

2. PCT/US2002/039139. A61B 3/103 Model eye and aberrometer calibration method. / Altmann Griffith E. Prior Publication Data US WO/2003/049606, 11.12.2001. Publication Date 19.06.2003.
3. PCT/US2002/039421. A61B 3/103 (2006.01) Apparatus and the associated methods for calibrating a wavefront sensor / Martino Ronald J. Prior Publication Data US WO/2003/051190, 14.12.2001. Publication Date 26.06.2003.
4. Cheng X, Himebaugh NL, Kollbaum PS, Thibos LN, Bradley A. Validation of a clinical Shack-Hartmann aberrometer // TOptom Vis Sci.T 2003. Aug;80(8):587-595.
5. Rodriguez P., Navarro R, Arines J, Bara S. A new calibration set of phase plates for ocular aberrometers // J Refract Surg. 2006 Mar;22(3):275-284.
6. Галецкий С.О., Беляков А.И., Черезова Т.Ю., Кудряшов А.В. Создание модели человеческого глаза методами адаптивной оптики // Оптический журнал. – 2006. – Т. 73. - № 7, - С.79 - 82.

<p>Чиж И.Г., Афончина Н.Б., Шиша Т.О. Модель оптической системы глаза для тестирования и сертифицирования офтальмологических aberrometers Представлены результаты обзора имитаторов оптической системы глаза человека. Предлагается модель глаза, позволяющая воспроизводить коэффициенты Цернике в диапазоне и модальном составе, соответствующему глазу человека, которая предназначена для тестирования aberrometers.</p>	<p>Chyzh I.H., Afonchyna N.B., Shysha T.O. Human eye test-lens for calibration and certification of ophthalmic aberrometers A review of human eye test-lens is presented. An eye model is proposed which enables to evaluate Zernike coefficients in a range and with modes corresponding to a human eye. The model may be applied when testing aberrometers.</p>
---	--

*Надійшла до редакції
21 січня 2007 року*

УДК 615.849.19

ПРИЛАД «ПРОМІНЬ-12» ІНТЕГРОВАНОГО ВПЛИВУ НА РУБЦЕВІ УТВОРЕННЯ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН

*Дастжерді А. Х. М., Ключко Т. Р., Скицюк В. І., Тимчик Г. С., Національний технічний
університет України «Київський політехнічний інститут», м. Київ, Україна*

*В статті йдеться про метод та створений прилад лікування рубцевих структур, які
утворюються внаслідок хірургічного або травматичного пошкодження поверхні шкіри*

Вступ. Постановка завдання

Сучасна медична клінічна практика все частіше застосовує лазерні технології для лікування захворювань внутрішніх та зовнішніх органів людини. Незмінно нагальними є проблеми лікування або видалення рубцевих структур, які утворені в наслідок післяопераційних натягів, опіків, травм тощо. Для знищення рубцевих, патологічних утворень біологічної тканини є спроба [1, 2, 3] використання лазерних приладів, що побудовані на основі ербієвих, СО₂- лазерів для комплексного впливу на приповерхневі шари шкіри на різній глибині. Отже є спроба оптимізації режимів абляції біологічної тканини та термічної дії для

регенерації колагену шкіри та досягнення ефекту розгладжування неглибоких утворень для лікування кожного конкретного пацієнта. Але ж застосовані режими, що мають достатньо високу потужність лазерного випромінювача, можуть призвести до випадкових небажаних наслідків. Тому нагальною проблемою є пошук таких режимів, що не спричиняють різких змін клітин шкіри з огляду на дози поглиненої енергії, тобто режимів з меншою інтенсивністю.

Відомі методи лікувального лазерофорезу для полегшення стану рубцевих утворень, які застосовують розчин лідази із впливом імпульсного інфрачервоного лазерного випромінювання з довжиною хвилі 0,89 мкм, частотою проходження імпульсів 1500 Гц із середньою потужністю в імпульсі 2 - 4 Вт. Методика контактна, лабільна, час впливу 8 - 12 хв, курс лікування зазвичай складається з 10 процедур, по 1-й процедурі щодня [4].

Особливості механізму проникнення лікувальних препаратів до організму під впливом низькоінтенсивного лазерного випромінювання терапевтичної потужності, від якого залежить ефективність таких методик, досліджувались [5] із застосуванням фантому мембрани на основі гідрофільної напівпроникненої полісахаридної мембрани з використанням додатної целюлози з границею ексклюзії молекулярної маси біомолекул біля 12000, основними композиційними елементами моделі шкіри – білка колагену та полісахариду гіалуронової кислоти. Тобто при використанні комплексних методик впливу медикаментозного засобу та електромагнетних полів у широкому частотному діапазоні необхідним є аналіз плинного стану об'єкта, який піддається впливу. Проте більшість відомих приладів не мають таких засобів, а методики аналізу є здебільшого штучними.

Отже необхідні методи та прилади для знищення рубцевих, патологічних утворень, а також ті, що дозволяють поєднати це з одночасним спостереженням за станом пацієнта під час лікувального впливу.

Механізм селективного впливу випромінювання на організм

В основу методик застосування лазерів з високою інтенсивністю у дерматології при лікуванні пороків судин, лікування рубців поверхні шкіри, розгладжування зморшок покладено явище селективного фототермоліза, за яким поглинене електромагнетне випромінювання певної довжини хвилі перетворюється на теплове. Так, роботами відомої київської лікарки д-ра мед. наук О. Богомолець доведено доцільність застосування лазерних технологій для лікувального впливу на патології шкіри [1, 2]. Лазерне лікування судинних порушень засновано на тепловому впливі лазерного випромінювання на судини без зміни структури приповерхневих тканин, що прилягають до стінок об'єкта впливу. Зелене випромінювання лазера проникає крізь поверхневі шари шкіри та добре поглинається гемоглобіном крові. У наслідок цього в ушкодженій кровоносній судині відбувається виділення великої кількості тепла, кров згортається, внутрішня стінка руйнується. Надалі патологічна судина заростає сполучною тканиною, а

шкіра знаходить природні властивості та зовнішній вигляд. Проте режими роботи подібної апаратури належно ретельно відбирати для здійснення

Залежності, що характеризують вибирання поглиненої променевої енергії основними хромофорами, які принадні шкірі людини, (рис. 1) [3] свідчать про високу ступінь здатності гемоглобіну поглинати світлове випромінювання з довжиною хвилі близько 0,530 – 0,535 мкм, 0,60 – 0,65 мкм, а також є невеличкі сплески поглинання у близькій зоні інфрачервоного випромінювання.

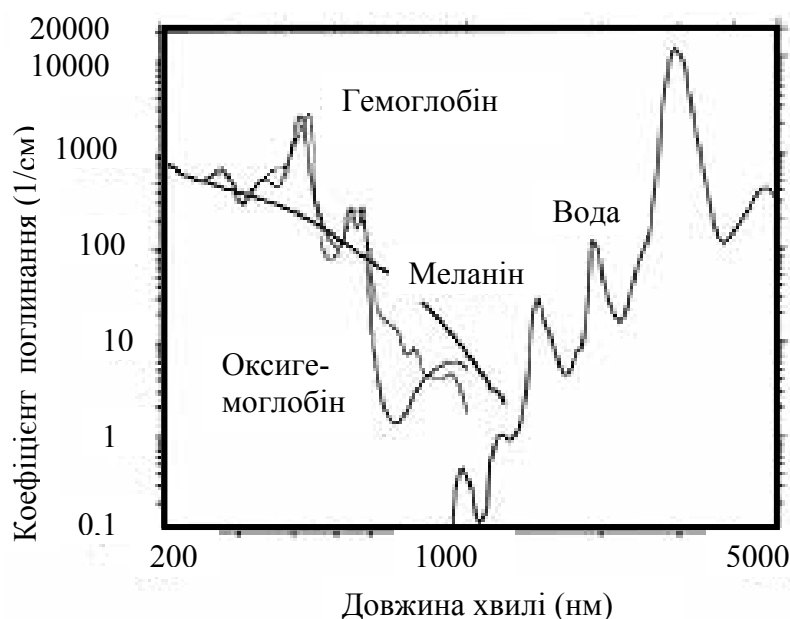


Рис.1. Залежність коефіцієнту поглинання хромофорів шкіри та води від довжини хвилі електромагнетного випромінювання

Отже можна висунути гіпотезу про найкращі лікувальні можливості застосування комплексного впливу випромінювання з визначеними довжинами хвиль на поверхневі та приповерхневі шари біологічної тканини для досягнення максимального ефекту поглинання з метою розсмоктуванні патологічних ділянок та рубцевих утворень. Також важливою задачею є спостереження за плинним станом тканини, яку піддають опроміненню. На засадах цієї гіпотези авторами запропоновано створення серії апаратів для низько інтенсивного впливу світловим випромінюванням на патології шкіри, в тому числі рубцеві утворення.

Устрій апаратів «ПРОМІНЬ-12.1» та «ПРОМІНЬ-12.2»

Створений терапевтичний прилад «ПРОМІНЬ-12.1» (рис. 2) здійснює метод одночасного лікувального впливу із застосуванням каналу спостереження за станом об'єкта, тобто із застосуванням зворотнього зв'язку з пацієнтом.

Структурну схему приладу наведено на рис. 3. Як джерело випромінювання в системі обрано лазер на основі ZnCdSe, який забезпечує вплив випромінюванням з довжиною хвилі в діапазоні зеленого (0,53 мкм).

Загальний принцип роботи приладу полягає у тому, що необхідно забезпечити випромінюючий елемент (лазер, елемент електромагнетного поля) спеціалізованим сигналом, який містить постійну і змінну складові. Тому в основі роботи приладу закладено два генератори.

Перший генератор створює рівень постійної потужності, необхідний як для підтримки мінімальної потужності лазера, так і електромагнетного випромінювача. Другий генератор виконує функції модулятора частоти випромінювання.

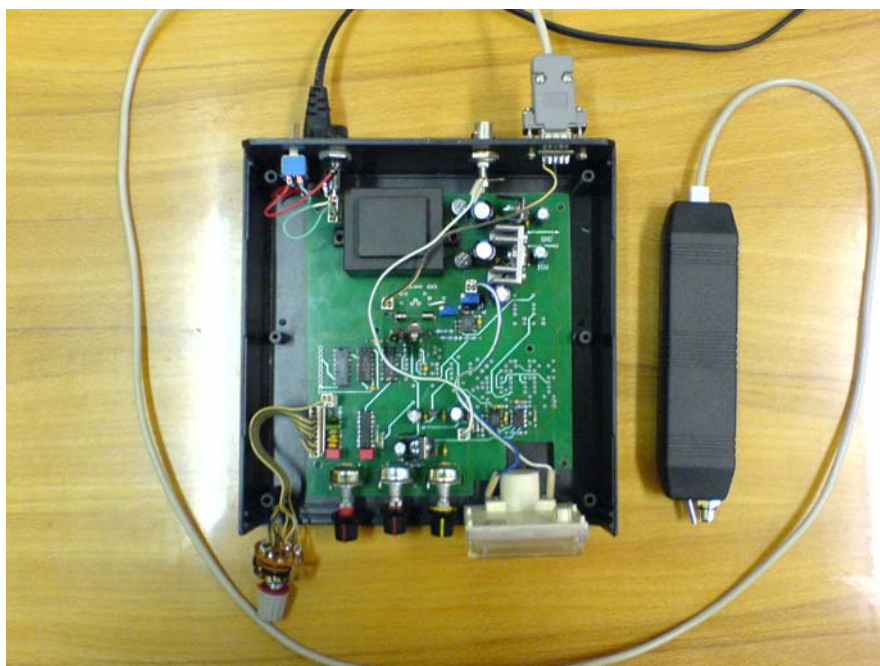


Рисунок 2 – Загальний вигляд апарату «ПРОМІНЬ-12.1»

На рис. 3 відображена структурна схема лазерного варіанту апарату «ПРОМІНЬ-12». Роль першого генератора у цій схемі виконує регулятор потужності постійного струму. Цей струм подається на схему модуляції.

Водночас з цим генератор високої частоти формує прямокутні імпульси, які надходять до модулятора. Як наслідок на випромінюючому елементі (лазер) формується напруга, яка є результатом взаємодії постійної та змінної складових.

Другий генератор для забезпечення широкого діапазону роботи в імпульсному режимі та виконання медичних вимог до подібної апаратури має три ступені керування. Перша ступінь – грубе настроювання частоти – забезпечує зміну частоти у три рази на кожному діапазоні у порівнянні з попереднім. Плавне перенастроювання забезпечує перекриття сусідніх діапазонів у межах $\pm 50\%$.

Окрім того, керування центральною частотою дозволяє зміщувати весь

спектр випромінювання у межах $\pm 10\%$ та створювати при бажанні модуляцію сигналу по частоті у цих самих межах.

Система має зворотній зв'язок, який полягає у наступному. Перша ступінь оптична, яка виконує функцію реєстрації відбиття оптичного сигналу від біологічного об'єкту. Виділення корисного сигналу, який частково виходить на зовнішній вимірювальний прилад, а частково надходить до генератору змінної частоти для того, щоб забезпечити стабільність робочої частоти та захоплення об'єкту дослідження.

Лазерна система контролюється індикатором потужності, який вмонтовано у лицьову панель корпусу приладу для контролю стабільності роботи випромінювача.

Схема апарату «ПРОМІНЬ-12.2» є подальшим удосконаленням приладу «ПРОМІНЬ-12.1», який дозволяє використовувати лінійку лазерних випромінювачів з різною довжиною хвилі та доводити щільність потужності випромінювання до 25 мВт/мм^2 з частотою модуляції, змінною у діапазоні від 0,1 Гц до 220 кГц. Такий діапазон дозволяє підналагоджування частоти від бажаних частот, що залежать від біологічних частот органів або групи клітин.

Окрім того, випромінююча голівка «ПРОМІНЬ-12.2» надає можливість зосереджувати свою потужність не менш п'яти об'єктів на певній ділянці (від $0,05 \text{ м}^2$ до $0,5 \text{ м}^2$).

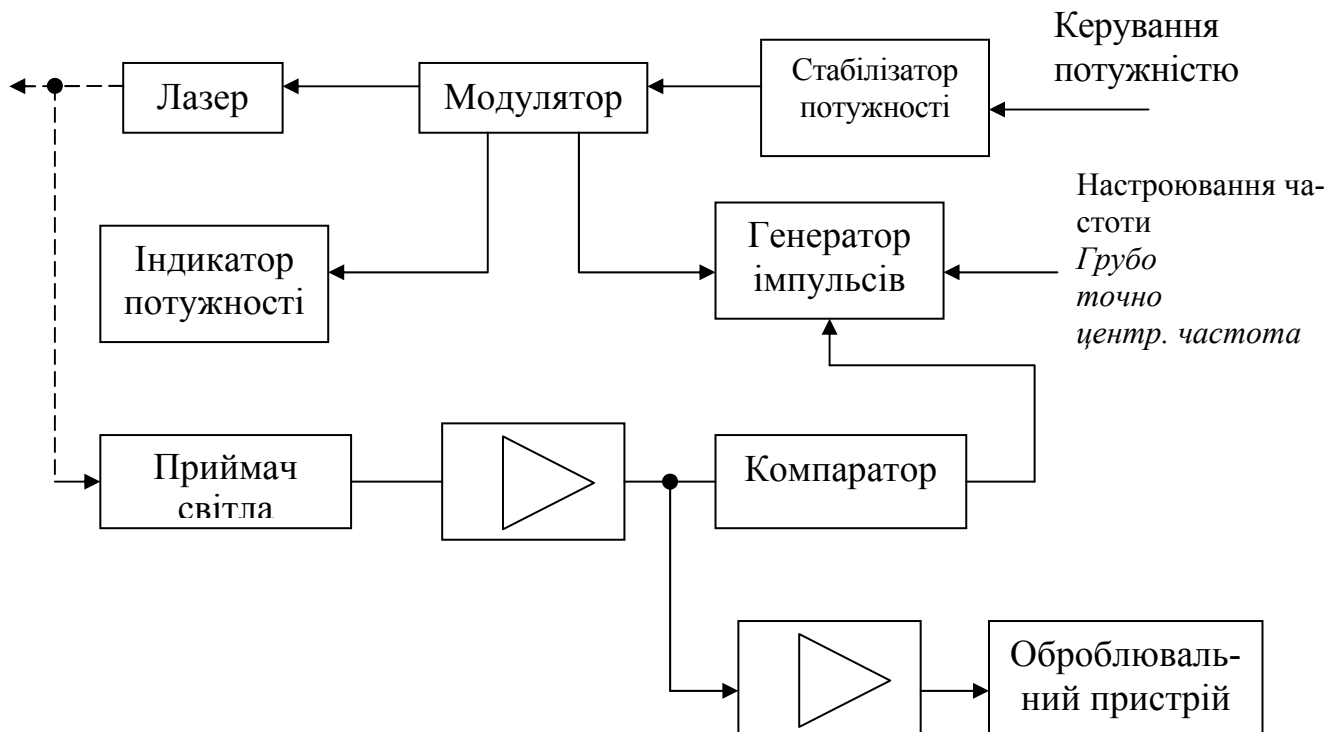


Рисунок 3 – Структурна схема лазерного апарату «ПРОМІНЬ-12»

Отже як джерело випромінювання в системі обрано лазери на основі GaAs, ZnCdSe, які забезпечують вплив випромінюванням з довжиною хвилі в діапазоні зеленого (0,53 мкм) і інфрачервоного (0,80 - 0,82 мкм). Може бути використаним і випромінювач з довжиною хвилі 0,63 мкм. Тобто конструкція головки опромінення має бути з повною комбінацією випромінювачів, які ввімкнені за обраним режимом. Здійснюючи послідовний вплив на обрану ділянку рубцевої структури забезпечують некротичний стан рубцевої структури з її наступним відмиранням.

Прилад має модуль налагодження на потрібний режим опромінювання щодо частотної модуляції та потужності випромінювання. Зі збільшенням тривалості лазерного імпульсу можна одержати режим селективної коагуляції, коли при поступовому підвищенні температури стінки судини відбувається його сполучення й зникнення. Тривалість імпульсу при цьому повинна бути більше, ніж час релаксації судини, але обмеженої, інакше велика кількість тепла дарма розсіюється назовні, і у великій зоні навколишньої дерми можуть відбутися значні зміни щодо регенерації шкірного покриву.

Аналіз розподілу світлових полів на виході першого каналу надає можливість описувати зміни параметрів шорсткості поверхневого шару шкіри для подальшого порівняння з апіорними даними, які зареєстровані перед проведенням опромінення лазерним випромінюванням.

Канал спостереження апарату побудовано на основі високочутливого фоторезистора, який дозволяє сприймати потік світлового випромінювання, розсіяного поверхнею обраної ділянки. Отже плинний стан об'єкту впливу та дослідження може бути спостереженим під час дії випромінювання.

Висновки

Створені схеми апаратів для фізіотерапевтичного впливу низькоінтенсивним випромінюванням з комбінованими випромінювачами можуть бути перспективним напрямом розвитку лазерних медичних технологій при проведенні досліджень регенерації біологічних тканин з використанням енергобезпечних режимів для стану біологічного об'єкту.

Методи побудови та застосування апаратів потребують подальших досліджень з метою створення режимів інтегрованого впливу поширеного діапазону частот електромагнітного випромінювання.

Література

1. Пат. № 58865А Україна, МКІ А61 N 5/06. Спосіб профілактики післяхірургічних келоїдних рубців шкіри у дорослих / Богомолец О.В. Заявка № 2002119030. Заявл. 13.11.2002. Опубл. 15.08.2003. Бюл. № 8.
2. Пат. № 58866А Україна, МКІ А61 N 5/06. Спосіб лікування післявугрових гіпертрофічних та келоїдних рубців шкіри у підлітків / Усенко Г.Д., Богомолец О.В. Заявка № 2002119031. Заявл. 13.11.2002. Опубл. 15.08.2003. Бюл. № 8.
3. Богомолец О.В. Решение проблемы лечения доброкачественной сосудистой патологии кожи с помощью новейших лазерных технологий // Український журнал медичної техніки і технологій. – 1997. – №3-4. – С. 23-27.

4. Масловская С.Г., Горбунов Ф.Е., Миненков А.А. и др.. Применение фотофореза лидазы при рубцово-спаечном процессе пояснично-крестцового отдела на этапе послеоперационной реабилитации больных с спондилогенными нейропатиями // Вопросы курортологии, физиотерапии и лечебной физкультуры. – 2002. - № 1. – С.29-30.
5. Железнякова Т.А., Кугейко М.М., Лисенкова А.М. Применение базисно-нефелометрического метода определения оптической плотности в исследовании эффективности лазерофореза / Збірник тез доповідей VI науково-технічної конференції ПРИЛАДОБУДУВАННЯ: стан і перспективи, 24-25 квітня 2007 р., м.Київ, ПБФ, НТУУ “КПІ”. – 2007. - С. 218 – 219.

Дастжерди А.Х.М., Ключко Т.Р., Скицюк В.И., Тымчик Г.С. Прибор «ПРОМИНЬ-12» интегративного воздействия на рубцовые структуры биологических тканей В статье рассмотрен метод и разработанные приборы для лечения рубцовых структур, которые образуются в результате хирургического или травматического повреждения поверхности кожи	Dastjerdi A.H.M., Klotchko T.R., Skytsiouk V.I., Tymchik Gr.S. The apparatus “PROMIN-12” for integrative treatment of the scar structure of biological tissue At state work about method and develop apparatus for treatment of the scar structure, which state by results of the surgical operation or the traumatic injury of the surface of skin
--	---

Надійшла до редакції
30 березня 2007 року

ПОЛЕМІКА

УДК 620.179.14(088.8)

ПОНЯТТЯ ТЕХНОЛОГІЧНОЇ КРАПКИ (ТОЧКИ) У НАДТОЧНИХ СИСТЕМАХ ВИМІРЮВАННЯ

Скицюк В. І., Національний технічний університет України “Київський політехнічний інститут”, м. Київ, Україна

У статті йдеться про синонімічні поняття «крапки» та «точки» як фізичного параметру відліку технологічного процесу виготовлення та впливу розмірів технологічного об'єкту на кінцевий результат вимірювання

Вступ. Постановка задачі

Останнім часом у багатьох наукових роботах існує велика кількість інтерпретацій стосовно застосування терміну **точка**, який зовсім не відповідає дійсній ситуації щодо вимірювань величин у технологічних процесах [1, 2, 3]. Тому автором статті поставлено на меті визначити це поняття як достеменно конкретне, якому притаманні ті властивості, якими їх наділяють науково-технічні видання [4, 5].