

УДК 621.375.826:621

В.П. Котляров, Салаваті Хамідреза

ТЕХНІЧНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ПРОЦЕДУР ЛАЗЕРНОЇ ТЕРАПІЇ**Вступ**

Тематика розробок ініційована великим інтересом громадськості до нетрадиційних методів діагностики і лікування, яка використовує унікальні властивості лазерного випромінювання. Застосування лазерного променя в терапії, хірургії, урології, онкології, косметології ґрунтується на різних механізмах впливу електромагнітного випромінювання на біологічну тканину, причому позитивний результат визначається найчастіше комплексним ефектом [1, 2]. Велика розмаїтість видів взаємодії випромінювання з живою тканиною і їх залежність від основних параметрів пучка, таких, як довжина хвилі випромінювання, інтенсивність у зоні опромінення, тривалість впливу і сумарна доза введеної енергії дає можливість багатоканального керування процесом опромінення [3]. Так, наприклад, використовуючи вибіркоче поглинання клітинами фотонів з різною квантовою енергією, можна домогтися селективного пошкодження або знищення клітин тканини, які мають певні властивості.

На відміну від первісних спроб використання лазерів у медицині в 70–80-х роках минулого століття, коли переважно використовувався тепловий механізм впливу випромінювання на біотканину (лазерний скальпель, фізіотерапія тощо), а процедура виконувалася вручну, склад і конструкція приладів для сучасної лазерної медицини істотно ускладнилися. Широко застосовується процесорна техніка, світловолоконні оптичні транспортуючі системи, сканери на гальванометричних і п'єзоприводах, розробка і експлуатація яких потребує спеціальної підготовки персоналу [4]. Суттєве значення має й вартість устаткування для сучасної лазерної медицини [5], що безпосередньо впливає на ціну медичних послуг, а отже, й на їх доступність для широкого кола населення. Не секрет, що послуги приватних лікувальних центрів, таких, як "Оптімед", "Ексімер", "Біомед", Центру дерматології при госпіталі МВС України, а також численних косметологічних центрів і кабінетів через дорожнечу обслуговування доступні лише еліті. Потрібно також

зауважити, що останньою обставиною визначається локалізація медичних лазерних центрів – поблизу зосередження капіталу: Київ і регіональні фінансові центри – Донецьк, Харків, Дніпропетровськ, Одеса та інші великі міста. Це тим більше затрудняє доступ до їх послуг жителям провінційних міст і сіл України.

Постановка задачі

Зважаючи на викладені вище обставини, було визначено *мету даних розробок* – створити технологічне та технічне оснащення лазерних терапевтичних процедур, що частіше проводяться, приладами простої конструкції і дешевої комплектації (без дорогої і складної процесорної техніки та приводів) з можливостями, які не поступаються сучасній і дорогій фізіотерапевтичній системі, впровадити технічні розробки в клінічну практику. Досягнення цієї мети можливе в результаті вирішення ряду завдань:

- аналізу застосовності лазерів для лікування різних видів захворювань із врахуванням досягнення позитивного ефекту (часткового чи повного лікування);
- вибору схем опромінення різних за формою і розмірами ділянок тканини та розробки відповідних кінематичних схем приладів;
- конструювання приладів для лазерної терапії на базі елементарних механічних систем (приводів, сканерів, дзеркальних, волоконних і заломлювальних елементів), які не потребують керуючих систем на базі процесорної техніки;
- виготовлення і налагодження приладів, апробації їх в амбулаторних умовах.

Основні параметри опромінювання в процедурах лазерної терапії

Незважаючи на великі обмеження на склад і комплектацію розроблювальної гами приладів, необхідною умовою є *автоматизація процедури опромінення* пацієнта, в тому числі й по розмірах ділянки тіла, що опромінюється, тривалості сеансу та кількості їх повторювань. Для цієї мети передбачається використовувати кулачкові механізми і реверсивні двигуни.

Як керуючі параметри, якими визначаються поточні і кінцеві ефекти впливу випромінювання на тканину, прийняті розміри одиничної зони опромінення d_0 , інтенсивність випромінювання в її межах I_p та час експозиції t .

Залежно від оптичної схеми приладу розмір зони опромінення може визначатися розміром пучка випромінювання D (із врахуванням його розходження θ) або параметрами фокусуємого елемента F (також із врахуванням розбіжності):

$$d_0 \approx D,$$

$$d_0 \approx F\theta.$$

Інтенсивність у зоні опромінення I_p залежить від енергетичного режиму роботи лазера: для безперервного режиму подачі енергії

$$I_p = 4P/\pi d_0^2;$$

при імпульсному опроміненні

$$I_p = 4E/\pi d_0^2 \tau,$$

де P – потужність випромінювання; E – імпульсна енергія випромінювання; τ – тривалість імпульсу випромінювання.

Час експозиції t визначається тривалістю імпульсу (для імпульсної подачі енергії) і швидкістю переміщення пучка по поверхні тіла пацієнта V :

для безперервного режиму опромінення

$$t = d_0/V;$$

при імпульсній подачі енергії:

$$t = \tau.$$

Тривалістю експозиції (опромінення) разом із рівнем інтенсивності визначається питомий внесок енергії в тканину W_E :

для безперервної подачі енергії

$$W_E = I_0 t = I_0 d_0/V = P/V \left(\frac{\pi d_0^2}{4} + tV \right); \quad (1)$$

при імпульсному опроміненні

$$\begin{aligned} W_E &= I_p \tau = E / \left(\frac{\pi d_0^2}{4} + V\tau d_0 \right) = \\ &= E/d_0 \left(\frac{\pi d_0}{4} + V\tau \right). \end{aligned} \quad (2)$$

У розробках має також враховуватися кінематичне збільшення (зменшення) часу експозиції в різних схемах опромінення.

Принципи побудови лазерних терапевтичних установок

Лазерні терапевтичні установки (ЛТУ), призначені для стимуляції регенерації тканин і інтенсифікації обмінних процесів у кісткових тканинах, що досягається при інтенсивності опромінення I_p до 0,1–100 мВт/см², як правило, складаються із стійки, на якій закріплений лазер (частіше He-Ne) з довжиною хвилі випромінювання $\lambda = 632,8$ нм, потужністю P від 2 до 25 мВт і сканера, за допомогою якого переміщується промінь по поверхні ділянки, яка опромінюється, уздовж вибраної траєкторії, зумовленої формою ділянки. Для повної відповідності траєкторії формі зони опромінення слід використовувати пристрої з програмним керуванням, наприклад, сканери на сферичному дзеркалі або системи плоских гальванометричних дзеркал. Однак простішими є конструкція і обслуговування пристрою для ручного сканування, в якому використовується волоконний світловод 2 для доставки променевої енергії і пристрій для перетворення розміру пучка 5 (рис. 1).

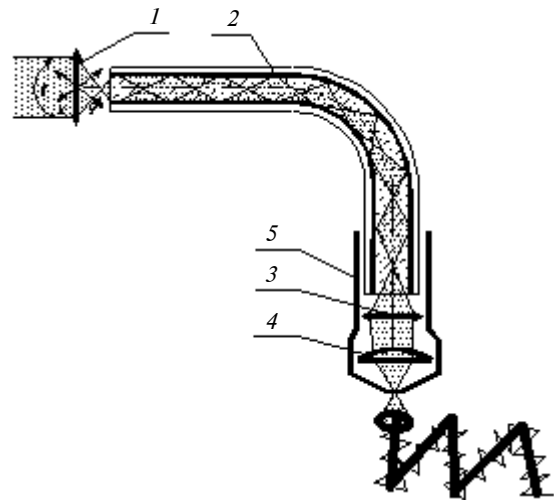


Рис. 1. Ручний сканер для терапевтичних процедур: 1 – вузол вводу лазерного променя у світловод; 2 – світловод; 3 – колимуюча лінза; 4 – фокусуєча лінза; 5 – державка маніпулятора

Проте стабільність параметрів опромінення при ручному покритті променем процедурної зони невисока, тому краще використовувати механізовані сканери із стабільними і керованими характеристиками сканування. Щоб спростити елементний склад пристрою і технологічне забезпечення процедури опромінення, режим сканування можна уніфікувати, за-

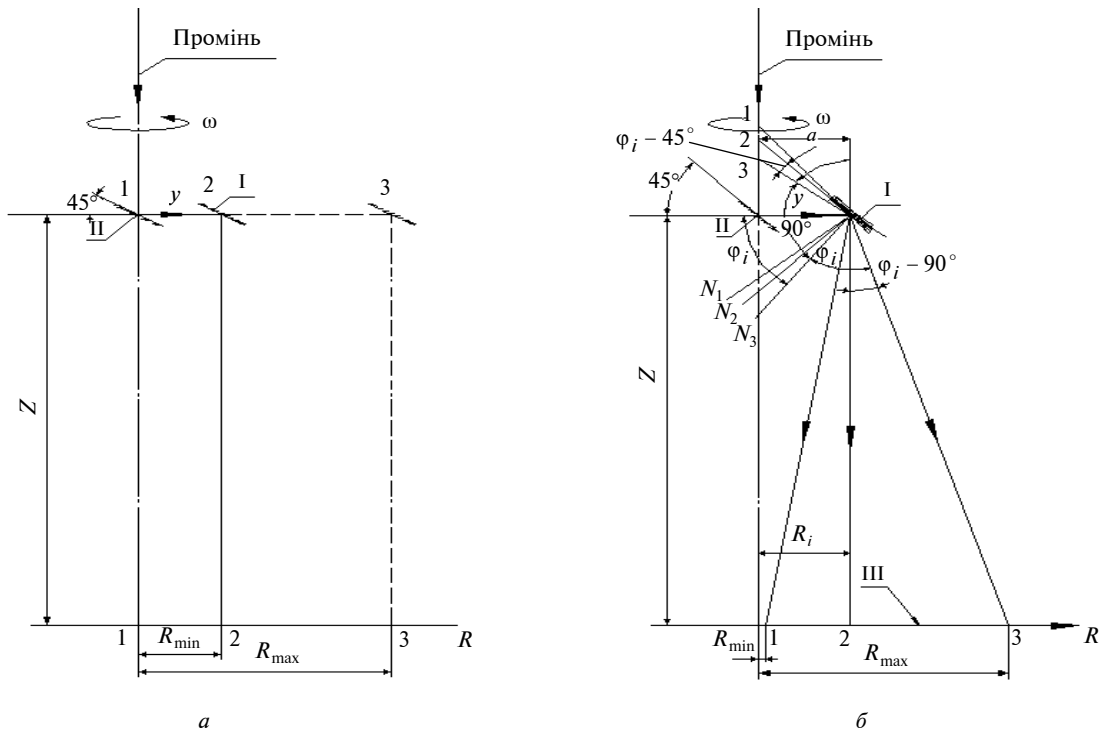


Рис. 2. Схеми спірального сканування променя: *a* – з поступовим рухом дзеркала (цикл роботи: один прохід з реверсом); *б* – з кутовим рухом дзеркала (цикл роботи: *n* – проходів без реверсу)

безпечуючи покриття зон опромінення різної форми скануванням уздовж спіралі Архімеда. Принципово всі конструкції обох дзеркальних сканерів можна об'єднати у дві групи, а саме: з поступальним переміщенням рухомого дзеркала (рис. 2,*a*) і з кутовим його коливанням (рис. 2,*б*).

На рис. 3–5 показано принципові схеми сканерів з рівномірним поступальним переміщенням дзеркала 7, яке сканує промінь 8 (у конструкції сканера на рис. 3 [6] його поверхня 9 являє собою суперпозицію дискретних послідовних положень одиничних дзеркал – багатогранний дзеркальний конус). Щоправда, ці схеми мають різні недоліки, однак їх об'єднує загальна властивість – збільшення радіуса сканування відбувається на сталу величину, яка дорівнює кроку спіралі, що систематично зменшує питомий внесок енергії у периферійні ділянки зони опромінення (1), (2) при незмінній кутовій швидкості сканування ω і змінній лінійній $V_i = \omega R_i$. Деякі ускладнення конструкцій сканерів (наприклад, нанесення спіральної канавки на криволінійну поверхню корпусу 2 (рис. 5)) можуть трохи зменшити нестабільність W_E , але це істотно погіршує технологічність пристрою [7].

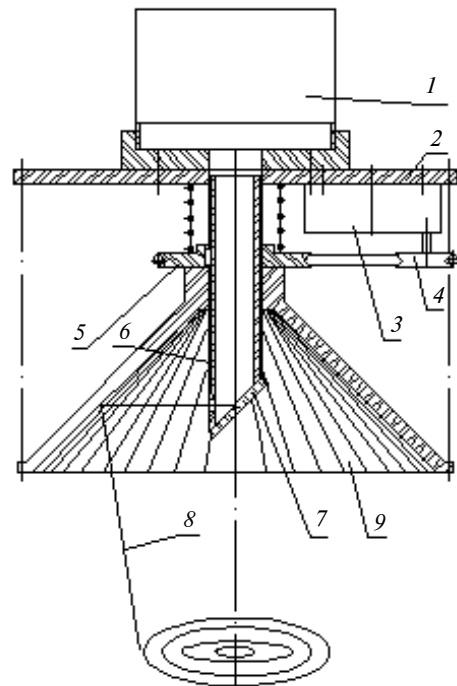


Рис. 3. Пристрій для сканування променя вздовж спіралі: 1 – двигун; 2 – корпус; 3 – двигун; 4, 5 – ремінна передача; 6 – різьбова втулка; 7 – поворотне дзеркало; 8 – промінь; 9 – дзеркальний конус

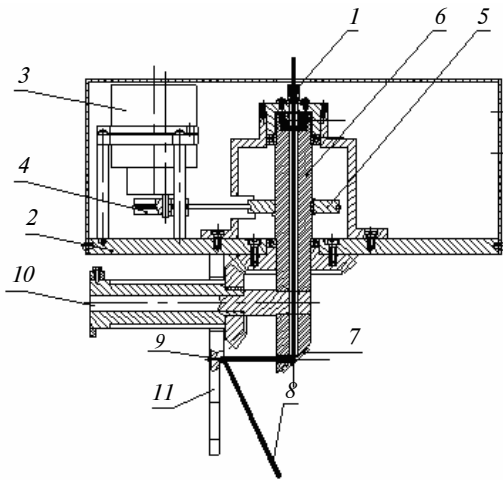


Рис. 4. Сканер з гвинтовим приводом переміщення дзеркала: 1 – вузол доставки променя; 2 – корпус; 3 – двигун; 4, 5 – ремінна передача; 6 – втулка; 7 – поворотне дзеркало; 8 – промінь; 9 – скануюче дзеркало; 10 – гвинт; 11 – гайка розсувна

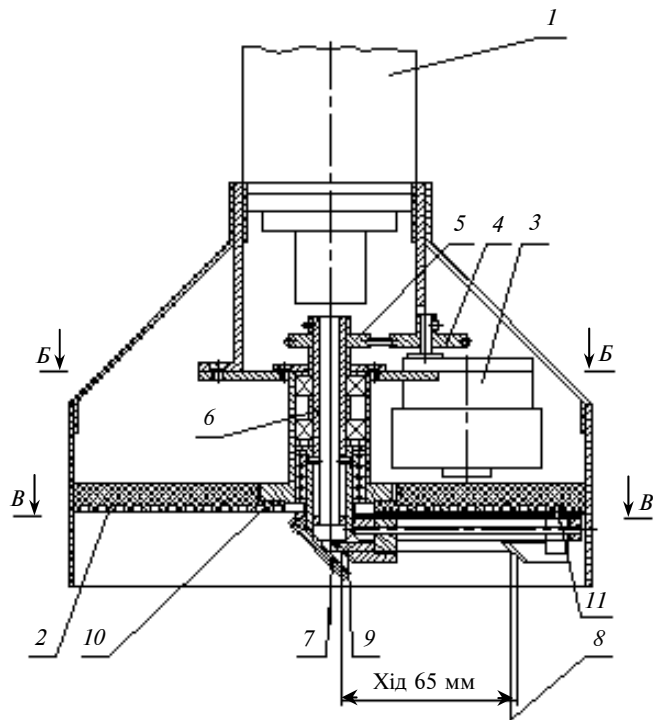


Рис. 5. Сканер із спіральним приводом переміщення дзеркала: 1 – лазер; 2 – корпус; 3 – двигун; 4, 5 – ремінна передача; 6 – втулка; 7 – поворотне дзеркало; 8 – промінь; 9 – скануюче дзеркало; 10 – спіральна канавка; 11 – поводок

Для схеми з кутовим коливанням скануючого дзеркала (рис. 2,б) завдання рівномірного опромінення кожної ділянки зони вирішується кінематичними засобами.

Закон зміни радіуса сканування R можна встановити, використовуючи графічні побудови на рис. 2,б. У схемі опромінення прийнято такі позначення: I – поворотне дзеркало із змінюваним кутом нахилу; II – поворотне дзеркало; III – опромінювана ділянка поверхні, розташована на відстані Z від сканера; φ – кут нахилу скануючого дзеркала до напрямку осі променя; a – відстань між похилим і скануючим дзеркалом.

Як видно з цього рисунка, при різних положеннях скануючого дзеркала (1, 2 або 3) промінь направляється на поверхню, яка опромінюється, під різними кутами φ_i , а виходить на різних відстанях від центра зони опромінення:

$$R_i = a + Z \operatorname{tg}(2\varphi_i - 90). \quad (3)$$

Для переміщення променя вздовж спіралі радіуса R_i необхідно змінити кут нахилу дзеркала φ_i :

$$\varphi_i = 45 + 0,5 \arctg\left(\frac{R_i - a}{Z}\right), \quad (4)$$

причому, крок спіралі S_i через збільшення лінійної швидкості сканування V_i (1) і (2) має бути меншим діаметра променя d_0 , щоб компенсувати повторним опроміненням ділянки завширшки $\Delta_i = d_0 - S_i$ зниження питомої енергії W_E на ділянці радіусом R_{i+1} (рис. 6). Закон зміни кроку S_i установлюється при відомих параметрах пучка випромінювання для вибраних режимів і схеми опромінення.

Для здійснення такого закону сканування променем потрібний програмно керований привід коливання дзеркала, що суперечить прийнятому принципу спрощення і здешевлення приладу. Це завдання вирішується в наступній конструкції сканера (рис. 7) за допомогою кулачка 10 для нелінійного керування кутом нахилу дзеркала 11. Обертання від вала двигуна 3 з редуктором ($n = 2$ об/хв) блок шківів 1–2 (шків 1 – змінний) передається поворотному дзеркалу 12, установленому на шляху

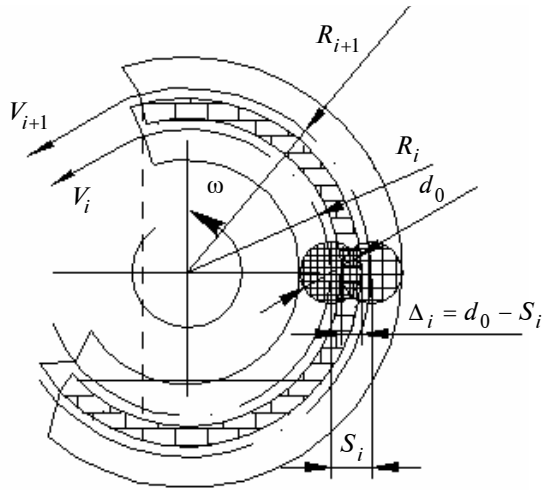


Рис. 6. Схема перекриття суміжних слідів опромінювання

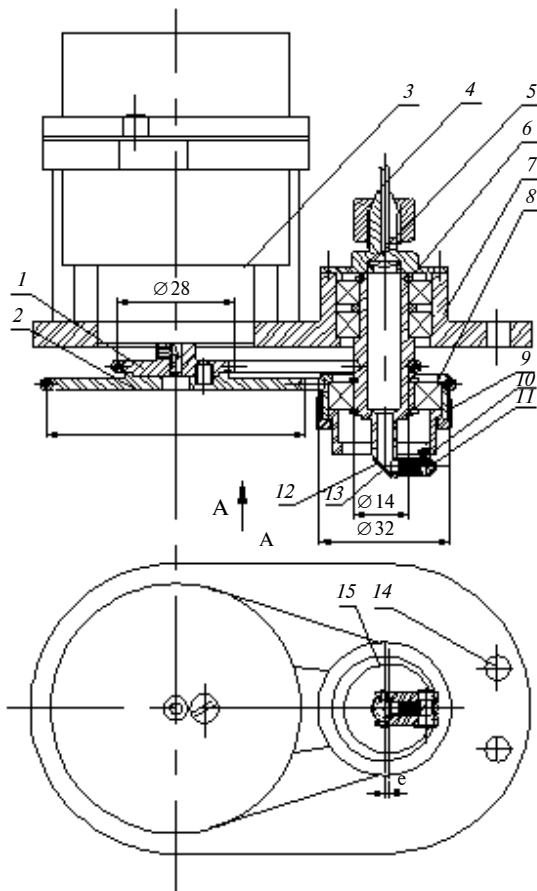


Рис. 7. Конструкція сканера з коливним дзеркалом: 1, 2 – шків; 3 – двигун; 4 – світловод; 5 – колююча лінза; 6 – втулка; 7 – корпус; 8 – стакан; 9 – гайка; 10 – кулачок; 11 – скануюче дзеркало; 12 – дзеркало поворотне; 13 – отвір; 14 – отвори кріпільні; 15 – ексцентричний отвір

променя у втулці 6, і стакані 8 з кулачком 10 у вигляді ексцентричного отвору 19. Розходження в передавальних відношеннях приводів ($i_2 = 2$ і $i_3 = 2,07$) забезпечує відносно повільне обертання дзеркала 12 і кулачка 10, чим продовжується процедура опромінення ділянки діаметром 300 мм до 7,5 хв із плавним зменшенням кроку від центра до периферії зони (від $S_i = 0,2d_0$ до $S_n = 0,9d_0$).

До пацієнта лазерний промінь від випромінювача подається через світловод 4, вузол введення з лінзою 5, що колює промінь, і пару дзеркал 13 і 11. Уздовж осі променя у дзеркалі 13 є отвір 12 (діаметром 0,3 мм для відводу частини променя до пацієнта при центруванні приладу щодо опромінюваної ділянки). Ця процедура виконується завдяки ступеням свободи маніпулятора (штанги штатива), до якого за допомогою отворів 14 у корпусі 7 прикріплюється прилад. Кулачок 10 звільняється гайкою 9 і його обертанням основна частина променя, відбита дзеркалами 13 і 11, установлюється на краю опромінюваної ділянки (у межах максимального віддалення від центра – 150 мм). Вмикається привод 3 вбік наближення променя до центра ділянки. Якщо наприкінці шляху привод не вимикають, то промінь міняє напрямку руху на протилежний – від центра, і процедура повторюється. За допомогою змінного шківa 1 змінюється тривалість процедури при незмінних розмірах ділянки.

Результати клінічних досліджень ЛТУ

Першу групу становили досліджувані 14 хворих віком від 30 до 75 років із трофічними виразками, які розвилися через венозну недостатність на ґрунті тромбофлебіту глибоких вен нижніх кінцівок. Захворювання тривало від кількох місяців до 15 років і більше.

Сканування лазерним променем проводилось щодня. Тривалість кожного сеансу становила від 4 до 15 хв. Загальна кількість сеансів коливалася від 10 до 25. Додаткового медикamentозного лікування хворі не одержували.

Критерієм оцінки ефективності лазерної терапії є: відторгнення некротичних тканин, час розвитку грануляції, початок епітелізації, строки загоєння рани і дані цитологічного та бактеріологічного досліджень.

У клінічному розвитку рани зміни вбік поліпшення спостерігалися після трьох–п'яти сеансів опромінення: поверхня виразки очи-

щалася від некротичних тканин, фібринозного нальоту, з'являлися яскраво-червоні грануляції, а після семи-восьми сеансів появлялась острівкова і крайова епітелізація. Після десяти сеансів спостерігалася деяка стабілізація ознак епітелізації.

У трьох хворих було помічено поліпшення: утворювалися яскраво-червоні грануляції, появлялася крайова епітелізація, зменшувалося ранове відокремлювання. В одного хворого після проведеного курсу лікування спостерігалось погіршення, яке було пов'язано із розміром виразки (площею до 40 см²) та гнобленням регенеративних процесів на тлі цукрового діабету.

Отримані дані свідчать про те, що застосування лазерної установки є ефективним методом лікування трофічних виразок, зумовлених хронічною венозною недостатністю. Лазерна терапія прискорює загоєння шкіряних дефектів, знижує біль і зменшує строки перебування хворих у стаціонарі в середньому на 35 днів.

Друга група досліджуваних складалась з 23 хворих віком 18–76 років. Лазерну терапію було введено в комплекс лікувальних заходів у хворих із гнійними ранами м'яких тканин кінцівок різної етіології.

Лікувальна тактика визначалася фазою розвитку гнійного процесу. При цьому керувалися основними засадами лікування ранової інфекції і нормалізації ранозаживної регенерації, які полягають у зміні засобів, що підвищують загальну реактивність організму, його імунні властивості, а також у проведенні повноцінної хірургічної обробки рани.

Лазерна терапія ран, як правило, призначалась у фазі регенерації після очищення її від гнійно-некротичних мас і появи грануляції. Залежно від фази визначався ефект лазерної терапії. У запально-реструктивній фазі лазерна терапія була малоефективною.

Курс лікування складався з 15–20 щоденних сеансів по 6–20 хв кожний. Максимум терапевтичного ефекту з'являвся з третього по десятий–п'ятнадцятий день опромінення, після чого помітно знижувалася реакція організму.

Аналізуючий ефект виникав на третьому–п'ятому сеансі, після чого починався активний ріст грануляції, зменшувалася набряклість і пі-фільтрація тканин та прискорювалася епітелізація рани. Наприкінці курсу лікування кількість мікробних клітин у препараті зменшувалася. При великих ранах лазерна терапія сприяла зменшенню ран в розмірах, підготовлювала

їх до шкірно-пластичної операції. Опромінення пересаджуваної ділянки шкіри в післяопераційний період поліпшувало її приживлення, попереджало розвиток нагноєння та утворення глибокого колоїдного рубця.

Повне загоєння ран спостерігалось в 19 хворих, у чотирьох воно було частковим, що потребувало виконання шкірно-пластичних операцій. Ці дані підтверджують ефективність лазерної біостимуляції ран, які гояться протягом довгого часу. При використанні лазера в комплексному лікуванні строк перебування хворих у стаціонарі скоротився до двох-трьох днів.

Третя група досліджуваних складалась з 9 хворих віком 16–62 років з тромбозом гемороїдальних вузлів другого-третього ступенів. У хворих були інтенсивні постійні болі, які збільшувались під час ходьби і в сидячому положенні. Шкіра і слизова оболонка кишки, які покривають гемороїдальні вузли, були набряклі і напружені.

Всім хворим, крім звичайної консервативної терапії, спрямованої на зменшення болювого синдрому і місцевих запальних змін, було проведено лазерну терапію. Курс лікування становив сім–дев'ять сеансів щодня по три–дев'ять хвилин кожний.

Лазерне опромінювання виявилось ефективним для всіх хворих. Порівняно з контрольною групою (сім осіб) у хворих, підданих лазерному біостимуляційному впливові, швидко зменшувався болювий синдром, прискорився процес відторгнення некротичних тканин і регенерації дефектів слизової оболонки. Строк перебування в стаціонарі скоротився на два–три дні.

Комбінований вплив лазерної енергії червоного і синього світлового діапазону хвиль є досить ефективним методом лікування алергійних дерматитів.

В нашому випадку лікування алергійного дерматиту потребувало 120 хворих віком від 14 до 66 років, 80 – віком від 30 до 55 років (43 чоловіки і 27 жінок).

У 23 хворих було зареєстровано поширену екзему, в 41 – обмежену (дисгидротичну – 10, позатравматичну – 18, мікотичну – 7, рогову – 6). Всі хворі алергійними дерматитами одержували лазерну терапію в стадії загострення шкіряного процесу. Джерело синього світла – He–Cd-лазер ЛГ – 70 ($\lambda = 441,6$ нм, $P = 20$ мВт), джерело червоного кольору – He–Ne-лазер ЛГ – 111 ($\lambda = 632,8$ нм, $P = 25$ мВт).

Таблиця. Результати лікування різних хвороб (за даними лікарні № 25 в період з 30.09.05 до 30.11.06 р.)

Хвороба	Тривалість сеансу, хв	Курс лікування, сеансів	Всього хворих, кількість осіб	Одужання, кількість осіб	Покращення, кількість осіб	Без ефекту, кількість осіб	Наявність ефекту, %	Скорочення курсу лікування, днів
Трофічні язви	5–12	23–26	500	362	121	17	97	4,2
Ревматоїдний артрит	0,5–7	15–19	62	–	57	5	92	–
Гнійні рани	5–20	7–30	118	81	22	15	83	3–5
Опіки	1–10	12–16	104	54	29	21	75	до 10
Переломи	6–8	24	46	35	8	3	94	30–45
Нейродерміт дифузний	–	–	26	13	11	2	88	–
Нейродерміт обмежений	–	–	29	14	12	3	89,6	–
Екзема поширена	–	–	23	10	11	2	91,3	–
Екзема обмежена	–	–	41	19	17	5	87,8	–

Вогнища поразки опромінювались синім світлом при інтенсивності $I_p = 100\text{--}200 \text{ мВт/см}^2$ і тривалістю 60–240 с. При поширеному шкіряному процесі на вогнища поразки впливали позавертебрально 60–120 с. Через 10–15 хв на ці місця діяли червоним світлом He–Ne-лазера такої ж інтенсивності і тривалості опромінення. Процедури проводилися шість разів на тиждень. На курс лікування призначалося 20 процедур.

У процесі лазерної терапії не призначалися препарати, які могли істотно впливати на протікання захворювання. Зовнішнє лікування проводилося пиреферентними мазями.

Було встановлено, що комбінована терапія дерматитів викликає виражений клінічний ефект (див. таблицю). Загострення дерматитів і патологічні зміни на шкірі і внутрішніх органах після лазерної терапії не спостерігалися.

При лікуванні дифузійного нейродерміту таке суб'єктивне явище, як сверблячка зменшувалося після трьох–чотирьох процедур, а після сьомої–дев'ятої процедури сверблячка зникала, шкіра ставала м'якою, еластичною, сверблячка в місцях типової локалізації (шиї, згину тильної поверхні великих суглобів) появлявся лише вночі при порушенні дієти. Згодом, після лікування зникали й ці явища.

У хворого, який страждав на супутнє захворювання (bronхіальну астму), поліпшення шкіряного процесу позитивно впливало на зменшення кількості і тривалості нападів бронхіальної астми. У двох хворих, які постійно порушували дієти, напади бронхіальної астми продовжувались.

Зменшення сверблячки при обмеженому нейродерміті починалося, як правило, після чотирьох–п'яти процедур, а вже після восьми–дев'яти процедур вона зникала. При поширеній екземі сверблячка зникала повільніше, ніж при нейродерміті, однак у другій половині курсу, після 10–12 процедур, ефект від лікування був досить стійкий.

Обмежена екзема в стадії загострення піддавалася лікуванню важче. На думку лікарів, при наявності локриту доцільно перед початком лікування за допомогою примочок його припинити, а потім вже починати лазерну терапію.

Екзема розвивається в результаті варикозного розширення вен. Повне лікування її проблематично у зв'язку з тим, що наявний тромбофлебіт підтримується патологічним процесом у шкірі.

При проведенні лазерної терапії хворим алергічними дерматитами з'являється можливість не вдаватись до медикаментозних засобів,

які в ряді випадків є причиною додаткової сенсифікації організму і підтримують патологічний процес.

Висновки

1. Аналіз літературних даних показав, що процес лазерного опромінення супроводжується різноманітними ефектами взаємодії випромінювання і тканини, причому вид найбільш вивченого ефекту – теплового – залежить від рівня інтенсивності опромінення і часу експозиції.

2. Перевага того чи іншого ефекту впливу залежить від поєднання довжини хвилі випромінювання і виду тканини (та її стану). Це дає змогу широко варіювати глибину терапевтичного впливу на хворі клітини.

3. Селективне поглинання випромінювання різними компонентами тканини дозволяє припустити ефективність пошуку схем і режимів опромінення в процедурах вибіркового руй-

нування елементів тканини, наприклад, у лазерній хірургії онкологічних захворювань.

4. Нескладні конструкції сканерів, які не потребують застосування процесорної техніки для керування ними, можна створити із спіральною траєкторією руху променя по полю опромінення, що спрощує перетворення обертального руху приводу в поступальне-обертальне переміщення променя.

5. Найбільш ефективними є конструкції сканерів з кулачковим пристроєм розгорнення променя, оскільки в них дотримується принцип простоти конструкції і керування сканером, а також автоматизації багатопрохідного циклу опромінення зони тканини без використання процесора.

6. На нашу думку, прилади розробленої конструкції можуть знайти застосування поряд із сучасними двокоординатними сканерами з процесорною системою керування, особливо в умовах недофінансованих районних і сільських лікарень та медпунктів.

В.П. Котляров, Салавати Хамидреза

ТЕХНИЧЕСКОЕ ОБЕСПЕЧЕНИЕ ПРОЦЕДУР ЛАЗЕРНОЙ ТЕРАПИИ

Разработаны для нужд медицинских учреждений с небольшими доходами простые конструкции сканеров лазерного луча с движением вдоль спирали, которая позволяет облучать участки тела любой формы.

V.P. Kotlyarov, Salavati Hamidreza

MAINTENANCE ENGINEERING OF LASER THERAPY PROCEDURES

This paper presents a simple design of the laser beam scanners with movements along a spiral, allowing to irradiate any body areas, developed for the low-income medical institutions.

1. Байбеков И.М., Касымов А.Х., Козлов В.И. Морфологические основы низкоинтенсивной лазеротерапии. – Ташкент: Изд-во им. Ибн Сины, 1991. – 224 с.
2. Svaasand L.O., Gomer C.J. Optics of Tissue. In Muller G.J., Slinev D.H.(eds.), Dosimeter of Laser Radiation in Medicine and Biology // SPIE 1-st. – 1989. – Ser. IS5. – 156 p.
3. Гримблатов В.М. Современная аппаратура и проблемы низкоинтенсивной лазерной терапии // Применение лазеров в биологии и медицине: Сб. науч. тр. – К.: Техніка, 1996. – С. 123–127.
4. Прохончук А.А., Жижина Н.А. Лазеры в клинической медицине: Руководство для врачей / Под ред. С.Д. Плетнева. – М.: Медицина, 1996. – 354 с.
5. Mckibbin L., Downie R. Treatment of Post Herpetic Neuralgia using a 904nm (infrareded) Low Incident Energy Laser: a Clinical Study // LLLT for Post Herpetic Neuralgia. – 1991. – P. 35–39.
6. Авт. свид. № 1494281 C21d. Установка для лазерной терапии / В.П. Котляров, Д.В. Котляров, В.С. Коваленко, 1998.
7. Авт. свид. № 1480181 C21d 08/23. Лазерная терапевтическая установка / В.П. Котляров, Д.В. Котляров, В.С. Коваленко, 1989.

Рекомендована Радою
Механіко-машинобудівного інституту
НТУУ “КПІ”

Надійшла до редакції
4 лютого 2008 року