розвинених країнах, і не має тенденції до зниження. При цьому зростання процента виживання має відбуватись, в основному, за рахунок покращення ранньої діагностики (10-20%), в той час як за рахунок удосконалення лікування цей показник можна поліпшити не більш ніж на 5%.

На даний час для діагностики об'ємних утворень, особливо малих розмірів, і їх нозологічної належності застосовуються такі методи медичної візуалізації, як рентгенівська мамографія, ультразвукова діагностика, термографія, рентгенівська комп'ютерна томографія, магніто-резонансна томографія [2, 8, 9, 10]. Багато виявлених утворень в МЗ з малими розмірами залишаються нелікованими через відсутність достовірного діагнозу, тому що результати діагностики відомими способами і приладами, особливо при мінімальному прояві порушень формоутворювальних процесів, спотворюються похибками із-за значної кількості форм злоякісних утворень, запальних процесів в тканинах і т. п.

Одними із найбільш перспективних на сьогодні є оптичні методи діагностики РМЗ за допомогою освітлювальної техніки. Оптичні методи виникли як альтернатива рентгенівській томографії і з самого початку розвивалась як неінвазивний метод діагностики патологічного стану біотканин, зокрема, для діагностики пухлин МЗ [16]. В порівнянні з рентгенівським оптичний метод має перспективи стати чутливим діагностичним і скринінговим методом діагностики захворювань МЗ без негативного впливу іонізуючої радіації, оскільки в ньому застосовується практично безпечно для людини малопотужне (порядку десятків мВт) інфрачервоне та видиме випромінювання [2], здатне здійснювати зондування оптично товстої (8-10 см) тканини в так званому терапевтичному вікні прозорості.

Перспектива використання оптичного випромінювання для діагностики внутрішніх органів завжди приваблювала дослідників. Основна причина цього – нешкідливість оптичного випромінювання і відносна дешевизна джерел і приймачів оптичного діапазону, особливо в порівнянні з рентгенівськими або магніто-резонансними системами.

Відомі методи та засоби оптичної спектроскопії [7, 12], оптичної дифузійної томографії [2], оптичної когерентної томографії [11], поляризаційно-чутливої томографії [1] і т. д. Зростаюча кількість нових діагностичних методів та систем з клінічної точки зору потребує виділення переваг та недоліків кожного з них для визначення конкретних меж застосування.

Метою цієї роботи є аналіз оптичних методів та оптико-електронних засобів для діагностики патології молочної залози.

Методи і засоби оптичної томографії для дослідження молочної залози

В системах оптичної томографії первинною вимірювальною величиною є інтенсивність світла, яке пройшло через об'єкт. Роль фізичних параметрів, просторовий розподіл яких визначається («відновлюється»), зараз відіграють коефіцієнт поглинання (що дає інформацію про хімічний склад тканин) та коефіцієнт розсіювання (який визначається особливостями клітинного складу) МЗ. В перспективі, можливо, до двох названих характеристик можна буде додати й третю – показник заломлення середовища. Останній в м'яких тканинах змінюється незначно, що з одного боку, дозволяє вважати його постійним для спрощення задачі, як це роблять зараз, проте можливий й інший підхід, з урахуванням просторової неоднорідності показника заломлення, що ще більше підвищить інформативність оптичної томографії [2].

Отже, послаблення інтенсивності світла, яке пройшло через об'єкт, відбувається внаслідок розсіювання та поглинання і сильно залежить не лише від наявності поглинаючих компонентів, але й від форми і внутрішньої будови вимірювального об'єкта. Тому методи, засновані лише на вимірюванні оптичної щільності, погано підходять для ранньої діагностики, оскільки погіршують контраст отриманого зображення.

Основними поглинальними компонентами в біотканинах МЗ є кров (гемоглобін і оксигемоглобін), ліпіди (жирова тканина) і вода. В терапевтичному вікні прозорості (довжина хвилі випромінювання 600...1100 нм) існують спектральні ділянки, на яких поглинання одним із компонентів є домінуючим. У зв'язку з цим, використовуючи вимірювання на декількох довжинах хвиль, переходять від розподілу інтенсивностей до розподілу концентрації окремих компонентів, базуючись на модельних уявленнях про розповсюдження світла у сильно розсіювальних середовищах, якими є біотканина, зокрема МЗ.

Таким чином, оптична томографія МЗ у принципі дозволяє отримати суттєво більше інформації, яка має важливе діагностичне значення, тобто підвищує інформативність дослідження. Проте наукова складність поставленої проблеми полягає в тому, що оптична томографія не є «продовженням» томографії рентгенівської, а крім того, досліджуваний об'єкт - молочна залоза – має специфіку, яка полягає в тому, що промені ближнього інфрачервоного

діапазону проходять через тканини МЗ майже без поглинання, за виключенням локального поглинання в ущільненнях, утворених доброякісними або злоякісними пухлинами.

Розповсюдження лазерного випромінювання в МЗ суттєво відрізняється від розповсюдження рентгенівських променів. Якщо в останньому випадку спостерігається тільки поглинання випромінювання (точніше, розсіювання є настільки незначним, що ним нехтують), то при проходженні оптичного випромінювання через МЗ розсіювання починає відігравати основну роль. Ввійшовши в біологічне середовище типу МЗ, лазерний промінь «розмивається», траєкторії фотонів стають криволінійними. Це не дозволяє використовувати математичний апарат рентгенівської томографії, яка базується на представленні про прямолінійне розповсюдження випромінювання в середовищі.

Розрізняють дифузійну оптичну томографію і оптичну когерентну томографію.

Дифузійна оптична томографія (ДОТ) є неруйнівним методом візуалізації внутрішньої структури ряду біотканин (архітектоніки), яка надає можливість дослідження активності метаболічних процесів у тканині. В патенті [17] Джейсон Генг (Z. Jason Geng) описав систему ДОТ та метод її використання.

При дослідженнях новоутворень МЗ зазначеним методом здійснюють зондування випромінюванням ближнього інфрачервоного діапазону (довжина хвилі 700-900 нм) біотканини на значних глибинах проникнення (до 8-10 см) [4]. При цьому виконують позиційно-залежні вимірювання параметрів лазерного випромінювання, що дозволяє діагностувати патології МЗ. У порівнянні з магніто-резонансною томографією системи на основі ДОТ мають значно меншу вартість. Технології ДОТ дозволяють досліджувати просторові розподіли функціональних параметрів тканин (насичення тканин киснем, концентрацію оксигемоглобіна та дезоксигемоглобіна, вміст води та жиру), візуалізація яких на декількох інформативних довжинах хвиль світла підвищує достовірність діагностування патології МЗ. Отже, ДОТ є одним із перспективних скринінгових методів сучасної мамографії.

Значні зусилля були направлені на розвиток підходу, який дозволяє аналізувати часовий відгук тканин, що розсіюють оптичне випромінювання, та методів, які використовують зондування біотканини із розділенням у часі (так званих time-domain методів) [2, 11].

Інший напрямок розвитку ДОТ заснований на більш чутливому та завадостійкому частотному

(frequency-domain) методі [11], який базується на реєстрації динамічного відгуку інтенсивності розсіяного світла при модуляції інтенсивності випромінювання в широкому діапазоні частот (0,1-10 ГГц). Метод дозволяє вимірювати глибину модуляції інтенсивності розсіяного світла і відповідний зсув його фази відносно фази модуляції падаючого світла.

Частотний метод є простішим і надійнішим, ніж часовий, з точки зору інтерпретації даних і завадостійкості, оскільки він використовує амплітудну модуляцію при низьких пікових потужностях і повільному нарощуванні інтенсивності, а значить більш вузькі смуги приймача, ніж часовий метод. Характерним є також більш високе співвідношення сигнал-шум. Медичне обладнання на основі частотного методу є більш економічним і компактним. Проте, основним недоліком частотного методу є необхідність забезпечення одночасного передавання і прийому високочастотних сигналів, і тому він вимагає спеціальних заходів для запобігання небажаних взаємних впливів між сигналами, які передаються та приймаються [15].

Описано цілий ряд вимірювальних систем, оснований на частотному методі, які демонструють досягнення у напрямку діагностики *in vivo* в доповненні до клінічних досліджень [15].

В роботі [4] чисельно досліджена ефективність нової реалізації методів середньостатистичних траєкторій фотонів - наближеного метода ДОТ, - для випадку реконструкції поглинальних макронеоднорідностей, моделюючих пухлину, на фоні випадково-неоднорідного розсіювального середовища, яким є здорова біотканина МЗ, яка містить жирову і паренхіматозну компоненти.

Оптична когерентна томографія (ОКТ) є перспективним напрямком морфологічного дослідження і візуалізації структури відносно тонких (до 1 мм) шарів біотканин на основі когерентних і поляризаційних методів. ОКТ – це нова медично-діагностична технологія візуалізації, яка може формувати зображення поперечного перерізу, тобто томографічного зображення біологічних тканин, з мікронною роздільною здатністю.

Технологія ОКТ може бути використана при дослідженні біопатів, видалених зразків ділянок біологічних тканин при встановленні остаточного діагнозу та при дослідженні біологічних рідин для уточнення чи встановлення попереднього діагнозу.

Відомі сотні робіт, присвячених питанням застосування ОКТ для морфологічного аналізу та візуалізації структури біологічних тканин, серед

яких необхідно відзначити такі, що мають принципове значення. Це роботи групи Віденського університету (Австрія), групи Массачусетського технологічного інституту (США), а також групи Інституту прикладної фізики РАН (Росія, Нижній Новгород), які наведені в статті [2].

Досягнення та успіхи у використанні ОКТ для морфологічного аналізу біотканин стимулювали подальший розвиток методу; в результаті були розроблені модифікації ОКТ з додатковими функціональними можливостями: багатохвильова або спектрально-чутлива ОКТ, доплерівська ОКТ, спекл-ОКТ [3].

Разом з тим ОКТ не дозволяє оцінювати структуру біологічних шарів у вигляді класичних медико-фізичних зображень. Системи ОКТ до цього часу залишаються технологічно екзотичними, коштовними, та не вийшли за межі лабораторних застосувань.

Лазерна поляриметрія у дослідженнях онкологічних змін

Широке застосування лазерів у медичних технологіях лягло в основу формування нового діагностичного напрямку - лазерної поляриметрії оптико-анізотропної складової біологічних тканин [13, 14].

Інформаційно новим є поляризаційний підхід, заснований на використанні низки нових параметрів, які характеризують структуру біологічних рідин та тканин – координатними розподілами «азимута» та «еліптичності» поляризації перетвореного поля [3, 13, 14].

З математичної точки зору поляризаційні властивості світла у певній точці простору повністю описуються матрицею когерентності. Було узагальнено модельні уявлення про структуру та побудову біологічної тканини, обґрунтований принцип ієрархічної (у геометричному сенсі самоподібної) фібрилярної (тропоколаген, мікрофібрила, субфібрила, фібрила, фасція і т.д.) побудови типової сполучної тканини – сухожилля. Встановлено, що структурні фібрилярні складові дискретні за своєю будовою та характеризуються масштабною повторюваністю. Оптичні прояви такої структури позаклітинної матриці біологічних тканин різних типів відповідають мережі оптично-одноосних двоприменезаломлюючих кристалів [3, 13]. На основі таких уявлень до описання морфологічної структури біотканини запропонована модель двокомпонентної аморфно-кристалічної позаклітинної матриці. Аморфна компонента біологічної тканини поляризаційно ізотропна або оптично неактивна. Полікрис-

лічна мережа біотканини утворена різноорієнтованими двоприменезаломлюючими протеїновими фібрилами [12].

Поляризаційні властивості кожної локальної фібрили моделюються оптично одноосним кристалом, напрямком оптичної осі якого визначається напрямком укладання в площині біотканини, а показник двоприменезаломлення визначається її речовиною. Для оптично тонких шарів (за умови одноразового розсіяння) було знайдено взаємозв'язки між величинами азимутів, еліптичностей поляризації світлових коливань лазерного об'єктного поля та напрямком укладання фібрил та їх анізотропією або двоприменезаломленням [3, 13, 14]. Такий результат дозволив вдосконалити метод поляризаційної візуалізації полікристалічної структури біологічних тканин різного морфологічного типу і запровадити статистичний аналіз координатних розподілів поляризаційних параметрів (азимутів і еліптичності) полів розсіяного лазерного випромінювання.

Подальшим розвитком функціональних можливостей методів лазерної поляриметрії стали нові методики двовимірної орієнтаційної і фазової візуалізації напрямків оптичних осей та фазових зсувів сукупності біологічних кристалів полікристалічних мереж різних типів тканин людини [3, 11, 12, 13, 14].

Підтверджено ефективність вектор-параметричного підходу (на прикладі сполучної тканини) до аналізу поляризаційних зображень біотканин у виявленні патологічних змін останніх.

Всі методи аналізу 2D координатних розподілів зображень біологічних тканин можна звести до статистичних, які дають узагальнену інформацію про оптико-геометричну будову архітектоніки біотканин та відповідні їй зміни.

Статистичний аналіз координатних розподілів поляризаційних мап лазерних зображень, як правило, полягає у визначенні гістограм і розрахунку сукупності їх статистичних моментів першого - четвертого порядків [3, 13, 14].

Одним з найвідоміших і ефективних підходів в аналізі (оцінюванні) топологічної будови двовимірних координатних розподілів є автокореляційне порівняння величин розподілу досліджуваних двовимірних розподілів в різних його координатних точках. Продемонстрована ефективність поляризаційно відфільтрованих автокореляційних функцій у діагностиці патологічних змін морфологічної структури основних типів біологічних тканин.

Можливості дослідження на основі автокореляційної функції при аналізі координатних розподілів лазерних зображень біологічних тканин

були розширені шляхом введення показника відносної величини півширини автокореляційної залежності та глибини модуляції квазігармонічної компоненти. Виявлено, що інформаційний аналіз на основі цих параметрів є ефективним у диференціації епітеліальної та сполучної тканини, проте діагностика фізіологічного стану можлива тільки для сполучної тканини. Це зумовлено тим, що інтервали зміни вказаних параметрів практично співпадають. Статистичні та кореляційні підходи в аналізі координатних розподілів були розширені та доповнені методами фрактального аналізу [3, 13, 14], який показав, що координатні розподіли параметрів Стокса зображення впорядкованої за напрямками оптичних осей полікристалічної сітки позаклітинної матриці гістологічних зрізів епітеліальної тканини фрактальні – апроксимуючі криві (визначені методом найменших квадратів) логарифмічних залежностей спектрів потужності таких розподілів мають стабільний нахил у межах всього діапазону зміни геометричних розмірів протеїнових фібрил.

Для іншої структури, розупорядкованої за напрямками оптичних осей полікристалічної мережі сполучної тканини, розподіли значень параметрів вектора Стокса трансформуються у мультифрактальні, - відповідні логарифмічні залежності спектрів потужності характеризуються декількома кутами нахилу.

Шляхом використання комплексного статистичного (статистичні моменти 1-го – 4-го порядків), кореляційного (автокореляційні функції), фрактального (Log – log залежності спектрів потужності) підходів до аналізу координатних розподілів параметрів вектора Стокса поляризаційно-неоднорідних лазерних зображень доведена ефективність стокс-поляриметричної диференціації змін розподілів напрямків оптичних осей та показників двоприменезаломлення багатошарових сіток фібрилярних кристалів тканин органів людини.

В результаті встановлено, що основними об'єктивними поляризаційними ознаками виникнення онкологічних змін полікристалічної оптико-анізотропної позаклітинної матриці тканин органів людини є значні відмінності (до 6 разів) між значеннями 3-го та 4-го статистичних моментів, які характеризують координатні розподіли параметрів вектора Стокса поляризаційних зображень гістологічних зрізів здорових та онкологічно змінених тканин.

Окрім цього виявлено, що випадковий координатний розподіл параметрів вектора Стокса зображень гістологічних зрізів патологічно зміне-

них зразків тканини простати - відсутність стабільних нахилів апроксимуючих кривих Log-log залежностей спектрів потужності розподілів 3-го і 4-го параметрів. На цій основі вперше продемонстрована можливість використання методу стокс-поляриметрії для діагностики онкологічного стану оптично товстої тканини на прикладі простати людини.

Встановлено, що зміна розподілу напрямів оптичних осей протеїнових фібрил двоприменезаломлюючої матриці тканин міометрія та ендометрія жіночої репродуктивної сфери, пов'язаних із доброякісними змінами морфологічної будови, найбільш виразно пов'язані зі змінами (від 2,3 до 9,5 разів) статистичного моменту третього порядку, що характеризує розподіл кількості характеристичних значень параметрів вектора Стокса.

Зміни оптичної анізотропії, що супроводжують злякисні онкологічні процеси у двоприменезаломлюючій матриці міометрію та ендометрію жіночої репродуктивної сфери, найбільш виразно проявляються у зміні (у межах одного порядку величини) статистичного моменту 4-го порядку, що характеризує розподіл кількості характеристичних значень параметрів вектора Стокса; формуванням на фоні монотонного падіння координатних залежностей автокореляційних функцій та відсутності стабільного кута нахилу апроксимуючої до логарифмічних залежностей спектру потужності координатних розподілів вибірок характеристичних значень стокс-поляриметричних параметрів. У результаті вперше диференційовані різні стани «норма – передрак – рак» тканини стінки матки.

Визначено, що головними ознаками патологічних змін багатошарових біологічних тканин органів людини, пов'язаних зі зміною показника двоприменезаломлення фібрил позаклітинної матриці, є зростання на один порядок ексцесу розподілів кількості характеристичних значень параметрів вектора Стокса поляризаційно неоднорідних полів; відсутність осциляцій автокореляційних функцій таких розподілів і трансформація розподілів кількості характеристичних значень параметрів вектора Стокса поляризаційно неоднорідного поля лазерного випромінювання у випадкові. У результаті вперше реалізована стокс-поляриметрична диференціація здорової, запаленої і онкологічно зміненої тканини шийки матки.

Слід зазначити, що існує широко розповсюджена група оптико-анізотропних біологічних об'єктів, для яких методи лазерної поляриметричної діагностики недостатньо ефективні. До таких об'єктів відносяться оптично-тонкі (коєфі-

цієнт ослаблення $\tau \leq 0,1$) шари різноманітних біологічних рідин (жовч, сеча, ліквар, синовіальна рідина, плазма крові та ін.). Для всіх таких шарів притаманна значно менша оптична анізотропія речовини біохімічних складових у порівнянні із двоприменезаломлюючими структурами біотканин. Внаслідок цього, такі об'єкти слабо модулюють поляризацію лазерного випромінювання.

З іншого боку, біологічні рідини значно більш доступніші для безпосереднього лабораторного аналізу у порівнянні із травматичними методами біопсії біологічних тканин.

Виходячи з цього, актуальним постає завдання пошуку нових, додаткових параметрів для лазерної діагностики оптико-анізотропної структури біологічних рідин.

На основі вище зазначених підходів запропоновано методики діагностування онкологічних змін у МЗ шляхом дослідження плазми крові людини. Зокрема, у роботі [5] в якості інформативних параметрів розглядалися координатні розподіли величин азимутів та еліптичностей поляризації світлових коливань лазерного зображення плазми крові, а у роботі [6] розраховувалися координатні розподіли фазових зсувів між ортогональними складовими амплітуди лазерного зображення плазми крові. У межах статистичного, кореляційного та фрактального підходів до аналізу координатних розподілів азимутів, еліптичностей поляризації та фазових зсувів лазерних зображень зразків плазми крові експериментально виявлено діапазони зміни значень статистичних моментів, кореляційної площі, кореляційного моменту, дисперсії розподілів логарифмічних залежностей спектрів потужності розподілів зазначених випадкових величин при різних патологічних процесах у МЗ (мастопатія і рак) та у контрольній групі (здорові пацієнти). Виявлено діагностичну чутливість до диференціації груп хворих різних типів асиметрії та ексцесу, кореляційної площі й кореляційного моменту та фрактальної розмірності координатних розподілів значень зсувів фаз, азимутів і еліптичностей у відповідних зразках плазми крові.

Висновки

Серед новітніх перспективних оптичних методів дослідження молочної залози провідне місце посідають неінвазивні методи та системи дифузійної та оптичної когерентної томографії. На сьогоднішній день їх впровадження обмежується дослідними роботами, що пов'язано з високою вартістю обладнання та обмеженими функціональними можливостями по глибині зондування тканин молочної залози.

зи (оптична когерентна томографія - застосування для дослідження поверхневих шарів чи біопатів). Актуальною є розробка нових оптичних методів та засобів діагностики, які поєднують у собі переваги вище зазначених методів з новими функціональними можливостями та пошуком нових інформативних параметрів. Одним із шляхів вирішення цих завдань є застосування методів лазерної поляриметрії для формування розширеної інформаційної бази експериментальних вимірювань із запровадженням їх комплексної об'єктивної оцінки на основі новітніх методів аналізу зображень.

Оскільки біологічні рідини значно доступніші для безпосереднього лабораторного аналізу у порів-

нянні із травматичними методами біопсії біотканин, то актуальність розвитку методів лазерної поляриметрії для опосередкованої діагностики патологічних змін у молочній залозі не викликає сумніву.

Враховуючи високу діагностичну чутливість методів лазерної поляриметрії плазми крові, доповненої статистичним, кореляційним та фрактальним аналізом координатних розподілів азимутів, еліптичностей поляризації та фазових зсувів лазерних зображень, для опосередкованої діагностики патологічних змін у молочній залозі, планується проведення дослідження на більших групах пацієнтів із подальшим визначенням меж до застосування у клінічній практиці.

Література

- Бізер Л.І. Дослідження кореляційної структури координатних розподілів інтенсивностей лазерних зображень зразків крові у хворих на рак молочної залози при неoad'ювантній хіміотерапії / Л.І.Бізер, Р.В.Сенютювич, О.Г.Ушенко, В.П.Унгурия // Буковинський медичний вісник.- 2010.- Т.14, №1.- С.162-167.
- Заболотна Н.І. Оптичні томографи: проблеми та перспективи застосування в мамології / Н.І.Заболотна, Б.П.Олійниченко // Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології.- 2009.- №2.- С.156-166.
3. Зимняков Д.А. Оптическая томография тканей / Д.А.Зимняков, В.В.Тучин // Квантовая электроника.- 2002.- Т.32, №10.- С.849-856.
4. Коновалов А.Б. Алгебраическая реконструкция и постобработка в одношаговой диффузионной оптической томографии / А.Б.Коновалов, В.В.Власов, Д.В.Могиленских и др. // Квантовая электроника.- 2008.- Т.38, №6.- С.588-596.
5. Мінцер О.П. Аналіз розподілів азимутів та еліптичностей поляризації лазерних зображень плазми крові для діагностики патологічних змін молочних залоз / О.П.Мінцер, С.В.Павлов, Н.І.Заболотна, Б.П.Олійниченко // Фотобіологія та фотомедицина.- 2011.- Т.7, №1.- С.118-123.
6. Мінцер О.П. Дослідження фазової структури полікристалічних мереж альбумінів і глобулінів лазерних зображень плазми крові у діагностиці патологічних змін молочної залози / О.П.Мінцер, Б.П.Олійниченко // Матеріали XXXVI Міжнародної науково-практичної конференції «Применение лазеров в медицине и биологии», Судак, 5-8 октября 2011 г.- Харьков, 2011.- С.167.
7. Петрук В.Г. Спектрофотометрія світлорозсіювальних середовищ (теорія і практика оптичного вимірювального контролю).- Вінниця: Універсум-Вінниця, 2000.- 207 с.
8. Променева діагностика: Т.1 / Упоряд. Г.Ю.Коваль, Т.П.Сиваченко, М.М.Загородська та ін.; ред. Г.Ю.Коваль. - Київ: Телеоптик, 2003.- 527 с.
9. Променева діагностика: Т.2 / Упоряд. Г.Ю.Коваль, Т.П.Сиваченко, Д.С.Мечів та ін.; ред. Г.Ю.Коваль.- Київ: Орбис, 2002.- 640 с.
10. Терновой С.К. Лучевая маммография / С.К.Терновой, А.Б.Абдураимов.- М.: ГЭОТАР-Медиа, 2007.- 128 с.
11. Тучин В.В. Исследование биотканей методами светорассеяния // Успехи физических наук.- 1997.- Т.167, №5.- С.517-539.
12. Ушенко О.Г. Лазерна поляриметрія світлорозсіюючих об'єктів і середовищ.- Дис. ... докт. фіз.-мат. наук.- Чернівці, 2001.- 334 с.
13. Ушенко О.Г. Основи лазерної поляриметрії. Част.1: Біологічні тканини людини / О.Г.Ушенко, Ю.О.Ушенко, Ю.Я.Томка та ін.; під ред. О.Г.Ушенка.- Чернівці: Чернівецький національний університет, 2010.- 588 с.
14. Ушенко О.Г. Основи лазерної поляриметрії. Вектор-параметрична діагностика патофізіологічного стану біологічних тканин людини / О.Г.Ушенко, Т.М.Бойчук, О.П.Пересунько та ін.- Чернівці: Чернівецький національний університет, 2010.- 576 с.
15. Чурсин Д.А. Оптический томограф с счетом фотонов и проекционное восстановление параметров поглощающих фантомов в протяженных рассеивающих средах / Д.А.Чурсин, В.В.Шувалов, И.В.Шутов // Квантовая электроника.-1999.- Т.29, №1.- С.83-88.
16. Rodriguez J. Time-resolved imaging in diffusi- vemedica / J.Rodriguez, A.N.Yaroslavsky, H.Battarbee, Tuchin V.V. // Handbook on Optical Biomedical Diagnostics. Ed.by Tuchin V.V.- Bellingham, Washington, USA: SPIE Press.- 2002. - P.357-404.
17. US Patent 7107116 B2. Diffuse optical tomography system and method of use / Z. Jason Geng.- №10/654225; filing date 02.09.03; publication date 12.09.06.

**АНАЛИЗ ОПТИЧЕСКИХ МЕТОДОВ ДИАГНОСТИРОВАНИЯ
ПАТОЛОГИЧЕСКИХ ИЗМЕНЕНИЙ В МОЛОЧНЫХ ЖЕЛЕЗАХ**

*Олійниченко Б.П.
НВП ООО «Медивин»,
ул. Пирогова, 10, г. Винница, Украина, e-mail: Oliynichenkobp@mail.ru*

В работе проведен обзор традиционных и новейших неинвазивных и инвазивных оптических методов диагностики патологических изменений в молочных железах. Рассмотрена перспективность методов лазерной поляриметрии в сочетании с методами анализа лазерных изображений плазмы для дифференциации патологических изменений в молочных железах.

Ключевые слова: *молочная железа, диагностика, оптические методы, лазерная поляриметрия.*

**ANALYSIS OF OPTICAL METHODS FOR DIAGNOSING PATHOLOGICAL CHANGES
IN MAMMARY GLANDS**

*Oliynychenko B.P.
NVP LLC "Medivin"
Pirogov Str., 10, Vinnitsa, Ukraine., e-mail: Oliynichenkobp@mail.ru*

Review of traditional and modern noninvasive and invasive optical diagnostic methods of pathological changes in mammary glands are performed in this work. Promising methods of laser polarimetry in combination with image analysis methods of laser plasma for the differentiation of pathological changes in mammary glands are considered.

Keywords: *mammary gland, optical method, laser polarimetry.*