

УДК 616.14. - 007.64

В.П. КОЖЕМ'ЯКО, В.В. МОРОЗ

КОМП'ЮТЕРНІ МОДЕЛІ ОПТИКО-ЕЛЕКТРОННИХ СИСТЕМ ТА ПРИЛАДІВ ДЛЯ ЕНДОВАЗАЛЬНОЇ ЛАЗЕРНОЇ КОАГУЛЯЦІЇ

*Вінницький національний технічний університет,
Хмельницьке шосе, 95, Вінниця, 21021, Україна*

Анотація. В роботі представлений огляд та розрахунок основних параметрів моделі оптико-електронного приладу для проведення ендовазальної лазерної коагуляції. Представлений аналіз існуючих оптичних систем на базі волоконної оптики та запропоновано використання методу контролю за потужністю випромінювання лазера.

Аннотация. В работе представлен обзор и расчет основных параметров модели оптико-електронного устройства для проведения ендовазальной лазерной коагуляции. Представленный анализ существующих оптических систем на базе волоконной оптики и предложено использование метода контроля за мощностью излучения лазера.

Abstract. The paper provides a review and calculation of the basic parameters of the model of optoelectronic devices for endovasal laser photocoagulation. The analysis of existing optical systems based on fiber optics and suggested the use of the monitoring capacity of the laser radiation.

Ключові слова: лазерна коагуляція, контроль потужності випромінювання.

ВСТУП

Проблема моделювання фізичних процесів актуальна практично для всіх сучасних систем, що включають в себе й медичні системи. В наш час, серед актуальних питань у медицині виникли питання моделювання оптико-електронних приладів для проведення ендовазальної лазерної коагуляції. Лазерна коагуляція – це одна з найбільш перспективних медичних процедур.

Аналіз існуючих оптичних систем для проведення ендовазальної лазерної коагуляції на базі волоконної оптики дає змогу зрозуміти їхню недосконалість та побачити подальші подальші перспективи розвитку таких приладів.

Результати моделювання новітніх приладів для проведення лазерної коагуляції дозволяють зробити висновки про їх ефективність та доцільність використання розробленої моделі при проектуванні реальних систем, що дозволять проводити ендовазальну лазерну коагуляцію з мінімальним ризиком виникнення ускладнень на рецидивів.

ПОСТАНОВКА ЗАДАЧІ

Моделювання оптико-електронних медичних систем повинно врахувати параметри існуючих систем та дозволити виявити найбільш перспективний напрямок для їхнього удосконалення і може бути проведено в декілька етапів:

1. Аналіз існуючих оптико-електронних систем для ендовазальної лазерної коагуляції з метою виявлення недоліків для подальшого удосконалення системи;
2. Розробка моделі удосконаленої оптико-електронної системи для ендовазальної лазерної коагуляції.

СУТЬ МЕТОДУ ЕНДОВАЗАЛЬНОЇ ЛАЗЕРНОЇ КОАГУЛЯЦІЇ

Розвиток ендовазальної лазерної коагуляції спричинив революцію в хірургічному лікуванні варикозного розширення вен нижніх кінцівок.

Суть методу полягає в впливі лазерного випромінювання всередині вени. При цьому вена спазмується та тромбується. Через певний час коагульована вена проростає з'єднувальною тканиною та розсмоктується.

Лазерне лікування варикозної хвороби проводиться під контролем ультразвуку з використанням місцевої анестезії. В класичному варіанті — розрізів, під час лікування хворих вен, не проводиться.

Під контролем ультразвуку проводиться пункція основної підкожної вени, вводиться катетер і лазерний світловод, проводиться анестезія та сама коагуляція.

НЕДОЛІКИ СУЧАСНИХ СИСТЕМ ПРИ ПРОВЕДЕННІ ЕНДОВАЗАЛЬНОЇ ЛАЗЕРНОЇ КОАГУЛЯЦІЇ

Одним з важливих питань ефективності ЕВЛК є підбір оптимальної дози лазерного випромінювання. Виділену енергію прийнято вказувати в Дж/см або Дж/см². Найбільш інформативним показником є розрахунок дози лазерної енергії на квадратний сантиметр вени (Дж/см²), тому що енергетичний вплив розповсюджується по всій окружності венозної стінки, що було підтверджено у ряді експериментальних робіт [3,4].

Якщо провести аналіз рекомендованих доз лазерної енергії у літературі, то можна помітити, що автори вказують на ефективні дози (енергетичні показники яких призводять до найбільшої ефективності процедури) від 20 Дж/см² до 150 Дж/см². Таким чином, надзвичайно важко зорієнтуватися, які саме енергетичні показники необхідно застосовувати в кожному конкретному випадку.

Крім того, вена не являє собою ідеальну трубку, в ній є неоднорідності діаметру, що зумовлені наявністю притоків вени та клапанів. Тому, при сталій величині дози лазерної енергії на різних ділянках вени, результат впливу може бути різний.

Діючі методи не дозволяють з високою точністю контролювати температуру у зоні дії лазерного променя, що може викликати надмірне теплове ураження вени з однієї сторони, а з іншої сторони, при недостатньому впливі лазерної енергії зростає ймовірність рецидивів.

$$Q(\text{Дж} / \text{см}^2) = \frac{I(\text{Дж})}{L(\text{см}) * d(\text{см}) * 3,14}$$

де Q – густина розподілу енергії на одиницю площі внутрішньої поверхні вени; I – виділена енергія в джоулях; L – протяжність коагуляції в см; d – середній діаметр вени в см; 3,14 – коефіцієнт «пі» (число π).

Ми враховуємо середній діаметр (d) венозної магістралі.

Апарат «ЛАМИ», що використовується для ЕВЛК у СНД, не видає дані енергії в джоулях. Тому використовуємо формулу для розрахунку виділеної енергії в джоулях по формулі:

$$I(\text{Дж}) = T(\text{сек}) * E(\text{Вт})$$

де T (сек) – час експозиції; E (Вт) – потужність, що використовується при коагуляції.

Загальний час експозиції лазерного випромінювання був розрахований по формулі:

$$T(\text{сек}) = t(\text{сек}) * N$$

де t (сек) – час одного імпульса; N – кількість імпульсів, виділених за коагуляцію.

Виходячи з представлених формул розрахунок густини розподілу енергії виглядає наступним чином:

$$Q(\text{Дж} / \text{см}^2) = \frac{t(\text{сек}) * E(\text{Вт}) * N}{L(\text{см}) * d(\text{см}) * 3,14}$$

В чисельнику закладено параметри коагуляції, які зчитуються на моніторі лазерного апарата: потужність (E), час одного імпульса (t).

Кількість імпульсів (N) рахується автоматично. В знаменнику: діаметр венозної магістралі d (см) вимірюється по даним сканування, довжина коагуляції (L) первинно визначалась під час операції.

ЗВ'ЯЗОК ХАРАКТЕРИСТИК КОМБІНАЦІЙНОГО РОЗСІЮВАННЯ ЛАЗЕРА З ТЕМПЕРАТУРОЮ РЕЧОВИНИ

Розсіювання лазеру в твердому середовищі пов'язано з наявністю пружного (релеєвського) розсіювання світла, що відбувається без перетворення частоти (тобто без обміну енергією між світлом та речовиною) та непружного розсіювання, що супроводжується зміною частоти.

Одним з видів непружного розсіювання є явище Манделштама-Бріллюена (розсіювання Бріллюена), коли світло розсіюється на флуктуаціях густини середовища, що виникають в середовищі через наявність звукових хвиль.

Зміна частоти розсіяного світла проходить внаслідок ефекту Доплера, тому визначається величиною швидкості звукових хвиль. Так як швидкість звуку в середовищі залежить від температури, то вимірюючи зміну частоти в розсіюванні Манделштама-Бріллюена, можна було б проводити визначення температури речовини.

На сьогоднішній день термометричні пристрої, що працюють з використанням цього принципу

не знайшли широкого застосування. В більшості наявних пристроїв принцип вимірювань заснований на другому типі непружного розсіювання світла – комбінаційному (раманівському) розсіюванні. Комбінаційне розсіювання відбувається при взаємодії фотонів світла з молекулами речовини, що пов'язане з переходом молекул з одного енергетичного стану в інший.

При цьому електронний стан молекули залишається незмінним, тільки енергія її коливань збільшується або зменшується на величину, що дорівнює різниці енергій сусідніх коливальних рівнів $\Delta E_{\text{кол}}$. Якщо частота падаючого променя лазера дорівнювала ν_0 , то у спектрі розсіяного світла поряд з лінією, що відповідає частоті ν_0 , з'являються симетрично розташовані лінії на частотах:

$$\nu_{\text{н\o}} = \nu_0 - \nu_{\text{еі\e}}$$

та

$$\nu_{\text{а\o}} = \nu_0 + \nu_{\text{еі\e}},$$

де $\nu_{\text{еі\e}} = \Delta E_{\text{еі\e}} / h$

Лінії на частотах $\nu_{\text{ст}}$ і $\nu_{\text{аст}}$ є відповідно стоксовою та антистоксовою компонентами (рис. 1).



Рис.1. Схематичне зображення спектра розсіяного світла

Анти-стоксова лінія завжди має меншу інтенсивність. Відношення заселенності коливальних рівнів описується розподілом Больцмана, тому відношення інтенсивностей двох ліній комбінаційного розсіювання залежить від температури речовини:

$$\frac{I_{\text{АН\o}}}{I_{\text{Н\o}}} = \left(\frac{\nu_{\text{АН\o}}}{\nu_{\text{Н\o}}}\right)^4 \exp\left(\frac{\Delta E_{\text{еі\e}}}{kT}\right)$$

ПРИНЦИПИ ФУНКЦІОНУВАННЯ ТА СТРУКТУРА ПРИСТРОЇВ ДЛЯ ВИМІРУ TEMПЕРАТУР З ВИКОРИСТАННЯМ РОЗПОДІЛЕНИХ ОПТИКО-ЕЛЕКТРОННИХ ДАТЧИКІВ

Основними елементами вимірювальної системи з волоконно-оптичним датчиком температури, є джерело монохроматичного світла - імпульсний лазер (лазерний діод), оптичне волокно та світлоприймальний пристрій (спектрометр), що дозволяє поводити вимір спектрів випромінювання, що зазнало зворотне розсіювання.

В подальшому, для практичного запровадження волоконно-оптичних датчиків, необхідні елементи електронно-обчислювальної техніки, які в комплексі з вищевказаними елементами утворюють вимірювальну систему (рис. 2).

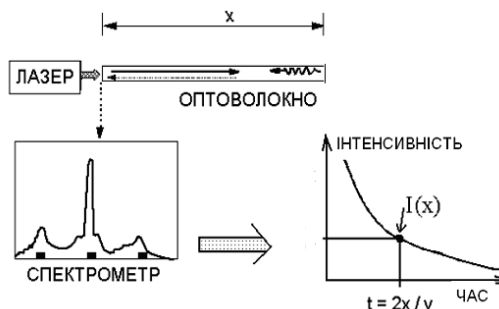


Рис.2.Схема вимірювальної системи з розділеним датчиком температури

ПОБУДОВА МОДЕЛІ ОПТИКО-ЕЛЕКТРОННИХ ІНФОРМАЦІЙНО-ЕНЕРГЕТИЧНИХ СИСТЕМ В КОНТЕКСТІ ПОБУДОВИ ОПТИКО-ЕЛЕКТРОННИХ ПРИЛАДІВ ДЛЯ ЕНДОВАЗАЛЬНОЇ ЛАЗЕРНОЇ КОАГУЛЯЦІЇ У ВИГЛЯДІ КОМП'ЮТЕРНОЇ ПРОГРАМИ

Для моделювання процесів, що відбуваються при проведенні ендовазальної лазерної коагуляції, створено комп'ютерну програму (рис. 3).

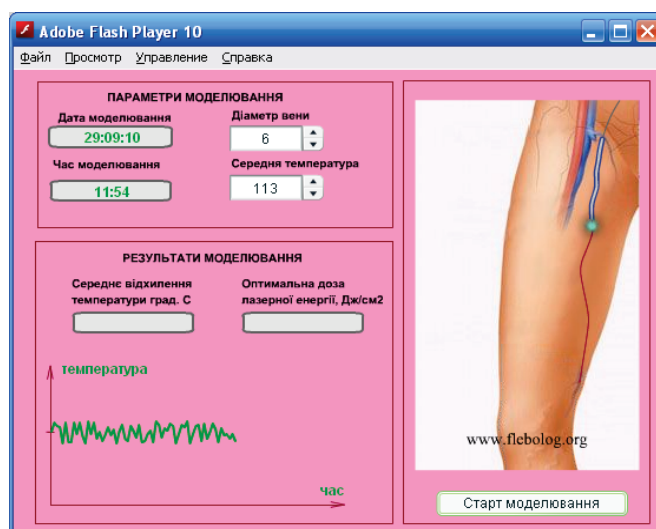


Рис 3. Зовнішній вигляд програми

В якості параметрів моделювання використовуємо діаметр вени та температуру у зоні впливу лазерного променя. Діаметр вени при моделюванні може змінюватися в діапазоні 3-8 мм. Температура у зоні дії променя може бути встановлена у межах 100-120 градусів по шкалі Цельсія.

Для коректної роботи програми необхідно визначити діаметр вени та температуру в зоні дії лазерного променя, після чого натиснути кнопку “старт моделювання”.

Програмне моделювання супроводжується анімацією на якій зображено процес ендовазальної лазерної коагуляції, що наочно пояснює суть процесу (рис. 4).

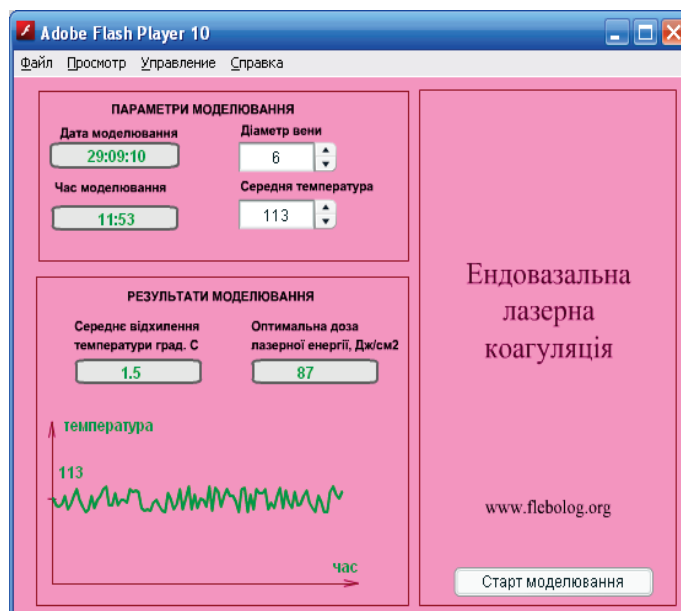


Рис 4. зовнішній вигляд програми у процесі моделювання

Після закінчення роботи програми у якості результату ми маємо наступні результати:

1. Графік температури у зоні впливу лазерного променя.
2. Середнє відхилення температури від заданої величини.
3. Оптимальну величину дози лазерної енергії.

ВИСНОВКИ

Таким чином, провівши моделювання існуючих оптико-електронних систем для ендовазальної лазерної коагуляції, можна зробити наступні висновки:

1. Базовою величиною, яку є сенс використовувати для розрахунку потрібної дози лазерної енергії, є температура в зоні дії лазера.

2. Для процесу автоматизованого вибору дози опромінення запропоновано покращити існуючу модель, шляхом введення ланки зворотнього зв'язку.

3. У якості волоконно-оптичного сенсору для виміру температури в зоні дії лазера, при проведенні ендовазальної лазерної коагуляції, запропоновано використати сам світловод.

4. При вимірюванні температури запропоновано використати відношення між стоковою та антистоковою компонентою раманівського розсіювання.

5. Середнє відхилення температури від заданої величини у процесі моделювання складає 1,6-2,1 градуси Цельсія, що дозволяє говорити про високу ефективність запропонованих методів.

Практична цінність полягає у тому, що результати моделювання розробленої системи дозволяють зробити висновки про ефективність та доцільність використання розробленої моделі при проектуванні реальних систем, які дозволять проводити ендовазальну лазерну коагуляцію з мінімальним ризиком виникнення ускладнень та рецидивів.

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Евдокимов И.Н. Методы и средства исследований. Температура. Определение понятия. Методы получения и контроля. Измерительная аппаратура / И.Н. Евдокимов. Ч.1. –Москва, 2004. –106с.
2. Павлов С.В. Проектування волоконно-оптичних сенсорів в контексті побудови оптико-електронних приладів дослідження периферійного кровотоку / С.В. Павлов //Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології. –№1(19).–2010. – С. 124-133.
3. Соколов А.Л. Эндовенозная лазерная коагуляция в лечении варикозной болезни / А.Л. Соколов, К.В. Лядов, Ю.М. Стойко // Москва: ИД “МЕДПРАКТИКА–М”, 2007. – С.34.
4. Endovenouse treatment of the greater saphenouse vein with a 940-nm diode laser: thrombotic occlusion after endoluminal thermal damage by laser-generated steam bubbles / Т.М. Proebstle, D. Gul, Н.А. Lehr, А. Kargl // J. Vasc. Surg. –2002. – Vol. 35. – P. 29-36.

Надійшла до редакції 12.10.2010р.

КОЖЕМ'ЯКО В.П. – д.т.н. професор, завідувач кафедри лазерної та оптоелектронної техніки, Вінницький національний технічний університет, Вінниця, Україна.

МОРОЗ В.В. – пошукач кафедри лазерної та оптоелектронної техніки, Вінницький національний технічний університет, Вінниця, Україна.