

Фізико-технологічні та біологічні основи методу лазерно-індукованої коагуляції

І.М. Лукавенко, В.В. Андрющенко, О.В. Язиков

Сумський державний університет, вул. Римського-Корсакова, 2, 40007 Суми, Україна

(Отримано 27.08.2018; у відредагованій формі – 07.12.2018; опубліковано online 18.12.2018)

У роботі представлені результати дослідження ефективності методу лазерно-індуваного випромінювання для лікування кіст різних розмірів. Показано, що під впливом лазерного випромінювання спостерігаються ефекти: протизапальної дії, прискорення регенерації пошкоджених тканин і поліпшення кровопостачання органів, а застосування волоконних лазерів є виключно перспективним у медицині, оскільки вони відповідають ключовим вимогам: простота користування, надійність, широкий вибір параметрів і можливість їх точного контролю, відсутність спеціальних вимог до приміщення, мобільність і мінімальні експлуатаційні витрати. Підтверджено, що за період короткого імпульсу нагрівання тканини відбувається швидше, ніж при безперервному випромінюванні, при цьому поширення тепла до тканини буде мінімальним, що виключає можливість термічного пошкодження навколишніх тканин і, тим самим, сприяє значному зниженню можливості виникнення ускладнень та скорочення термінів лікування. Ефективність склерооблітерації кіст грудної залози з використанням методу лазерно-індукованої коагуляції становила 97,5 %.

Ключевые слова: Метод лазерно-індукованої коагуляції, Лазерне випромінювання, Оптичний модуль, Склерооблітерація, Кіста.

DOI: [10.21272/jnep.10\(6\).06031](https://doi.org/10.21272/jnep.10(6).06031)

PACS numbers: 42.55.Wd, 42.62.Be

1. ВСТУП

Інтеграція радіологічних методів в практичну мамологію призвела до появи нових хірургічних методик, які виконуються з використанням ультразвукових досліджень, магніто-резонансної томографії і рентгенографії, та дозволяють проводити видалення або руйнування вузлових утворень з мінімальною травматичністю тканин. З цією метою також застосовуються склеротерапія, вакуумна біопсія, сфокусований ультразвук, високоінтенсивне лазерне випромінювання [1-4]. Методика з використанням високоінтенсивного лазерного випромінювання заснована на фотометричних і абляційних ефектах, які полягають в необоротних (коагуляція і денатурація) змінах тканин в діапазоні температур 45-70 °С, що призводять до формування зон некрозу, з її заміщенням з'єднувальною тканиною [5, 6].

Терапевтичний вплив лазерного випромінювання базується на ряді фотоактивованих процесів, які, починаючись на мембранному рівні з моменту поглинання кванта світла переважно молекулами нуклеїнових кислот і кисню, приводять до утворення вільних радикалів і активації ферментів, які запускають фізіологічні реакції в клітинах, потім ведуть до утворення в тканинах фізіологічно активних сполук, що і дає кінцевий фотобіологічний ефект. Під впливом лазерного випромінювання спостерігаються ефекти: протизапальної дії, прискорення регенерації пошкоджених тканин і поліпшення кровопостачання органів. Застосування волоконних лазерів є виключно перспективним в медицині, оскільки вони відповідають ключовим вимогам: простота користування, надійність, широкий вибір параметрів і можливість їх точного контролю, відсутність спеціальних вимог до приміщення, мобільність і мінімальні експлуатаційні витрати.

Мета роботи полягала у визначенні ефективності методу лазерно-індукованої коагуляції для способу облітерації кіст грудної залози (ГЗ).

2. МЕТОДИКА І ТЕХНІКА ДОСЛІДЖЕНЬ

При лікуванні фіброзно-кістозної мастопатії нами був використаний метод лазерно-індукованої коагуляції (прилад – коагулятор лазерний універсальний «Ліка-хірург») для хірургічного лікування вузлових утворень ГЗ або залишкових кістозних порожнин.

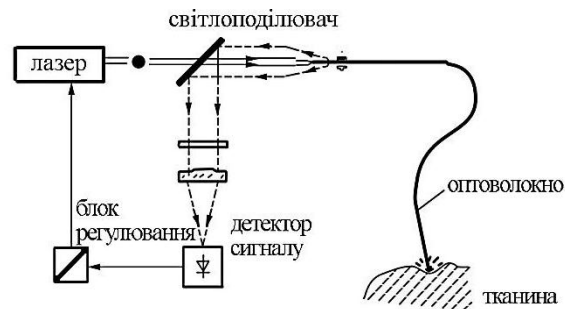


Рис. 1 – Схема доставки лазерного випромінювання при внутрішньо тканинній терапії

Принцип дії апарату заснований на генерації лазерного випромінювання напівпровідниковими лазерами лазерно-оптичного модуля, подальше з'єднання якого за допомогою об'єднувача лазерного випромінювання і виведення через вихідний оптичний роз'єм (SMA-905) для підключення до нього світловода і доставки лазерного випромінювання до місця проведення операції. Набір режимів роботи і параметрів лазерного випромінювання здійснюється кнопками блоку клавіатури, які відображаються на індикаторі блоку індикації і подаються на блок управління, що забезпечує керування параметрами лазерного випромінювання.

До складу блоку управління входять плати драйверів, кількість яких залежить від вихідної потужності лазерного випромінювання. Блоки живлення призначені для подачі стабілізованої напруги на блоки, плати і елементи лазерно-оптичного модуля.

Субблок безпеки блокує подачу робочого випромінювання в разі не підключення світловода до гнізда SMA-905, перевищення номінального значення потужності робочого випромінювання більш ніж на 50 %, перевищення номінального значення часу робочого випромінювання більш ніж на 20 %. Програмне забезпечення вводиться в мікропроцесор лазерно-оптичного модуля через програматор – програмне середовище «AVR Studio».

Метод внутрішньо тканинної лазерної коагуляції полягає у наступному. До uszkodженої ділянки тканини лазерний промінь доставляється волокном через підшкірну голку з одночасним візуальним контролем місця впливу. Під контролем УЗД в порожнину кістки вводять під пункційну голку, потім по просвіту пункційної голки – гнучкий волоконний світловод. Перед лазерним впливом через пункційну голку евакуюють не менше 50% вмісту кістки.

Вплив здійснюють безперервним випромінюванням з довжиною хвилі променя наведення $\lambda = 650$ нм, потужністю $P = 5,0-10,0$ Вт, часом опромінення $\tau = 0,1-10$ с. Метод дозволяє знизити травматичність за рахунок непрямого термічного впливу на стінки кістки, знизити час проведення операції, забезпечити профілактику рецидиву. Інвазивні втручання на ГЗ проводили під контролем УЗД в режимі реального часу з використанням лінійного датчика з частотою 7,5-12 МГц.

Для знеболення проводили місцеву інфільтраційну анестезію з ретроамарною блокадою. Через пластиковий катетер 14 G в порожнину кістки вводили

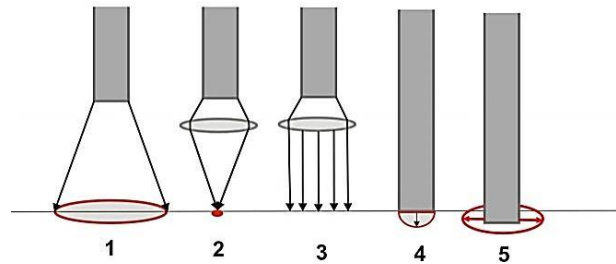


Рис. 2 – Вплив лазерного випромінювання на біологічну тканину: 1 – безконтактний вплив розфокусованим лазерним променем; 2 – безконтактний вплив за допомогою фокусуєної насадки; 3 – безконтактний вплив за допомогою колімуючої насадки; 4 – контактний вплив дистальним кінцем світловоду; 5 – радіальний вихід лазерних променів з дистального кінця світловоду

кварцовий електрод діаметром 600 мкм. Випромінювання апарату передається до місця проведення хірургічних маніпуляцій за допомогою гнучких волоконно-оптичних світловодів (кварц-кварц) малого діаметра. Довжина гнучкої ділянки – $D = 2$ м, діаметр оптичного волокна – $d = 400-440$ мкм.

Залежно від методу лазерного впливу на біологічні тканини застосовуються різні види світловодів (рис. 2). На рисунках 3 і 4 наведена схема конструкції світловоду SMA-905 та лок-схема лазерного коагулятора відповідно.

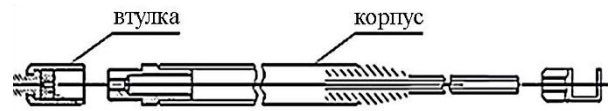


Рис. 3 – Конструкція оптоволоконного світловоду SMA-905

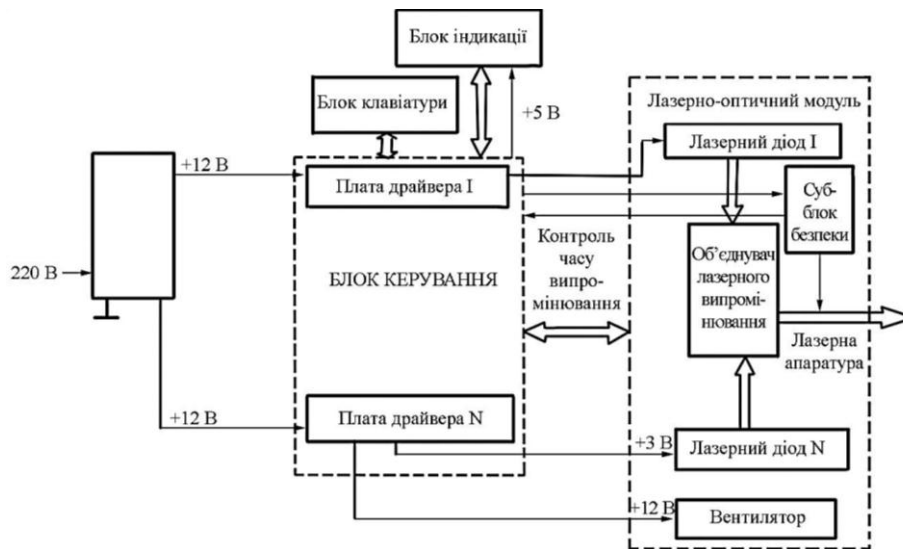


Рис. 4 – Блок-схема лазерного коагулятора

3. РЕЗУЛЬТАТИ ДОСЛІДЖЕНЬ

Здійснення впливу лазерного випромінювання на протилежні стінки порожнини кістки при русі світловода в ній і виконання евакуації вмісту порожнини перед введенням світловоду дозволяє підвищити ефективність даного способу лікування кісток ГЗ. За рахунок впливу лазерного випромінювання досягається споро-

ження кістки до спадання її стінок та формування лазерного шва, який забезпечує повне зіставлення стінок кістки. Це, в свою чергу, сприяє запобіганню рецидивів і підвищенню ефективності лікування. За період короткого імпульсу нагрівання тканини відбувається швидше, ніж при безперервному випромінюванні, при цьому поширення тепла до буди мінімальним, що виключає можливість термічного пошкодження

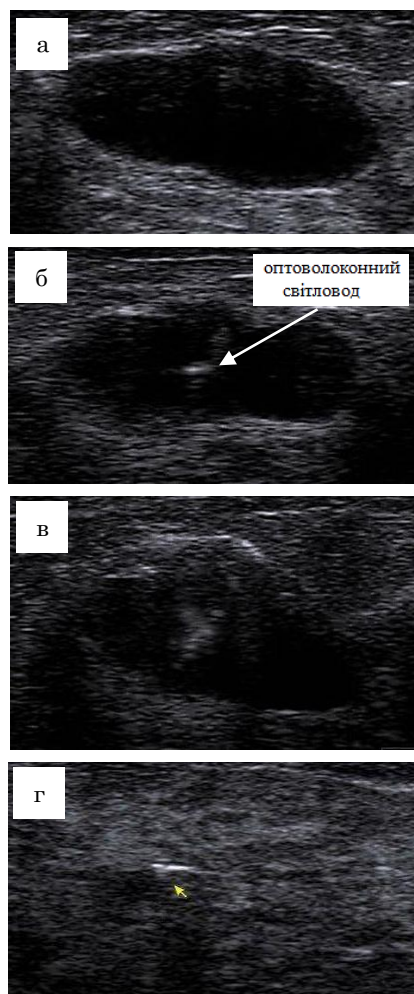


Рис. 5 – Етапи лазерно-індукованої склероблітерації кісти ГЗ. Сонограми: а – типова кіста у вихідному стані; б – момент введення світловоду; в – вплив лазерного опромінення (мікропухири газу на кінці оптоволоконна); г – після дії лазерного променя (маркером показано місце лазерної коагуляції кісти у вигляді гіперехогенної смужки). Лінійні розміри об'єктів на знімках відповідають реальним

навколишніх тканин, сприяє значному зниженню можливості виникнення ускладнень і, як наслідок, скороченню термінів лікування.

Узагальнені результати обстеження та лікування 75 пацієнток віком від 30 до 58 років кістозної хвороби ГЗ.

На рис. 5 наведені сонограми з дотриманням реальних розмірів об'єктів, що відображають етапи лазерно-індукованої склероблітерації. Ефективність склероблітерації кіст ГЗ з використанням методу лазерно-індукованої коагуляції становила 97,5 %. Рецидив кіст об'ємом 6,2-15,4 см³ виник у 2 (2,5 %) хворих. При лазерному опроміненні кіст ГЗ об'ємом 1,5-6,0 см³ рецидивів не було. В основній групі у 2 пацієнток виникло ускладнення лазерної коагуляції у вигляді запального інфільтрату на 2-гу добу після процедури, який зник через 4-5 днів після проведення антибактеріальної терапії та використання протизапальних засобів.

ВИСНОВКИ

1. Установлено, що використання методу лазерно-індукованої коагуляції під дією безперервного лазерного випромінювання довжиною хвилі $\lambda = 650$ нм, потужністю $P = 5,0-10,0$ Вт і часом опромінення $\tau = 0,1-10$ с під контролем УЗД в режимі реального часу з використанням лінійного датчика з частотою 7,5-12 МГц дозволяє знизити травматичність за рахунок непрямого термічного впливу на стінки кісти, знизити час проведення операції, забезпечити профілактику рецидиву.

2. Доведено ефективність використання методу лазерно-індукованої коагуляції для лікування кіст ГЗ, особливо великих розмірів – від 6,2 до 15,4 см³ та показано, що використання сучасних методів лазерної деструкції тканин є ефективною і безпечною альтернативою хірургічному лікуванню.

Physico-Technological and Biological Bases of the Laser-Induced Coagulation Method

I.M. Lukavenko, V.V. Andryushchenko, A.V. Yazykov

Sumy State University, 2, Rymsky Korsakov Str., 40007 Sumy, Ukraine

The paper presents the results of the study of the laser-induced radiation method effectiveness for the treatment of various sizes of cysts. It is shown that under the influence of laser radiation there are effects: anti-inflammatory action, acceleration of damaged tissues regeneration and improvement of organs blood supply. The use of fiber lasers is extremely promising in medicine, since they meet the key requirements: ease of use, reliability, a wide choice of parameters and the possibility of their accurate control, absence of special premises requirements, mobility and minimal operating costs. It is confirmed that during a short pulse heating tissue is faster than with continuous radiation. At the same time the distribution of heat will be minimal, eliminating the possibility of thermal damage to surrounding tissues and contributes to a significant reduction in the possibility of complications and, consequently, reduction terms of treatment. The efficiency of scleral obliteration of breast gland cysts by means of laser-induced coagulation was 97.5 %.

Keywords: Laser-induced coagulation method, Laser radiation, Optical module, Scleral obliteration, Cyst.

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. V. Gafiychuk, I. Lubashevsky, B. Datsko, *Phys. Rev. E* **72**, 051920 (2005).
2. David L. Ware, Paul Boor, Chunjie Yang, Ashok Gowda, James J. Grady, Massoud Motamedi, *Circulation* **99**, 1630 (1999).
3. I.M. Lukavenko, V.V. Andryushchenko, V.Iu Garbuzova, A.V. Yazykov, *Georgian Medical News No 238*, 12 (2015).
4. A.V. Yazikov, V.V. Leonov, V.V. Andryushchenko, I.M. Lukavenko, *Georgian Medical News No 239*, 11 (2015).
5. N. Salas Jr., Fabrice Manns, Peter J. Milne, David B. Denham, Ahmed M. Minhaj, Jean-Marie Parel, David S. Robinson, *Phys. Med. Biol.* **49**, 9 (2004).
6. G. Paltauf, P.E. Dyer, *Chem. Rev.* **103**, 487 (2003).