View metadata, citation and similar papers at core.ac.uk
brought to you by CORE
provided by Electronic Archive of Kyiv Polytechnic Institute

УДК 621.375.826:621

В.П. Котляров

УДОСКОНАЛЕННЯ КОНСТРУКЦІЇ СКАНЕРА ДЛЯ ЛАЗЕРНИХ ТЕРАПЕВТИЧНИХ УСТАНОВОК

The task of developments is creation of optimum construction of scintiscanner of laser ray and method of determination of its parameters and terms of irradiation. District, rural clinics and hospitals can be interested in them, because its application and service are problematic and difficult on a construction and the processor management of devices. Instead of them simple and original laser scintiscanners constructions are developed providing permanent energy density in the irradiation area which are intended for the necessities of medical establishments with small profits. The parameters of scintiscanner (drive, managing cam profile) and terms of irradiation are determined by the developed method. The created constructions are cheap, simple in making and technological during exploitation and can be used instead of scintiscanners with programmable drives. They are tested in clinical terms.

Keywords: scintiscanner, construction, laser, ray, therapy, physiotherapy, laser therapeutic setting, modes of irradiation.

Вступ

У попередній статті з цієї теми [1] показано необхідність розроблення, виготовлення та застосування [2] простих за конструкцією та надійних в експлуатації засобів програмного сканування лазерного променя, які можуть бути легко виготовленими, придатними для рівномірного опромінення різних за формою та розміром уражених ділянок без потреби застосування складних і коштовних систем керування. Там само для реалізації розроблених схем опромінення наведено кілька авторських конструкцій сканерів [3, 4], а також результати клінічних застосувань деяких із них [5]. Хоча загалом позитивний ефект досягнуто в 75–97 % випадків, причому за відсутністю негативних явищ, сканери для використаної схеми опромінення (з лінійним зміщенням сканувального дзеркала) не дають можливості рівномірного (за рівнем густини енергії) заповнення ураженої ділянки, тобто для досягнення в останній гарантованого лікувального ефекту доводиться у її більшій частині перевищувати лікувальний рівень густин енергії, що не додає користі пацієнту та збільшує енерговитрати на процедуру. Усунення цього недоліку можливе через модернізацію конструкції сканерів, наприклад, застосуванням у їх напрямних елементах різьбової або спіральної канавки зі змінним кроком або виготовленням останньої на сферичній поверхні [3]. Це істотно ускладнює технологію виготовлення сканерів, зважаючи на те, що зміна енергетичних і розмірних характеристик процедури опромінення потребує виготовлення напрямного елементу з іншими параметрами. Очевидно, більші можливості при спрощенні конструкції можуть мати сканери з коливальним рухом сканувального дзеркала. Технологічному забезпеченню реалізації їх можливостей присвячено цю статтю.

Постановка задачі

На підставі обставин, викладених вище, було визначено мету цієї розробки – на базі кінематичних досліджень можливих схем сканування лазерним променем з дзеркалом, що коливається, визначити закон сканування променем і створити конструкції сканера із врахуванням вимог до енергетичного режиму опромінення, а також розробити алгоритм вибору його параметрів та приводу, режиму роботи лазера і конструкції кулачка.

Досягнення цієї мети можливе в результаті вирішення таких завдань:

- аналізу кінематичних схем сканерів для визначення їх передаточних залежностей;
- вибору параметрів приводів (сканувального та компенсаційного) коливального дзеркала;
- розрахунку енергетичних і часових режимів опромінення на базі визначеного рівня густини енергії в зоні опромінення, необхідного для досягнення лікувального ефекту;
- виготовлення й налагодження приладу, апробація в амбулаторних умовах.

Кінематичні схеми сканерів із коливанням відхиляючого дзеркала

Принципово схеми двох координатних сканерів на коливальних дзеркалах можна об'єднати у дві групи:

- з поступальним переміщенням та кутовим коливанням відхиляючого дзеркала (рис. 1, *а*);
- з кутовим його коливанням (рис. 1, *б*).

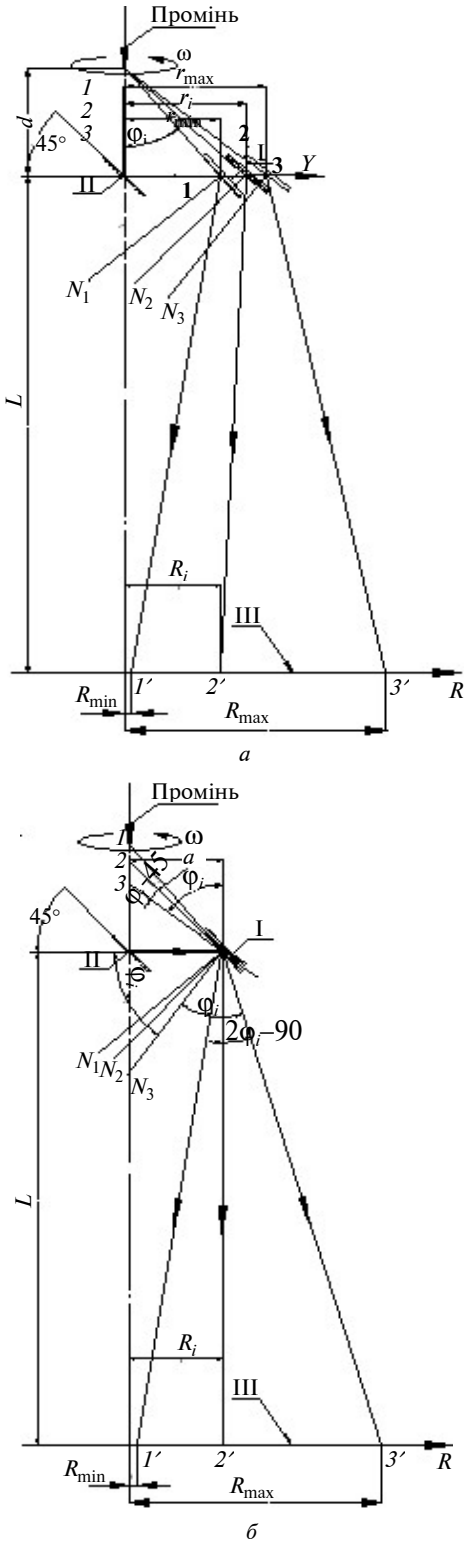

Рис. 1. Кінематичні схеми сканерів на коливальних дзеркалах: I – дзеркало, що відхиляє промінь; II – дзеркало сканувальне, що обертається; III – ділянка поверхні, що опромінюється радіусом R_i; **1**, **2**, **3** – послідовні позиції дзеркала I; *1*, *2*, *3* – положення площини дзеркала I на осі променя; *1′*, *2′*, *3′* – положення лазерного променя в зоні опромінення для відповідних позицій дзеркала I

Приймаючи спіраль як універсальну траєкторію заповнення площі круга енергією випромінювання, в межах якого знаходиться лікувальна зона пацієнта, можна використовувати відомі схеми утворення спіралі (наприклад, Архімеда) для створення принципової схеми сканерів: обертання променя відносно центра, який збігається з центром лікувальної зони, та кутове його відхилення. Для цієї схеми сканування променя завдання рівномірного (за рівнем густини енергії W_E) опромінення кожної ділянки лікувальної зони вирішується кінематично – зміною кута нахилу відхиляючого дзеркала за визначеним законом.

Закон зміни кута нахилу дзеркала для розташування променя на визначеному радіусі спіралі R_i можна встановити, використовуючи графічні побудови на рис. 1. На наведених схемах опромінення прийняті такі позначення: φ_i – кут нахилу дзеркала, що відхиляє промінь; Y – величина переміщення дзеркала, що відхиляє, відносно сканувального дзеркала I (рис. 1, *а*); R_i – поточний радіус опромінюваної ділянки; a – відстань від дзеркала I, що відхиляє, до сканувального дзеркала (рис. 1, *б*); L – відстань до пацієнта; d – відстань від дзеркала II до центру коливання дзеркала I (рис. 1, *а*).

Для реалізації схеми сканування, наведеної на рис. 1, *а*, дзеркало I, що відхиляє, змінюючи кут нахилу до осі променя внаслідок повороту навколо центру, розташованого на відстані d від сканувального, виконує також пов'язаний з нахилом поступальний рух зі змінним кроком уздовж осі Y: $s_i = r_{i+1} - r_i$. Опускаючи детальні викладки, наводимо одержану взаємозалежність між кутом нахилу φ_i дзеркала II та радіусом сканування променя R_i у зоні опромінення:

$$\mathrm{tg}^2\varphi_i - \frac{2R_i}{2d+L}\,\mathrm{tg}\varphi_i - \frac{L}{2d+L} = 0, \qquad (1)$$

тобто

$$\varphi_{i_{1,2}} = \mathrm{arctg}\left\{\frac{R_i}{2d+L} \pm \left[\frac{R_i^2}{(2d+L)^2} + \frac{L}{2d+L}\right]^{0,5}\right\},$$

причому коливальне дзеркало I зміщується вздовж осі Y на відстань $r_i = d\,\mathrm{tg}\varphi_i$.

Враховуючи, що лазерний промінь має переміщуватися вздовж спіралі, близької до спіралі Архімеда, її радіус буде змінюватися за за-

коном $R = S\Delta/2\pi$ (Δ – кут повороту сканувального дзеркала навколо осі променя), тобто для цілої кількості обертів дзеркала n ($\Delta = n2\pi$) радіус спіралі збільшиться до величини $R_n = nS$. Для вибраної тактики підтримування стабільного рівня густини енергії в межах зони опромінення, за умови постійної величини кутової швидкості обертання сканувального деркала ω, повторним доопроміненням зон, які не одержали відповідну дозу енергії, крок спіралі S_i має зменшуватися із зростанням лінійної швидкості руху променя вздовж траєкторії переміщення. Тоді поточний радіус сканування $R_i = R_0 + \sum_i^n S_i$ (рис. 2) має змінюватися внаслідок покрокової зміни кроку спіралі, який можна визначити із рівняння

$$S_i^2 + \left(d_0 + 2R_0 - \frac{4P}{[\Delta W_E] d_0 \omega \pi^2} \right) S_i + \left\{ \frac{4P}{[\Delta W_E]\omega\pi^2} - 2d_0(d_0 + R_0) \right\} = 0, \qquad (2)$$

тобто

$$S_{i_{1,2}} = -\left(\frac{d_0}{2} + R_0 - \frac{2P}{[\Delta W_E] d_0 \omega \pi^2} \right) \pm \sqrt{\left(\frac{d_0}{2} + R_0 - \frac{2P}{[\Delta W_E] d_0 \omega \pi^2} \right)^2 - \left[\left(\frac{4P}{[\Delta W_E]\omega\pi^2} \right) - 2d_0(d_0 + R_0) \right]}^{0,5},$$

де d_0 – діаметр лазерного променя; R_0 – радіус початкового витка спіралі; P – потужність лазерного променя; ω – кутова швидкість обертання сканувального дзеркала ($с^{-1}$); $[\Delta W_E]$ – рівень густини енергії, який потрібно компенсувати для досягнення нормованої її величини $[W_E]$ із завдання досягнення терапевтичного ефекту:

$$\Delta W_E = [W_E] - \frac{P}{d_0 2\pi R_i \omega}.$$

Крок чергового витка спіралі повинен змінюватися на величину $\Delta S_i = d_0 - S_i$, яка має тенденцію до зменшення в міру наближення до межі зони опромінення.

На рис. 3 показано закономірності зміни густини енергії в зоні опромінення вздовж траєкторії руху променя за спіраллю із різними законами зміни її кроку S_i: очевидно, що сканування із постійним кроком (крива *1*) або із його зменшенням на постійну величину (крива 2) не може забезпечити вирівнювання питомого вкладу енергії по площі опромінення, тобто потрібно виконувати формування спіралі зі зміною її кроку за визначеною закономірністю (крива *3*). Для останньої залежності одержано таку закономірність (крива *4*): $S_i = f(R_i)$.

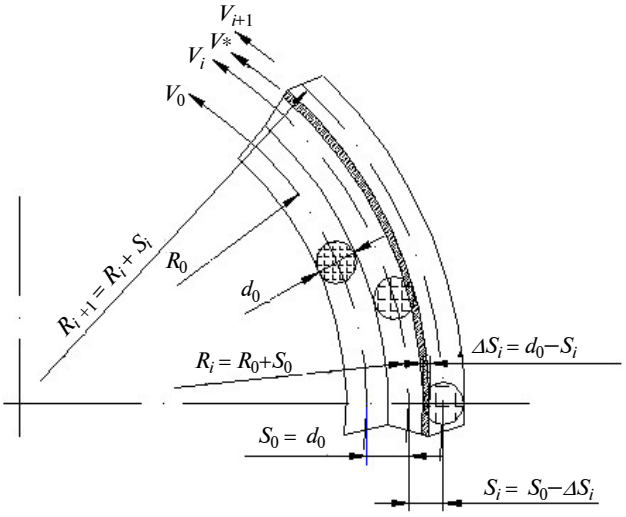

Рис. 2. Схема сканування з компенсацією рівня густини енергії додатковим опроміненням

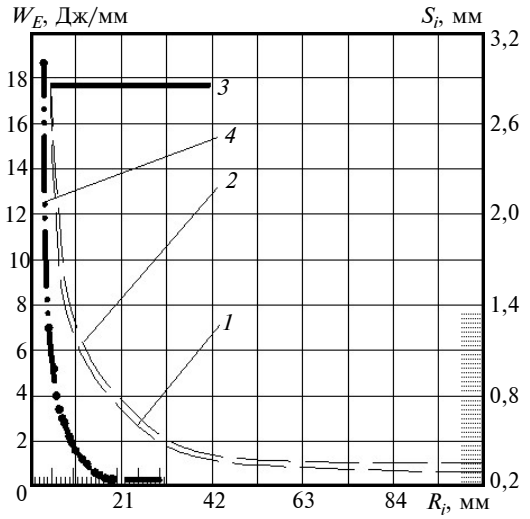

Рис. 3. Графіки зміни густини енергії у витках спіралі: *1* – $S_i = d_0$ = const (d_0 = 3 мм); *2* – $S_{i+1} = S_i - \Delta S_i$ (ΔS_i = = const = 0,04 мм); *3* – $S_{i+1} = S_i - \Delta S_i$ (ΔS_i = = Vary:$[W_E]$= const); *4* – $S_i = f(R_i)$

Розроблення конструкцій сканерів

Для здійснення найкращого закону сканування променя у площині опромінюваної ділянки (за закономірністю *3* на рис. 3) потрібен програмно-керований привод коливання дзеркала, що суперечить прийнятому принципу спрощення й здешевлення приладу. Цей принцип реалізовано в конструкції сканера (рис. 4) з кінематичною схемою, яку показано на рис. 1, *а*, за допомогою кулачка *6* для нелінійного керування кутом нахилу коливального дзеркала *8*. Обертання від валу двигуна *1* з редуктором (n = 2 об/хв) блоком шківів *3* і *4* (шків *4* – змінний) передається сканувальному дзеркалу *7*, встановленому на шляху променя, через шків *5* та через шків *10* – стакану з циліндричним кулачком *6*. Розходження в передатних відносинах приводів ($i_{дз}$ = 0,8 та $i_к$ = 0,75) забезпечує відносно повільне обертання дзеркала *9* і кулачка *6* (останній відстає), що подовжує процедуру опромінення ділянки діаметром 300 мм до 15 хв із плавним зменшенням кроку від центра до периферії зони (від $S_i = 0,41d_0$ до $S_n = 0,05d_0$). До пацієнта лазерний промінь від випромінювача (на цьому рисунку не показаний) подається через світловод у вузол введення сканера з корегувальною лінзою *11*, що колімує промінь (зменшує кут його розходження), та парою дзеркал *7* і *8*. Уздовж осі променя в дзеркалі *7* виготовлено отвір *9* (діаметром ~ 0,3 мм) для відводу частини променя до пацієнта, який потрібен на етапі центрування приладу відносно ділянки, що опромінюється. Ця процедура виконується за рахунок ступенів свободи маніпулятора (штанги штатива), до якого за допомогою отворів *12* у корпусі *2* прикріплюється прилад. Кулачок *6* закріплюється гвинтами, його початковим кутовим положенням відносно кулачка *8* основна

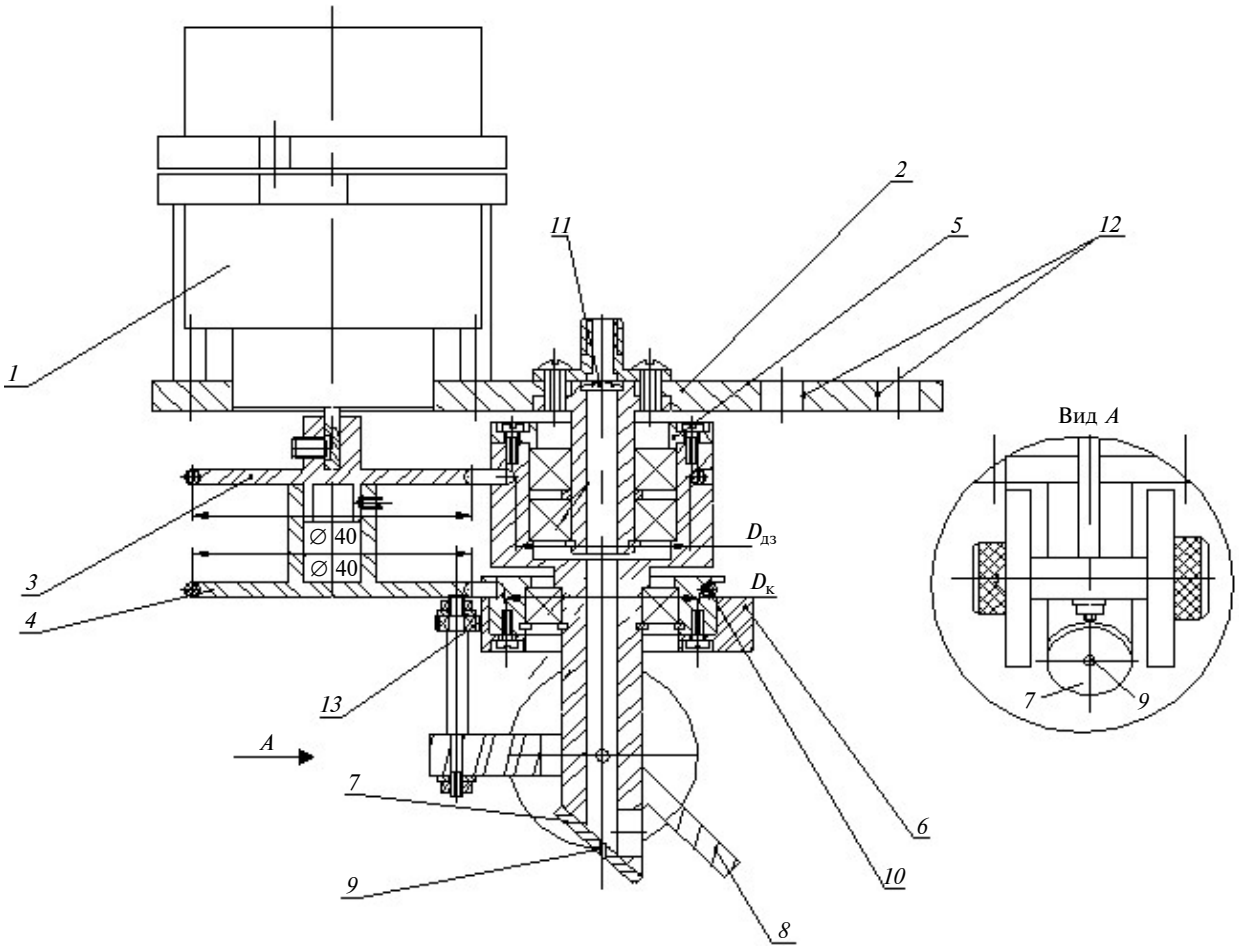

Рис. 4. Конструкція сканера на дзеркалі, що коливається та зміщується: *1* – привод обертання; *2* – корпус; *3*, *4*, *5*, *6* – шківи ремінних передач (*4* – змінний); *7*, *8* – дзеркала, відповідно, сканувальне та коливальне; *9* – отвір для відбору променя для центрування приладу; *10* – ремінь; *11* – муфта для приєднання світловолокна; *12* – отвори для закріплення сканера; *13* – поводок із роликом

частина променя, відбита дзеркалами *7* і *8*, установлюється на відстані R_{max} від центру ділянки, що опромінюється. Включається привод *1* у бік руху променя до її центру. Якщо наприкінці шляху привод не виключають, то промінь міняє напрямок руху на протилежний від центру і в разі погоджених параметрів кулачка з розмірами зони опромінення процедура повторюється прохід за проходом. За допомогою змінного шківа *4* встановлюється тривалість процедури при незмінних розмірах ділянки.

Хоча наведена конструкція відповідає вимогам до її простоти та дешевизни, практичне використання сканера потребує доволі високого рівня технологічного забезпечення процедури, оскільки за результатами обчислень за залежностями (1) і (2) має профілюватися кулачок *6* управління кутом нахилу дзеркала *8*, що відхиляє, причому профіль кулачка повинен за половину свого оберту забезпечити відхилення дзеркала на максимальний кут при складному законі приросту кута за умови поступового збільшення радіусу його розташування r_i, а при зміні розміру лікувальної зони має бути змінений у разі потреби виконання терапевтичної процедури у кілька проходів (більше двох). Остання обставина ускладнює її виконання без участі спеціаліста в умовах районної і місцевої медицини, наприклад, у фельдшерсько-акушерських пунктах, де відсутня матеріальна база оперативного виготовлення циліндричних кулачків.

При використанні схеми з кутовим коливанням дзеркала I, що сканує, відносно осі, розташованої на його поверхні (див. рис. 1, *б*), завдання рівномірного опромінення кожної ділянки лікувальної зони вздовж траєкторії у вигляді спіралі також вирішується кінематичними засобами. Проте зміна виду переміщення (за дзеркалом залишається лише кутове його коливання відносно осі, яка лежить на поверхні дзеркала і проходить уздовж нормалі до точки її зустрічі з віссю променя) спрощує закон зміни радіусу в спіральному його русі, а значить, процедуру проектування, форму і конструкцію кулачка.

У конструкцію сканера (див. рис. 4) внесено зміни до вузла сканування (рис. 5) [6]. Дзеркало *8*, що відхиляє, виготовлено у вигляді циліндра з дзеркальною фаскою під кутом 45° до його осі і має поводок *13* із роликом, який пружиною притискується до внутрішньої поверхні кулачка *6*. Остання має конфігурацію, яка визначає закономірність зміни радіусу сканування R_i, тобто положення променя на поверхні лікувальної зони.

Для налагодження вибраного початкового положення променя послаблюється гайка, що утримує кулачок *6*, і, тримаючи його за зовнішню поверхню з накаткою, повертають у потрібне положення для направлення променя або в центр зони опромінення, або на її периферію. Для першого положення привод обертає дзеркало в напрямку переміщення променя від центру лікувальної зони, при другому початковому положенні – до центру. Для енергетичного управління процедурою потрібно впливати або на кутову швидкість обертання двигуна, або на потужність пучка випромінювання *P*.

Конструкція вузла сканування (рис. 5) може модифікуватися залежно від вибраної схеми керування кутом нахилу дзеркала *8*: за першою (рис. 5, *а*) – управління нахилом дзеркала, що відхиляє, на початку формування спі-

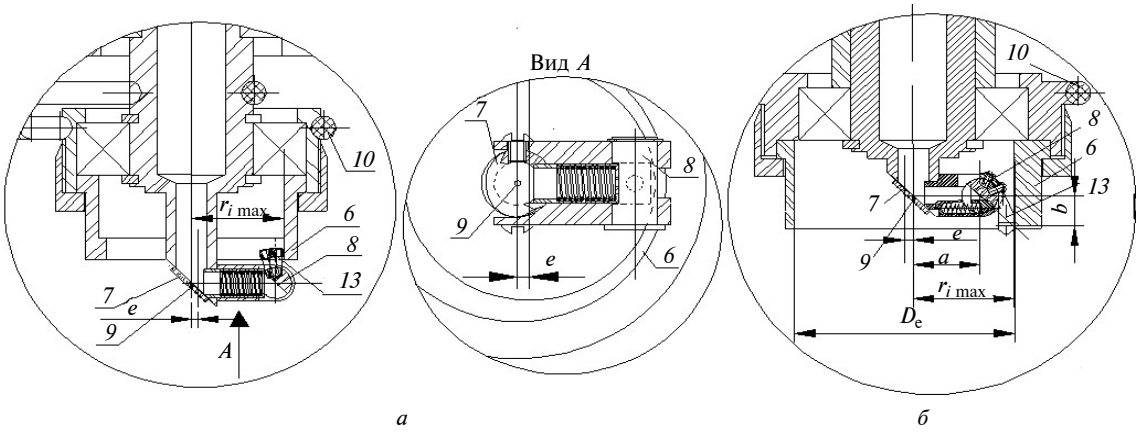

Рис. 5. Конструкція вузла сканування за першою (*а*) та другою (*б*) схемою: *6* – кулачок; *7* – дзеркало, що сканує; *8* – дзеркало, що відхиляє; *9* – отвір; *10* – ремінь; *13* – поводок

ралі (від центру зони опромінювання) відбувається внаслідок зменшення радіусу кулачка *6*, тобто починаючи з розташування його повідка *13* на найбільшому радіусі кулачка *6*. За другою схемою поводок *13* розташовується на початку процедури на найменшому радіусі (рис. 5, *б*). За зовнішніми ознаками при різних початкових напрямках використання поверхні кулачка має змінюватися залежність радіусу спіралі від кута його повороту.

Розглянемо кінематичну схему сканера з першою схемою управління, розділивши її на привод обертання обох дзеркал і коливання дзеркала *11*, що відхиляє (рис. 6). На виді *B* наведено кінематичну схему сканера: на рис. 6, *а* – за першим видом керування скануванням, на рис. 6, *б* – за другим. За обертання дзеркал *7* і *8* через ремінну передачу *3–5*, а кулачка *6** через передачу *4–6* від привода *1*, який має кутову швидкість обертання $\omega_д$, їх кутові швидкості будуть дорівнювати $\omega_{дз} = \frac{\omega_д}{i_{дз}}$, $\omega_к = \frac{\omega_д}{i_к}$. Тоді швидкість їх відносного обертання така:

$$\omega_{дз-к} = \omega_{дз} - \omega_к = \frac{\omega_{дв}}{i_{дз}} - \frac{\omega_{дв}}{i_к} = \omega_{дв}\left(\frac{1}{i_{дз}} - \frac{1}{i_к}\right). \quad (3)$$

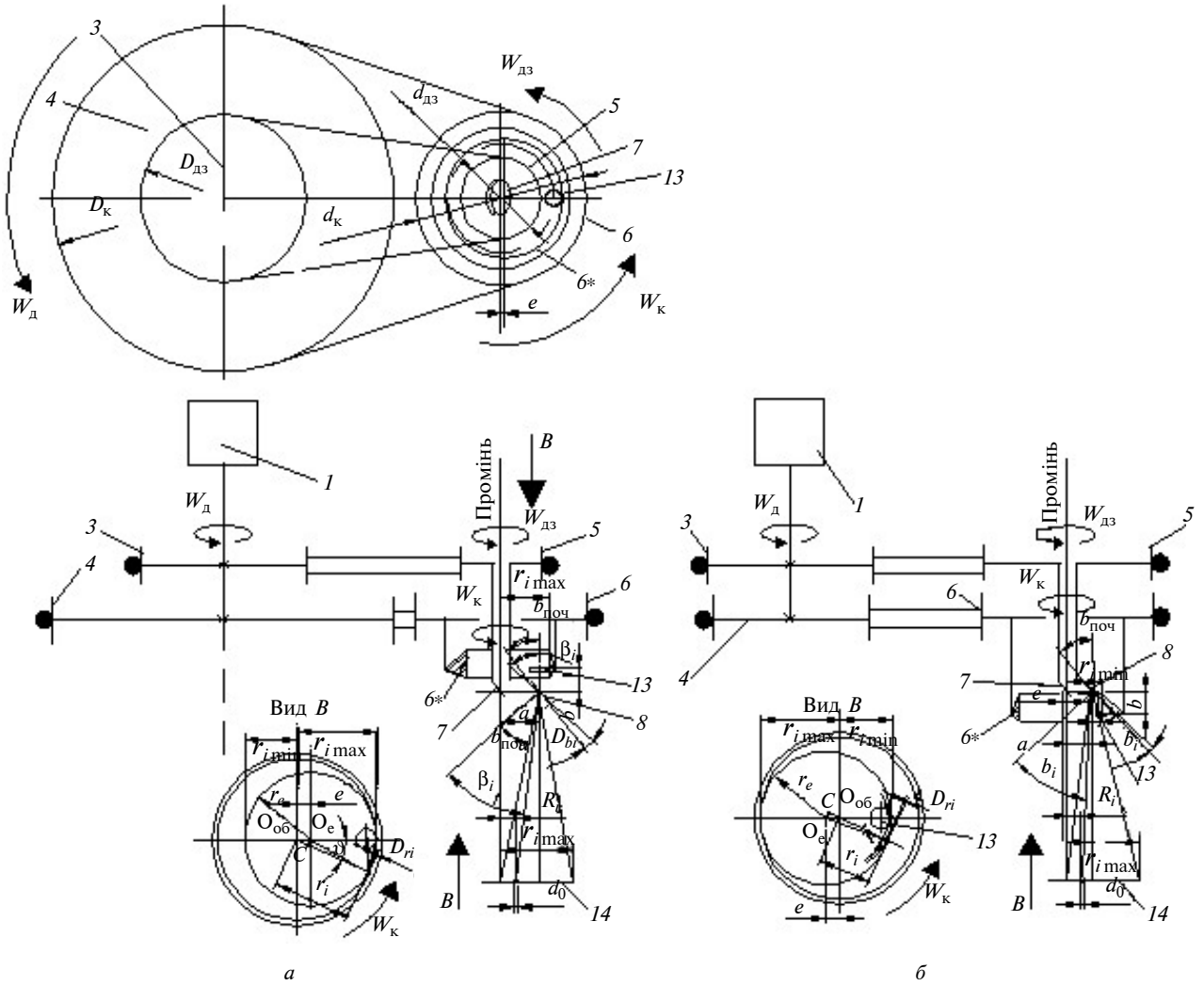

Рис. 6. Розрахункова кінематична схема сканера за першим (*а*) та другим (*б*) видом управління скануванням: *1* – привод обертання; *3*, *4*, *5*, *6* – шківи ремінних передач (4 – змінний); *7*, *8* – дзеркала, відповідно, сканувальне та коливальне; *13* – поводок; *14* – пацієнт; $O_{об}$ – центр обертання кулачка; O_e – центр ексцентричної поверхні кулачка; $i_к = \frac{d_к}{D_к}$, $i_{дз} = \frac{d_{дз}}{D_{дз}}$

Початковий кут нахилу дзеркала *8*, що відхиляє, має бути таким, щоб відбитий дзеркалами *7* і *8* промінь на вибраній відстані від сканера L (на рівні поверхні опромінюваної зони у пацієнта *14*) збігся з центральним променем, що пройшов через отвір в дзеркалі *7*:

$$\beta_{\text{поч}} = 0,5 \operatorname{arctg}\left(\frac{L}{a}\right). \quad (4)$$

Для переміщення променя уздовж лінії в процесі формування спіралі Архімеда на величину R_i дзеркало *8* необхідно нахилити під кутом β_i:

$$R_i = L \operatorname{tg}(2\beta_i - 90) + a, \quad (5)$$

де $\beta_i = \Delta\beta_i + \beta_{\text{поч}}$, а $\Delta\beta_i$ – приріст кута нахилу дзеркала *8* за один оберт сканувального дзеркала *7*:

$$\Delta\beta_i = 2 \arcsin\left(\frac{\Delta r_i}{2b}\right). \quad (6)$$

Зміна кута нахилу дзеркала *8* β_i відбувається повідком *13* (див. рис. 5 і 6), ролик якого пружиною притискається до циліндричної внутрішньої поверхні кулачка *6**. Для кулачка з ексцентричною циліндричною поверхнею радіусом r_e, яка має ексцентриситет e, зміна радіусу від $r_{i\max}$ до $r_{i\min}$ (для схеми на рис. 6, *а*) залежить від кута його повороту φ_i при обертанні навколо осі променя:

$$\Delta r_i = r_e + e(1 - \cos\varphi_i) - [r_e^2 - (e \sin\varphi_i)^2]^{0,5}. \quad (7)$$

Для схеми на рис. 6, *б* залежності (6) і (7) змінюються на такі:

$$\Delta\beta_i = 0,5 \operatorname{arctg} \times \left[\frac{(a + \Delta R_i)}{b}\right], \quad (6^*)$$

$$\Delta r_i = [r_e^2 - (e \sin\varphi)^2]^{1/2} - r_e + e(1 - \cos\varphi). \quad (7^*)$$

У наведених вище залежностях прийнято такі позначення: b – довжина важеля *16*; a – відстань між дзеркалами *7* і *8*; L – робочий відрізок сканера (відстань до поверхні опромінюваної зони). На рис. 7 наведено залежності (6) і (7), які отримано обчислювальними експериментами для різних параметрів сканера (e і r_e) при незмінних значеннях величин a, b і L.

Враховуючи тенденції залежностей графіка Δr_i на рис. 7 можна укласти наступне. Радіус кулачка r_i, а значить, і залежні від нього величини $\Delta\beta_i$ і R_i змінюються з різним темпом: повільне збільшення величин – на початковій ділянці кривих (від 0° до 45°), далі відбувається майже рівномірний їх приріст (≈ до 135°) і, нарешті, повторюється у зворотному напрямі темп початкової ділянки – зменшення приросту величин (до 180°).

Очевидно, що найбільш відповідною ділянкою для формування в зоні опромінення витків, які перекриваються з великим перекриттям $\Delta S_i = d_0 - S_i$, тобто з коефіцієнтом перекриття $k_n = \frac{S}{d_0} << 1$ (див. рис. 2), що викликається різким збільшенням радіусів витків, наступних за першим, а це означає прискорення руху променя вздовж спіралі, є початкова ділянка кривої від 0 до 20°. При подальшому відносному кутовому зсуві дзеркала *8* і кулачка прискорення руху променя падатиме внаслідок зменшення відносного приросту радіусу його руху, для чого за характером зміни радіусу підходить ділянка оберту від 20° до 90°, оскільки далі починається зворотний процес – зменшення k_n до початкових величин $<< 1$. Таким чином, із дії кулачка на рух променя з його повного оберту необхідно видалити ділянку з кутовою коор-

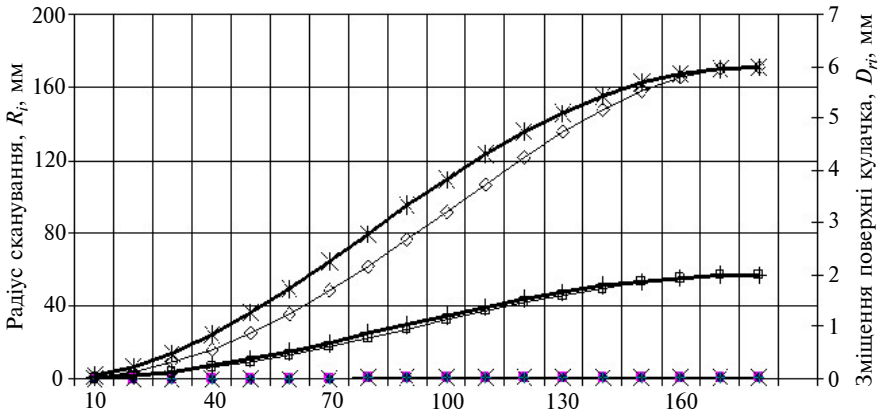

Рис. 7. Закономірності зміни радіусу ексцентричного кулачка при його обертанні Δr_i та радіусу сканування променя R_i в зоні опромінення: ∗, +, × – для напрямку сканування із зменшенням радіусу кулачка; o, ◊, □ – зі збільшенням радіусу останнього; ∗ – e = 3 мм, + – e = 1 мм, × – e = 0,5 мм

динатою $90° < \varphi < 270°$, тобто необхідно змінити конструкцію кулачка (ексцентричного), аби позбавитися від секторів його обертання, які не відповідають вибраному закону сканування променя відповідно до рис. 2.

На крутість залежності $R_i = f(\varphi_i)$ також впливає ексцентриситет кулачка *e* (див. рис. 7), проте, його величина також визначає і розмах спіралі, тобто максимальний радіус видалення променя від центру зони опромінення $R_{\max}$. Тому для ефективного використання цієї залежності необхідно в конструкції сканера передбачити можливість оперативної і бажано плавної зміни як величини ексцентриситету, так і розмірів важелів *a* і *b* (4)–(7). Для наведених залежностей $a = 10$ мм, а $b = 7$ мм.

Для об'єднання секторів кулачка, що залишилися, необхідно в конструкції сканера використати складений профіль з тих ділянок ексцентричного профілю, які використовуються для ефективного заповнення зони опромінення з позицій рівномірності її енергетичного опромінення. Це можливо при заміні його "шкідливих" секторів на "корисні" (рис. 8).

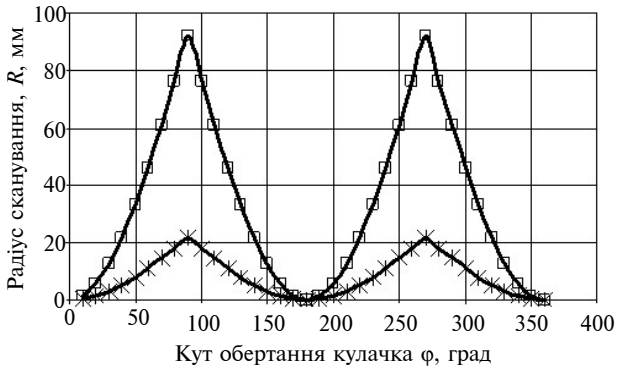

Рис. 8. Кінематична характеристика кулачка з подвійним профілем

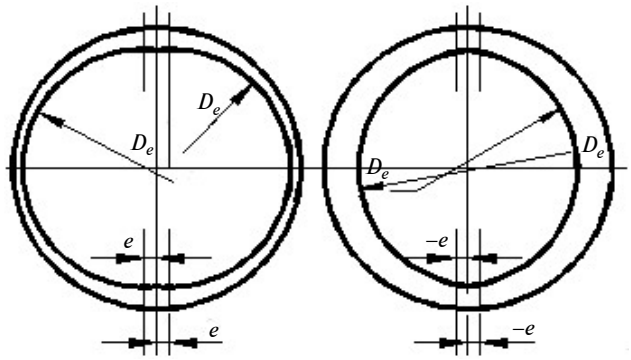

Рис. 9. Профіль кулачка з подвійною робочою поверхнею: для першого (*а*) та другого (*б*) виду сканування

Така зміна в конструкції кулачка практично не ускладнює технологію його виготовлення, а також і режимне забезпечення процедури опромінення. Як видно з рис. 9, профіль кулачка утворено двома циліндричними поверхнями, що мають однаковий зсув з осі його обертання, рівний *e*. Технологічно це виконується на одному верстаті при обробці (свердлінні, зенкеруванні та розгортанні або розточуванні) двох однакових отворів, зміщених відносно осі кулачка на одну відстань *e*. Необхідно зазначити, що для цього може знадобитися кондуктор з поворотом втулки на 180°.

Алгоритм проектування сканера та режимів опромінення

Вибір параметрів сканера, його приводу, режиму роботи лазера і конструкції кулачка, виконується за наведеним нижче алгоритмом:

1. Визначаємо значення ексцентриситету *e* за наведеними рівняннями для найбільшого радіусу сканування $R_{\max}$ з огляду на розміри зони опромінення і конструктивні параметри сканера *a* і *b*.

2. Розраховуємо лінійну швидкість сканування променя для вибраної потужності випромінювача (*P*) і необхідного рівня густини енергії в зоні опромінення за рівнянням $V \le \dfrac{\mathrm{P}}{\left\{[W_E]\left[\left(\dfrac{\pi d_0}{4}\right) + 2\pi \mathrm{R}_i\right]\right\}}$, приймаючи, що $\mathrm{R}_i \in d_0 - \mathrm{R}_{\max}$.

3. Вибираємо двигун приводу дзеркала *7* (див. рис. 6) за кінематичними ознаками:

$$\omega_{\text{д}} = \frac{\omega_{\text{дз}}}{i_{\text{дз}}} = \frac{V}{2\pi_i R_i i_{\text{дз}}}.$$

4. Визначаємо передавальне число приводу обертання кулачка $i_{\text{к}}$, враховуючи необхідну кількість витків спіралі для покриття зони опромінення:

$$i_{\text{к}} = \frac{i_{\text{дз}}(R_{\max} - 4d_0)}{R_{\max}}.$$

5. Розраховуємо діаметр змінного шківа для приводу кулачка:

$$D_4 = D_{\text{дв}} i_{\text{к}},$$

де $D_{\text{дв}}$ – діаметр веденого шківа на осі дзеркала.

6. Визначаємо тривалість фізіотерапевтичної процедури: $t = \frac{2\pi\left(\frac{R_{\max}}{d_0}\right)}{d_0 240\omega_д i_{дз}}$ хв (одного проходу пучка випромінювання в будь-якому з можливих напрямів). За один оберт кулачка виконується чотири цикли опромінення – по два в кожному напрямку.

Висновки

Аналіз результатів досліджень розроблених конструкцій, які зображено на рис. 7 та 8, дав можливість зробити такі висновки:

- закономірності першої та другої схеми використання ексцентричного кулачка майже ідентичні (див. рис. 7), тому при виборі конструкції потрібно враховувати лише її технологічність;
- збільшення величини ексцентриситету кулачка *e* веде до більш різкої зміни кроку спіралі, вздовж якої рухається промінь (див. рис. 7 і 8);
- у межах відносного повороту кулачка та дзеркала 90÷270° в кінці прямого і на початку зворотного проходу (див. рис. 7) відбувається істотне зменшення (недостатнє збільшення) кроку спіралі, що не відповідає плавному темпу приросту (зменшенню) радіусу перемі–щення променя на цих ділянках спіралі;
- можна вважати за доцільне використання окремих ділянок залежностей (див. рис. 8), наприклад, в межах яких темп зменшення (збільшення – для зворотного руху) кроку відповідає бажаній зміні радіусу сканування і вимогам компенсації падіння густини енергії внаслідок збільшення лінійної швидкості сканування при незмінній кутовій швидкості обертання дзеркала;
- для реалізації вибраного закону зміни радіусу сканування променя доцільно вико–ристовувати складений профіль кулачка, створений з двох циліндричних поверхонь, розташованих з однаковим лінійним зсувом з осі обертання *e* в різні боки, тобто з кутовим – на 180° (див. рис. 9);
- при виконанні відносного обертання кулачка і дзеркала на 360° буде зроблено два повні цикли переміщення променя: прямого від $R_0 = 0$ до $R_{\max}$ і зворотного ходу;
- на думку розробників прилади розроб–леної конструкції можуть знайти застосування поряд із сучасними двокоординатними сканерами з процесорною системою управління, швидше в умовах районних і сільських лікарень та фельдшерсько-акушерських пунктів, тому що вони характеризуються простотою конструкції і, головне, дешевизною без втрати експлуатаційних можливостей.

У перспективі передбачається виконати дослідження можливості використання розроблених сканерів у процедурах косметичної та дерматологічної медицини з використанням потужного лазерного променя при модернізації їх конструкцій.

Список літератури

1. *Котляров В.П., Салаваті Хамідреза.* Технічне забезпечення процедур лазерної терапії // Наукові вісті НТУУ "КПІ". – 2008. – № 3. – С. 96–103.
2. *Гримблатов В.М.* Современная аппаратура и проблемы низкоинтенсивной лазерной терапии // Применение лазеров в биол. и мед.: Сб. научн. тр. – К.: Техніка, 1996. – С. 123–127.
3. *Авт. свид. № 1494281 C21d.* Установка для лазерной терапии / В.П. Котляров, Д.В. Котляров, В.С. Коваленко, 1998.
4. *Авт. свид. № 1480181 C21d 08/23.* Лазерная терапевтическая установка / В.П. Котляров, Д.В. Котляров, В.С. Коваленко, 1989.
5. *Прохончук А.А., Жижина Н.А.* Лазеры в клинической медицине. Руководство для врачей / Под ред. С.Д. Плетнева. – М.: Медицина, 1996. – 354 с.
6. *Патент України № 67755 МКІЗ A61N 5/067.* Установка для лазерної терапії / О.М. Оніщенко, В.П. Котляров. – Опуб. 12.03.2012, Бюл. № 5.

Рекомендована Радою
Механіко-машинобудівного інституту
НТУУ "КПІ"

Надійшла до редакції
28 жовтня 2013 року