

Прилади і системи біомедичних технологій

Запропонована класифікація в певній мірі дозволяє виявляти “ніши”, не заповнені на сьогодні конкретними технічними рішеннями. При цьому є можливість “синтезувати” новітні схемні рішення ВОІ та оцінити їх потенційні можливості ще на початкових стадіях розробки.

Висновки

Запропонована класифікація може бути корисною для розробників волоконно-оптичних систем клінічного застосування. Подальші дослідження мають бути спрямованими на систематизацію різноманітного існуючого волоконно-оптичного інструмента, що є визначальною частиною оптичних систем для клінічної медицини, з наступною розробкою їх узагальненої класифікації.

Денисов Н.А. Классификация волоконно-оптических систем для минимально инвазивной клинической медицины

В работе впервые предложена обобщенная схема ВОС для минимально инвазивной клинической медицины. Универсальная классификация ASSIGNMENT, которая охватывает десять классификационных признаков, характеризует не только методы достижения необходимого клинического эффекта, но и возможные технические средства реализации составных частей ВОС.

Denisov N.A. Classification of fiber optic systems for minimally invasive clinical medicine

Generalized scheme of FOS for minimally invasive clinical medicine has been offered for the first time. Proposed ASSIGNMENT multi-purpose classification includes ten graded signs to describe not only methods of essential clinical effect achievement, but and possible engineering facilities of FOS components realization.

Надійшло до редакції

24 вересня 2006 року

УДК 621:

СТРУКТУРНО-АЛГОРИТМІЧНА РЕАЛІЗАЦІЯ ВИЗНАЧЕННЯ ОПТИЧНИХ ХАРАКТЕРИСТИК БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН У МЕТОДІ КОМПЛЕКСНОГО СПОСТЕРЕЖЕННЯ ЗА СТАНОМ БТО

Безугла Н.В., Ключко Т.Р., Безуглий М.О., Тимчик Г.С., Національний технічний університет України “Київський політехнічний інститут”, м. Київ, Україна

У роботі йдеться про алгоритм процесу визначення оптичних характеристик біологічних тканин при комплексному спостереженні за станом біотехнічного об’єкта з використанням раніш викладених авторами методів апаратурної реалізації цих досліджень.

Вступ. Постановка задачі

Наразі у сучасній застосовній фізиці процес розповсюдження світла в біологічних тканинах є досить дослідженим, створено низку математичних моделей, які базуються, наприклад, на дослідженні відбитого назад світлового жмута [1], теорії переносу випромінювання [2, 3] тощо. Відомо, що переважна більшість біологічних тканин у видимій області спектра оптичного діапазону є доволі прозорими, поглинання в них дуже мале, спектр пропускання в області коротких хвиль визначається світлорозсіюванням. Розсіювання світла пов’язане зі структурою біологічної тканини (БТ), що зазвичай складаються з великого числа випадково розподілених в об’ємі розсіювальних центрів. При чисельному

моделюванні світлорозсіяння використовують модель БТ у вигляді напівнескінченного середовища.

Для визначення стану біотехнічного об'єкта (БТО) на підставі спостереження за їх оптичними характеристиками важлива інформація про розподіл світлових полів випромінювання в середовищі БТ, котра сильно розсіює [4, 5]. Для визначення інтенсивності світла всередині та поза середовищем, яке розсіює, найбільш прийнятним є підхід, котрий базується на використанні теорії переносу випромінювання. Реєстрація розсіяного назад світла в експериментальних установках зводиться до визначення коефіцієнту дифузного відбиття ділянки БТ БТО. Дотепер кількісно розрахунок дифузного освітлення прийнято виконувати відповідно до закону Ламберта, який хоча досить добре узгоджується з практичними даними та використовується в переважній більшості моделей розповсюдження світла, втім є емпіричним законом, отриманим у наслідок експериментальних спостережень, і не пояснює механізм дифузного відбиття повністю.

Дифузний характер відбиття можна пояснити мікрорельєфом поверхні БТО, що містить безліч мікровиступів і западин, що статистично відбивають світло рівномірно у всіх напрямках. З іншого боку при дифузному відбитті необхідно враховувати ту частину світлового випромінювання, що проникає під поверхню на деяку глибину, розсіюючись і поглинаючись в матеріалі, і потім знову виходить через поверхню назовні внаслідок розсіювання. Така модель дозволяє пояснити дифузний характер відбиття як наслідок багаторазових розсіювань світла у залежності від оптичних властивостей БТ, чітко визначити колір ділянки, оскільки розсіювання і поглинання для різних довжин хвиль різне. Це пояснення є досить коректним з погляду фізики, але має один істотний недолік: це якісна модель, що елементарно описує процеси, що відбуваються зі світлом. Проте, щоб врахувати все різноманіття дифузійних властивостей різних ділянок БТ, які є зокрема патологічними, потрібна кількісна модель, що дозволяє виявляти відповідні параметри цієї БТ.

Найбільше повно і точно розсіювання світла в будь яких матеріалах описує квантова фізика. Проте розробка алгоритму розрахунку підповерхневого розсіювання повинна здійснюватись у напрямку створення спрощеної моделі взаємодії світла з матеріалом, що розсіює. До моделі повинні бути висунуті дві головних вимоги: з одного боку, вона має бути досить проста, щоб розрахунки могли бути виконані за прийнятний час; з іншого боку, модель взаємодії має забезпечувати результат, що досить точно узгоджується з експериментальними даними.

Наразі як основу для побудови такого алгоритму прийняте математичне інтегрально-диференціальне рівняння, що описує зміну проникаючого під поверхню потоку світла, відоме як лінійне рівняння переносу випромінювання [6]. Воно вже є наслідком спрощеної моделі взаємодії, оскільки не враховує квантові ефекти і хвильову природу світла:

$$(\vec{\omega} \cdot \frac{\partial}{\partial s})L(z, \vec{\omega}) = -\mu_t L(z, \vec{\omega}) + \mu_s \int_{4\pi} p(\vec{\omega}, \vec{\omega}')L(z, \vec{\omega}')d\vec{\omega}' + Q(z, \vec{\omega}), \quad (1)$$

де μ_t – коефіцієнт затування,

μ_s – коефіцієнт розсіювання,
 $p(\vec{\omega}, \vec{\omega}')$ – фазова функція розсіювання БТ,

$(\vec{\omega} \cdot \frac{\partial}{\partial \vec{s}})L(z, \vec{\omega})$ - зміна потоку світла $L(z, \vec{\omega})$ у точці об'єму матеріалу z з на-

прямком поширення потоку $\vec{\omega}$ при нескінченно малому зсуві $\delta \vec{s}$ з точки z у напрямку \vec{s} , котре обумовлено причинами:

1) затуханням у наслідок розсіювання та поглинання вздовж шляху зсуву $\delta \vec{s}$:

$$-\mu_t L(z, \vec{\omega}) \tag{2}$$

2) прирощенням за рахунок світла, що поширюється по всіх інших напрямках $\vec{\omega}'$, але яке змінило напрямком поширення на $\vec{\omega}$ у наслідок розсіювання, оскільки необхідно розглядати усі вхідні в точку z напрямки в межах 360 градусів:

$$\mu_s \int_{4\pi} p(\vec{\omega}, \vec{\omega}') L(z, \vec{\omega}') d\vec{\omega}', \tag{3}$$

Фазова функція розсіювання БТ визначає, яка частина випромінювання, що прийшло за напрямком $\vec{\omega}'$, буде поширюватися в напрямку $\vec{\omega}$.

Тобто при розповсюдженні потоку випромінювання в об'ємі все світло, падаюче на БТ, розділяється на дві частини: відбите та те, що пройшло під поверхню БТ, при цьому співвідношення цих частин описується законом Френеля.

Інтегрування лінійного рівняння переносу в усіх напрямках вхідного випромінювання $\vec{\omega}$ уздовж сегмента $\delta \vec{s}$ у точці z дозволяє одержати інше рівняння, що визначає величину зміни освітлення на одиницю довжини в довільній точці об'єму, що розсіює, як функцію, котра визначає величину випромінювання, падаючого на поверхню об'єкта в залежності від джерел світла. Це рівняння є рівнянням об'ємного рендеринга, яке є основним для розрахунку об'ємних ефектів. Проте рівняння об'ємного рендерингу не має аналітичного вирішення для довільної геометрії об'єктів і джерел світла.

Ця проблема вирішується двома способами. Один з них – рішення рівняння чисельними методами, наприклад, методом Монте-Карло [3]. Головний недолік такого підходу полягає в значних машинних затратах, а головна перевага – висока точність результату. Інший вихід полягає у подальшому спрощенні математичної моделі.

У зв'язку з цим доцільний подальший розгляд запропонованого методу, зокрема при визначенні оптичних характеристик, який базується на співставленні результатів чисельного моделювання рівняння переносу випромінювання в середовищі, яке розсіює, методом Монте-Карло з експериментально вимірними характеристиками розсіяного назад світла.

Фактично поставлена мета вирішення зворотної математичної задачі для рівняння переносу світла при його вирішенні методом Монте-Карло. Тобто необхідно розглянути визначення транспортного коефіцієнта розсіювання за вимірними характеристиками відбиття БТ, які сильно розсіюють.

Основна частина

Розрахунок характеристик розсіяного назад світла ведеться для моделі пів-

нескінченного середовища (рис.1). Метод Монте-Карло базується на чисельному моделюванні транспорту фотонів, що надходять перпендикулярно середовищу. На кожному кроці моделювання, в залежності від оптичних характеристик середовища, обчислюються довжина вільного пробігу фотону, його випадковий напрямок та визначається ймовірність поглинання, розсіювання та вильоту фотона з середовища. Кожний фотон має рух доти, доки фотон не поглинеться або не вилетить з середовища. Випадковий напрямок фотона визначається у відповідності до фазової функції розсіювання $p(\vec{\omega}, \vec{\omega}')$.

Для більшості БТ фазова функція може бути описана формулою Хені-Грінштайна [6]. Для пришвидшення розрахунків може бути використане так зване транспортне наближення, при якому анізотропне розсіювання замінюється ізотропним, а середовище характеризується транспортними коефіцієнтами розсіювання (5) та екстинції (6):

$$\mu'_s = \mu_s(1 - g) \quad (4)$$

$$\mu'_t = \mu_t(1 - g) \quad (5)$$

Середня довжина вільного пробігу фотона:

$$l'_\mu = \frac{1}{\mu'_t} \quad (6)$$

На рис.2. наведений графік залежності коефіцієнта дифузного відбиття від транспортного альбедо μ'_s / μ'_t [3].

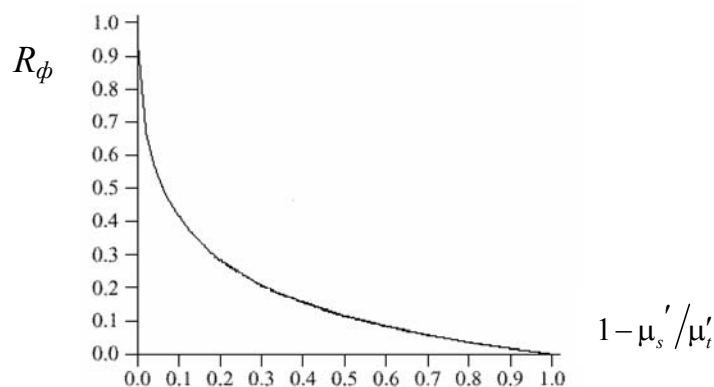


Рисунок 2 – Графік залежності коефіцієнта дифузного відбиття від транспортного альбедо

Отже, алгоритм (рис. 3) визначення коефіцієнтів поглинання μ_t та розсіювання μ_s полягає у наступному. За вимірними значеннями інтегрального коефіцієнта відбиття визначаємо транспортне альбедо для кожної БТ у відповідності з обчисленою залежністю $R(\mu'_s / \mu'_t)$ (рис. 4).

Надалі для визначеного транспортного альбедо обчислюється розподіл інтенсивності розсіяного назад світла на поверхні даної БТ від відстані до центра падіння ρ променя.

Для набору експериментальних значень інтенсивності, яку реєструє координатний фотоприймач чутника, та визначеної відстані ρ отримуємо другий вираз залежності транспортного альbedo від коефіцієнтів розсіяння та екстинції.

З отриманих значень вишукуємо невідомі значення μ'_s та μ'_t .



Рисунок 3 – Структурно-алгоритмічна реалізація процесу визначення оптичних характеристик біологічних тканин з використанням методу та системи комплексного спостереження за станом БТО

Висновки

Розроблена методика визначення оптичних характеристик, заснована на співставленні результатів чисельного моделювання рівняння переносу випромінювання методом Монте-Карло та експериментально виміряних інтегрального та в залежності від координат коефіцієнтів дифузного відбиття біологічними тканинами, надає можливості більш повного опису взаємодії випромінювання з БТО та точності визначення властивостей біотканини.

Структурно-алгоритмічна реалізація процесу визначення оптичних характеристик відбиття біологічних тканин може бути застосованою при багатьох варіантах його апаратної реалізації, що дозволяє спростити моделювання процесу переносу випромінювання. Подальші дослідження спрямовані на застосування

методу до створення медичних систем спостереження за станом та діагностики патологій, що виникають у БТО.

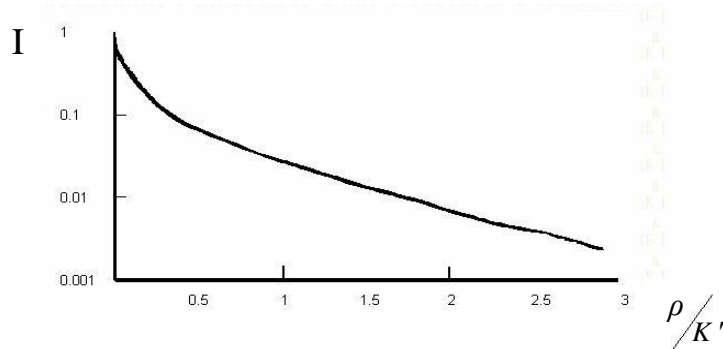


Рисунок 4 – Розподіл інтенсивності розсіяного назад світла на поверхні БТ від відстані до центра падіння ρ променя для $K'=0.08$.

Література

1. Петрук В.Г., Томчук М.А., Черноволик Г.О., Бозняк Ю.А. Розробка та аналіз математичної моделі трансформації випромінювання біотканиною // Вісник ВПІ. – 2000. – № 2. – С. 18–22.
2. Барабаненков Ю.А. Малоугловое приближение для решения задачи об отражении узкого светового пучка от биологической среды // Биомедицинская радиоэлектроника. – 2000. – № 8. – С. 48–52.
3. Словецкий С.Д. Моделирование распространения оптического излучения в слоисто-неоднородной среде методом Монте-Карло // Радиотехника. – 1994. – № 7. – С. 73–79.
4. Безуглий М.О., Клочко Т.Р., Тимчик Г.С., Скицюк В.І. Моделювання автоматизованої системи реєстрації та моніторингу біотехнічних об'єктів // Вісник Кременчуцького державного політехнічного університету. – 2003. – Т. 1, № 4/2003 (21). – С. 116–121.
5. Тучин В.В. Основы взаимодействия низкоинтенсивного лазерного излучения с биотканями: дозиметрический и диагностический аспекты // Изд. РАН, секц. физ. – 1995. – Т. 59, № 6. – С. 120–143.
6. Сегейкин А.Ю., Гершевич М.М., Ершов И.А. Моделирование процессов взаимодействия низкоинтенсивных лазерных пучков с многослойными рассеивающими биоматериалами // ЖТФ. – 2002. – Т. 72, Вып.1. – С. 100–104.

Безуглая Н.В., Клочко Т.Р., Безуглый М.А., Тымчик Г.С. **Структурно-алгоритмическая реализация определения оптических характеристик биологических тканей в методе комплексного наблюдения за состоянием БТО**

Описан алгоритм определения оптических характеристик биологических тканей в методе комплексного наблюдения за состоянием БТО с использованием ранее изложенных авторами методов аппаратурной реализации этих исследований.

Bezugla N.V., Klotchko T.R., BezuglyI M.O., Tymchik G.S. **The realization of structure and algorithm of the determination of the biological tissues optical descriptions at the method of the complex monitoring BTO state**

Is offered the algorithm of the determination of the biological tissues optical descriptions at the method of the complex monitoring BTO state with use the method of instrument realization, which earlier give an account of authors.

Надійшла до редакції
25 вересня 2006 року