

4. Шурыгин И. А. Мониторинг дыхания: пульсоксиметрия, капнография, оксиметрия. – СПб.: "Невский Диалект"; М.: "Издательство БИНОМ", 2000. – 301 с.: ил.
5. Лопата В. А. Респираторный мониторинг: витязь на распутье // Медична техніка. – 2008. – № 3 (4). – С.14. – 17.
6. Лопата В. О. Технічні аспекти розробки монітора дихання / В. О. Лопата, О. О. Петрова, П. М. Чорний та ін. // Електроніка і зв'язь. Тематический выпуск "Проблеми електроніки". – 2008. – № 3 – 4, ч. 2. – С. 137 – 140.

*Надійшла до редакції
04 березня 2013 року*

©Куцяк О. А., Коваленко М. М., 2013

УДК 615.831.7

КОНТРОЛЬ ДОЗИ ЛАЗЕРНОГО ОПРОМІНЕННЯ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН ТЕМПЕРАТУРНИМ МЕТОДОМ

*Терещенко М. Ф., Максимчук І. В., Мамедова Л. А., Якубовський С. П.
Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут»,
м. Київ, Україна*

Проведено дослідження впливу лазерного випромінювання (ЛВ) на біологічні тканини людей різної статі при змінних режимах генерації ЛВ. Графічно встановлено залежності зміни температури тканин досліджуваного об'єкта, скрізь який проходить ЛВ, від часу опромінення при постійній потужності впливу. Показано та проаналізовано отримані результати дослідження, що представлені у вигляді температурно-часових залежностей. Показано відмінності реакції тканин досліджуваних ділянок у чоловіків та жінок при модульованому та немодульованому режимах впливу. Встановлено оптимальні режими проведення терапевтичних процедур у цих режимах впливу для кісткових, нігтьових та м'яких тканин організмів людей різної статі.

Отримані результати можуть бути використані для формування режимів безпеки терапевтичної процедури та прогнозування негативних наслідків (опіків та ушкодження тканин) на ділянках м'яких і сполучних тканин, тканин нігтя та кістки.

Ключові слова: *доза лазерного випромінювання, терапія, контроль температури.*

Вступ

Широкі можливості індивідуальної оптимізації часових і амплітудних параметрів лазерної терапії надають оперативний аналіз зміни температури опромінюваної ділянки біологічних тканин з метою підтримки заданої інтенсивності впливу внаслідок реєстрації температурного стану тканини в реальному часі та перерахунку необхідних часових інтервалів і потужності випромінювання.

Залежність чутливості біологічної тканини до лазерного впливу від її кровонаповнення внаслідок коливань теплоємності та теплопровідності [1] та методи виявлення оптичних параметрів тканини [2] із методами контролю поглинутої внутрішніми тканинами дози опромінення [3] і методи контролю ефективності впливу [4] вказують на необхідність врахування комплексу чинників, пов'язаних з поглинанням і розсіюванням лазерної енергії у верхніх шарах шкірного покриву, контролем індивідуальної реакції пацієнта.

Постановка задачі

Комп'ютерне забезпечення фізіотерапевтичних процедур є необхідним для контролю реакції пацієнта, індивідуального дозування і оперативної зміни параметрів фізіотерапевтичного впливу безпосередньо під час сеансу з обмеженням (припиненням).

Різниця індивідуальної чутливості до фізіотерапевтичного впливу, залежність реакцій одного і того ж пацієнта від фаз добового, сезонного та інших біоритмів не дозволяє гарантувати виключно позитивний лікувальний ефект для всіх без винятку пацієнтів [5].

Використання систем комп'ютерного забезпечення із системою зворотного зв'язку для автоматичної індивідуальної оптимізації режиму лазерної терапії дозволило б гарантувати і передбачити лікувальний ефект. Запобігання негативних реакцій при лазерній та інших видах фізіотерапії збільшить їх перевагу в порівнянні з медикаментозною терапією.

Методика дослідження

Для об'єктивної оцінки оптимальних параметрів лазерної терапії нами використані показники зміни температури у тканинах нігтя пальця руки (ніготь), тильного боку долоні (м'які тканини) і кістки фаланги пальця руки (кістка) у двох добровольців (23 років) різної статі за умови змінних режимів впливу ЛВ.

Зазначені ділянки тканин піддавалися впливу ЛВ з довжиною хвилі 0,63 мкм і потужністю 3,5 мВт/см² у режимах з модуляцією (частота модуляції 100 Гц) і без модуляції (безперервний режим) випромінювання. В якості джерела випромінювання використовувався дослідний стенд із лазерним фізіотерапевтичним апаратом «АФЛ-2». Для дослідження температурних змін використовувалась інфрачервона камера «MobiR M3».

Дослідження впливу ЛВ у різних режимах модуляції та контроль зміни температури всіх типів тканин проводились у 3 етапи для кожного режиму впливу з тривалістю в 10 хвилин. На кожному етапі вимірювали температуру тканин у зоні дії ЛВ до опромінювання; через 1 хвилину, 3 хвилини, 5 і 10 хвилин безперервного опромінення відповідно. Після цього через 10 хвилин від початку вимірювання повторювалися. Таким чином, тривалість опромінення досліджуваної зони становила 10 хв, з інтервалами в 10 хв між попереднім і наступним опроміненням.

Результати дослідження та обговорення

З отриманих значень дослідження зміни температури м'яких тканин у двох людей різної статі при дії модульованим і не модульованим ЛВ з постійною потужністю останнього можна дійти висновку, що у чоловіка на опромінюваній ділянці температура не встигає впасти до початкового рівня перед наступним опроміненням, чого не спостерігалось при опроміненні м'яких тканин руки у жінки. Відмінності кінцевої температури, після опромінення, на кожному етапі не так значно виражені, як спочатку. Це свідчить про те, що при досягненні пе-

вної величини прогріву швидкість зміни температури зменшується. Графіки температури дозволяють побачити відмінності між характером прогріву м'яких тканин руки у жінки та чоловіка.

На рис. 1 представлені графіки середніх значень температури за всіма проведеними експериментами для м'яких тканин руки двох людей різної статі залежно від тривалості впливу модульованим і не модульованим ЛВ з постійною потужністю.

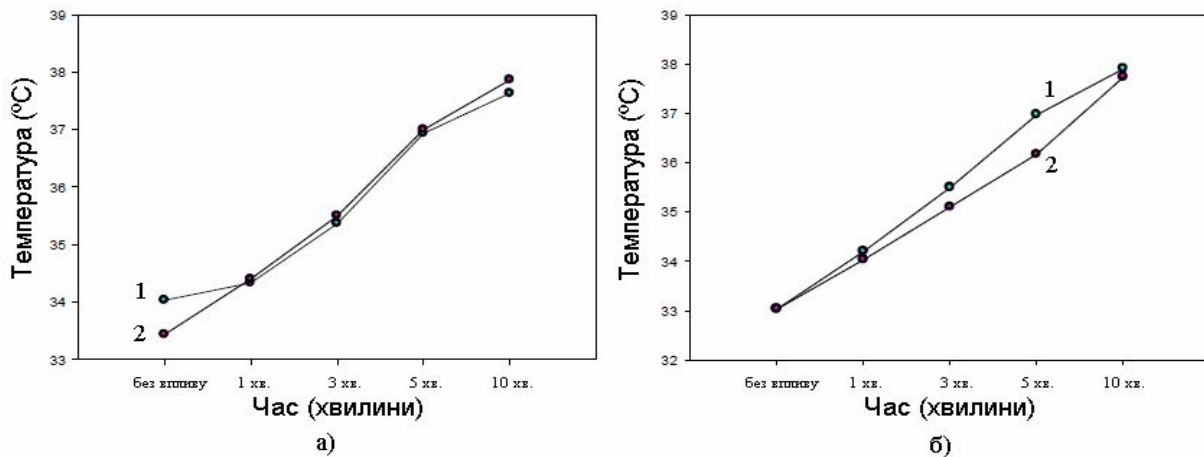


Рис. 1. Середні значення зміни температури м'яких тканин залежно від часу проведення експерименту а) немодульованим та б) модульованим випромінюванням, де: 1 – зміна температури м'яких тканин руки чоловіка; 2 – зміна температури м'яких тканин руки жінки

Як видно з представлених графіків, при опроміненні немодульованим випромінюванням характер зміни температури є практично однаковим, однак у представниці жіночої статі спостерігається трохи більший прогрів, що не можна сказати за результатами впливу модульованим випромінюванням: швидкість нагріву менше, але із збільшенням часу значення температури досліджуваної тканини стає більшим.

При опроміненні інших типів тканини характер нагріву значною мірою відрізняється, наприклад, при опроміненні нігтів більша частина променів просто відбивається від поверхні, але не виникає позитивний ефект, а ті, що все ж проходять, створюють лише деякий локальний нагрів. Важливо також врахувати те, що на таких ділянках, як нігті, теплообмін із навколишнім середовищем проходить значно швидше, ніж у випадку з м'якими тканинами, проте все ж можна забезпечити хороший локальний прогрів внаслідок правильного підбору параметрів впливу ЛВ.

Експеримент дає змогу побачити, що прогрів, викликаний опроміненням тканин нігтя представниці жіночої статі, є значно повільнішим, ніж у представника чоловічої статі, і не залежить від початкової температури досліджуваної ділянки. Для наочності та достовірної оцінки розглянемо графіки середніх значень температури за всіма проведеними експериментами при різному часі

впливу на нігті двох людей різної статі модульованим і немодульованим лазерним випромінюванням із постійною потужністю, які представлені на рис. 2.

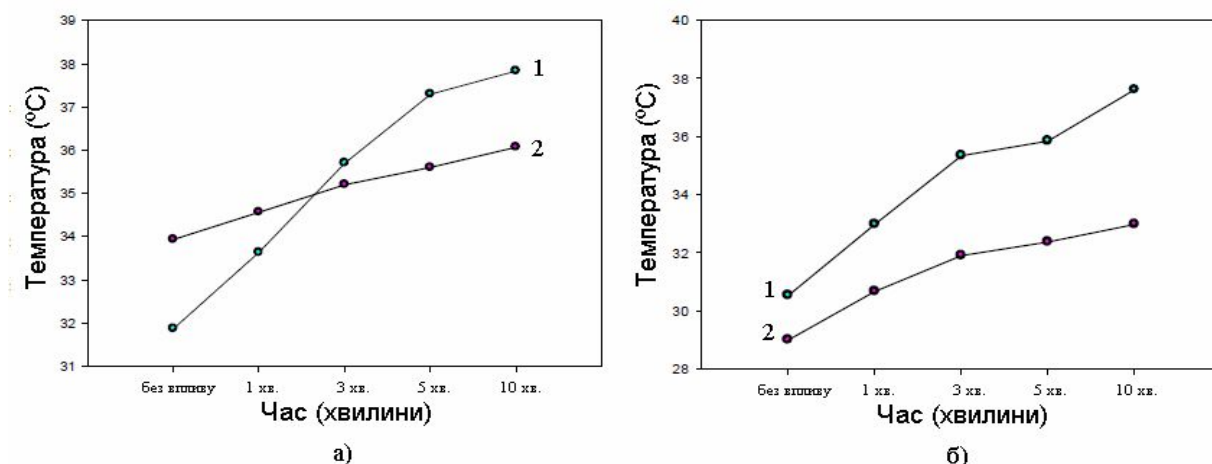


Рис. 2. Середні значення зміни температури тканин нігтя залежно від часу типу лазерного випромінювання: а) немодульоване і б) модульоване, де: 1 – зміна температури тканин нігтя руки чоловіка; 2 – зміна температури тканин нігтя руки жінки

Як видно з рис. 2, прогрів нігтьових тканин представниці жіночої статі відбувається повільніше, але більш якісно, оскільки характеристика рівніше. Це означає, що приблизно однаково прогріваються всі опромінювані ділянки тканини, в той час як у представника чоловічої статі спостерігається деякий спад швидкості наростання температури при модульованому режимі впливу.

За отриманими результатами дослідження при опромінненні кісткової тканини руки чоловіка та жінки, можна сказати, що тут має місце значний і поступовий прогрів опромінюваної області тканин кістки. Якщо не враховувати різницю початкових значень температури тканин у чоловіка та жінки, то можна говорити про те, що характер зміни температури схожий. Більш докладно характер зміни середньої температури можна розглянути на рис. 3, де представлені графіки середніх значень температури за всьома проведеними експериментами для тканин кістки руки двох людей різної статі при різному часі впливу модульованим і немодульованим ЛВ з постійною потужністю.

Швидкість наростання температури залежить від властивостей тканини кістки, які впливають на відведення температури і поглинання випромінювання. При немодульованому режимі впливу досягається однаковий практичний результат терапії і у представника чоловічої статі, і у представниці жіночої статі, що не спостерігається при модульованому типі впливу.

Проведені експерименти та отримані результати використані в розробленому комбінованому апараті, який в реальному часі забезпечує стабільність і точність заданих параметрів фізіотерапевтичного впливу та підтримує надійний контроль за процесом лазеротерапії, підвищує ефективність та якість проведен-

ня лікування [6]. Так, лазерне джерело генерує лазерне випромінювання на біологічну тканину.

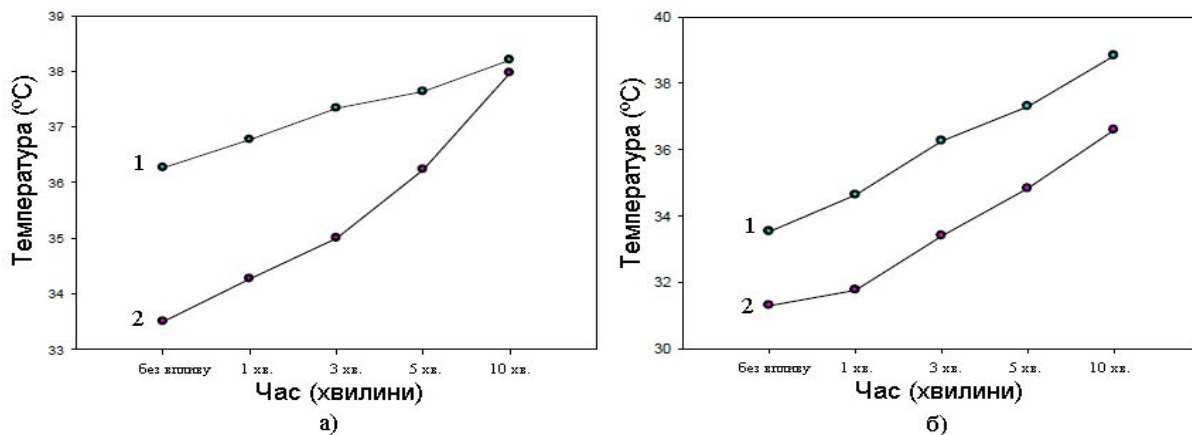


Рис. 3. Середні значення зміни температури тканин кістки залежно від часу проведення експерименту а) немодульованим і б) модульованим випромінюванням, де: 1 – зміна температури тканин кістки руки у чоловіка; 2 – зміна температури тканин кістки руки у жінки

Під час процедури терапії проводиться вимірювання температури ділянки впливу лазерним випромінюванням за допомогою датчика температури. Отримані значення температури надходять до блоку контролю температури і передаються на табло блоку керування. Водночас з цим процесом, здійснюються виміри параметрів вібрації (амплітуди, частоти, спектру тощо) за допомогою тензодатчика, що надходять до блоку контролю параметрів інтенсивності вібрації та надалі на табло блоку керування. Значення дози лазерного випромінювання, поглинутої пацієнтом, вимірюється відповідним датчиком поглинутого випромінювання і надходять до блоку контролю потужності лазерного випромінювання і передається на табло блоку керування.

Створення медичної апаратури за таким принципом, а також математичних моделей згідно з приведеними графіками результатів досліджень (рис. 1 – рис. 3) дозволить не тільки максимально автоматизувати процес терапії, а й значною мірою збільшить ефективність лікування.

Висновки

Досліджено характер зміни температури м'яких тканин, тканин нігтя і кістки у двох людей різної статі при впливі на них лазерним випромінюванням постійної потужності в режимі з модуляцією і без модуляції випромінювання. Показано відмінності та особливості, що виявлені в ході дослідження, у зв'язку з чим запропоновані режими терапії та принципи побудови фізіотерапевтичного апарату.

Отримані результати дозволили розробити спосіб об'єктивної оцінки стану опромінюваних тканин пацієнтів, що в реальному часі дозволить автоматично вносити зміни в параметри проведення фізіотерапевтичної процедури і гара-

нтувати позитивний лікувальний ефект. Однак все ще залишаються проблемними питання створення комп'ютерного забезпечення із системою зворотного зв'язку для медичних фізіотерапевтичних апаратів і пристроїв, для чого потрібно узагальнювати отримані результати та проводити нові дослідження за цим напрямком.

Література

1. Загускин С. Л. Учет колебаний теплоемкости и теплопроводности ткани при фотодинамической деструкции опухоли / С. Л. Загускин, В. Л. Загускин, О. В. Загускина, В. Н. Ораевский, С. И. Рапопорт // Материалы II Всероссийского симпозиума с международным участием "Фотодинамическая терапия злокачественных новообразований". – Москва, 1997. – С. 145.
2. Гираев К. М. Оптические исследования биотканей: определение показателей поглощения и рассеяния / К. М. Гираев, Н. А. Ашурбеков, О. В. Кобзев // Письма в ЖТФ. – 2003. – Том 29, вып. 21. – С. 48.
3. Дунаев А. В. Контроль поглощаемой в эпидермисе мощности лазерного излучения при низкоинтенсивной лазерной терапии / А. В. Дунаев, С. Ф. Корндорф // Вестник новых медицинских технологий. – 2002. – Т. IX, № 4. – С. 63.
4. Якубовський С. П. Оцінка та контроль ефективності впливу на біологічний об'єкт лазерним випромінюванням / М. Ф. Терещенко, С. П. Якубовський // Вісник НТУУ «КПІ». Серія приладобудування. – 2012. – Вип. 44. – С. 141 – 148.
5. Бриль Г. Е. Молекулярные аспекты биологического действия низкоинтенсивного лазерного излучения // Актуальные проблемы патологии. Саратов, из-во Саратовского ун-та, 2001. – С. 124 – 136.
6. Заявка на корисну модель України № u 201303794 від 27.03.2013 Комбінований фізіотерапевтичний апарат / Терещенко М. Ф., Максимчук І. В., Мамедова Л. А., Якубовський С. П., по якому прийняте рішення про видачу деклараційного патенту від 13.05.2013 р.

*Надійшла до редакції
05 березня 2013 року*

©Терещенко М. Ф., Максимчук І. В., Мамедова Л. А., Якубовський С. П., 2013

УДК 616.831-005-07+611.13/21

СОНОЕЛАСТОГРАФІЯ ЯК МЕТОДИКА В АЛГОРИТМІ ДІАГНОСТИКИ ПАТОЛОГІЧНИХ УТВОРЕНЬ ГРУДНОЇ ЗАЛОЗИ

Францевич К.А.

*Головний військово-медичний клінічний орден Червоної Зірки центр
«Головний військовий клінічний госпіталь», м. Київ, Україна*

У статті розглянуто актуальність соноеластографії в комплексній променевої діагностиці захворювань грудної залози. Метою даного дослідження було виявлення ознак кистозних уражень ГЗ за допомогою соноеластографії у пацієнтів, яких направили на діагностичну біопсію, у відповідності із розробленою системою оцінювання. Також обговорюється доцільність клінічного використання методу соноеластографії. Результати дослідження підтвердили, що еластографія відображає зміни в кольоровому спектрі залежно від еластичності різних тканин, що присутні в сонографічному зрізі. Дослідження показало, що соноеластографія може бути корисною при діагностиці кистозних утворень ГЗ, підтверджуючи їхню етіологію. Окрім