

ПРИЛАДИ І СИСТЕМИ БІОМЕДИЧНИХ ТЕХНОЛОГІЙ

УДК 681.7.068:615.849.1

АЛГОРИТМ РЕАЛІЗАЦІЇ НЕЗОБРАЖУЮЧИХ ВОЛОКОННО-ОПТИЧНИХ СИСТЕМ ДЛЯ МІНІМАЛЬНО ІНВАЗИВНОЇ КЛІНІЧНОЇ МЕДИЦИНИ*Денисов М. О.**Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут»,
м. Київ, Україна*

Запропонований узагальнений алгоритм реалізації незображуючих волоконно-оптичних систем для мінімально інвазивної клінічної медицини. Аргументовано виділення в алгоритмі двох блоків: блоку фізичної взаємодії оптичного випромінювання з біотканиною та апаратного блоку. Інженерні методи розрахунку параметрів процесів мінімально інвазивної клінічної медицини та розрахунку волоконно-оптичного інструменту виділені в якості базових елементів алгоритму. Для порівняння конкуруючих схемних рішень волоконно-оптичного інструменту запропоновано використовувати чисельні схемо-технічні критерії.

Ключові слова: волоконно-оптичні системи, клінічна медицина, алгоритм реалізації, моделювання.

Вступ

Одним з найбільш перспективних напрямків розвитку сучасної медицини є впровадження в клінічну практику новітніх технологій, що базуються на застосуванні новітніх досягнень науки і техніки. В Україні це знайшло відображення в пріоритетному напрямку державної науково-технічної програми “Нові технології та засоби діагностики та лікування найбільш поширених захворювань”.

Застосування оптичного випромінювання та засобів його цільової доставки до зовнішніх та внутрішніх органів людини дозволяє суттєво розширити можливості сучасної мінімально інвазивної клінічної медицини (МІКМ) [1, 2]. При цьому незображуючі волоконно-оптичні системи (НВОС) застосовуються практично в усіх галузях клінічної медицини і відіграють суттєву роль в технічній реалізації методів МІКМ:

- діагностичних (в тому числі методів флуоресцентної та раманівської спектроскопії, спектроскопії пружного розсіяння);
- терапевтичних (фотодинамічна терапія, гіпертермія та фототермоліз);
- хірургічних (лазерні хірургія, реканалізація порожнистих органів, літотрипсія);
- моніторингових та дослідницьких (в тому числі абсорбційна спектроскопія та спектроскопія часового розподілення, лазерна анемометрія та фазова флуометрія).

Незображуючі волоконно-оптичні системи організаційно включають два канали: енергетичний та інформаційний, наявність або відсутність кожного з яких визначається цільовим призначенням системи та методами його досягнення [3].

Для формалізації процесу реалізації різноманітних НВОС для МІКМ та визначення порядку дій, спрямованих на досягнення кінцевої мети, вважається необхід-

ною розробка відповідного алгоритма, що слугував би набором правил, які визначають послідовність операцій для вирішення конкретної множини задач [4].

Постановка задачі

Задачею роботи є розробка узагальненого алгоритма, який надавав би розробнику можливість визначення порядку здійснення дій, спрямованих на вирішення кінцевої задачі – реалізацію незображуючих волоконно-оптичних систем, оптимізованих для застосування в системах мінімально інвазивної клінічної медицини.

Шляхи вирішення задачі

Аналіз існуючих схемо-технічних рішень незображуючих волоконно-оптичних систем для МІКМ дозволяє організаційно виділити три їх базові функціональні модулі [3]:

- модуль джерел випромінювання (МДВ);
- волоконно-оптичний інструмент (ВОІ), що включає оптично спряжені волоконно-оптичну транспортуючу систему (ВОТС) та оптичний дистальний інструмент (ОДІ);
- модуль аналізу інформаційного сигналу (МАІС).

Слід зазначити, що досліджувана біотканина входить до обох каналів НВОС і може виступати або в якості об'єкту цільової дії оптичного випромінювання (хірургія, терапія), або в якості середовища, що формує інформаційний оптичний сигнал (діагностика, моніторинг, дослідження).

З урахуванням вищезазначеного запропонований алгоритм реалізації НВОС для мінімально інвазивної клінічної медицини поділяється на два блоки: блок фізичної взаємодії оптичного випромінювання з біотканиною та апаратний блок (рис. 1).

Перший блок описує процеси фізичної взаємодії оптичного випромінювання з біотканинами складної просторової структури. Вихідними даними для цього виступають бази даних експериментально визначених параметрів біотканин (БТ) різної локалізації та фотосенсибілізаторів (в разі їх використання для реалізації процесів МІКМ). Складені на основі лабораторних *in vitro* досліджень бази даних параметрів БТ можуть бути доповненими та/або відкорегованими за результатами *in vivo* доопераційних вимірювань індивідуальних параметрів пацієнта. Механізми взаємодії оптичного випромінювання з біотканинами, що описуються відповідними математичними моделями, мають враховувати різну фізичну природу трансформації оптичного випромінювання в біотканині, а саме: фотомеханічні, фототермічні, фотохімічні та оптичні перетворення [5]. Математичні моделі мають обов'язково доповнюватись відповідними інженерними методиками розрахунку параметрів процесів МІКМ та спеціалізованим програмним забезпеченням планування процесів діагностики та лікування. Оптимізація параметрів процесів МІКМ на виході має здійснюватися з урахуванням існуючих медико-технічних критеріїв, що характеризують очікуваний кінцевий

результат (ступінь термоураження біотканини, глибина та радіус некрозу, порогове значення інформаційного сигналу, тощо) та можливі негативні наслідки (несанкціоноване невідновлюване ураження прилеглих біотканин, терморуїнація ВОІ, тощо).

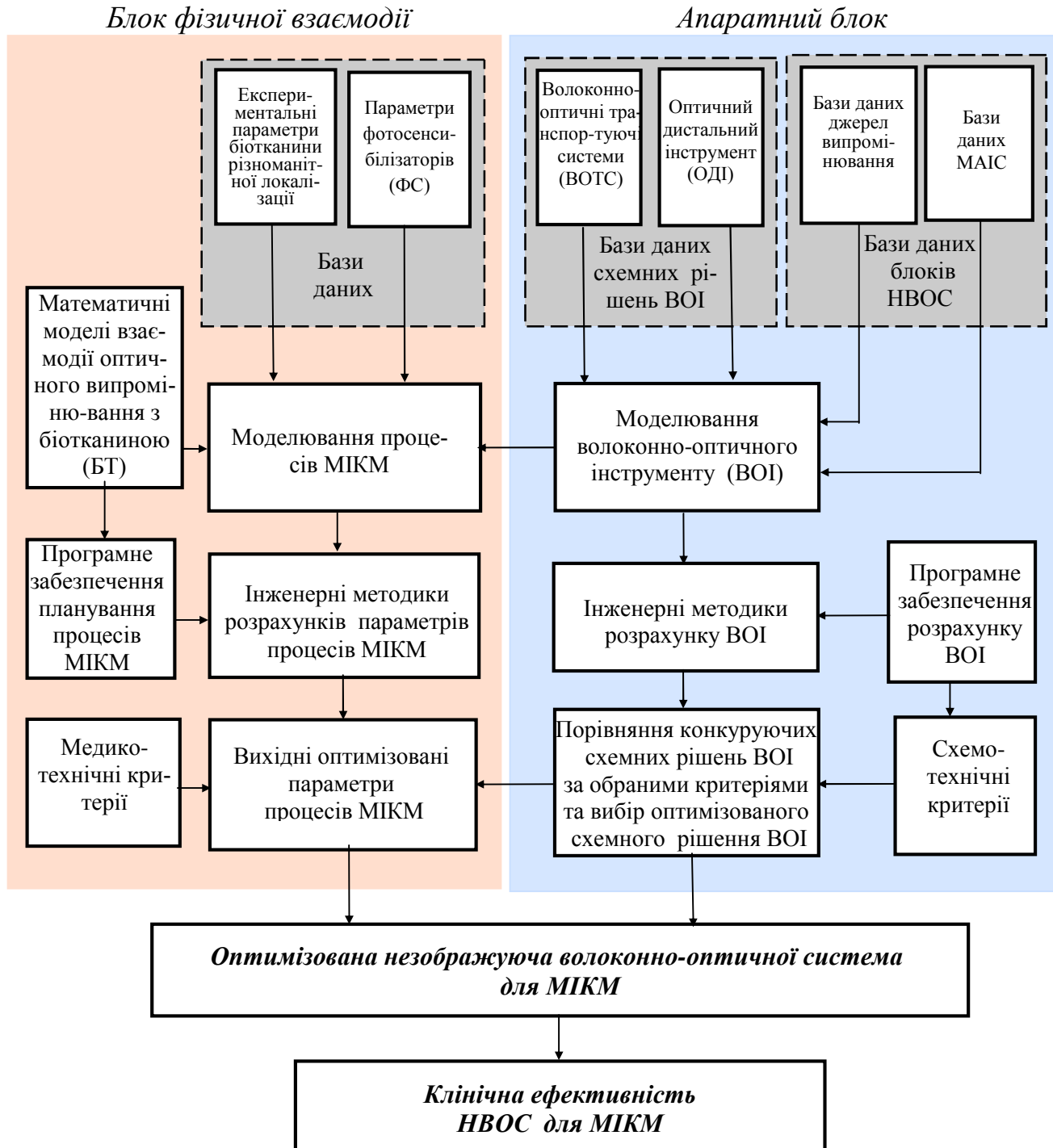


Рис. 1. Алгоритм реалізації HBOC для МІКМ.

Головною ланкою незображуючих волоконно-оптичних систем є волоконно-оптичний інструмент, що здійснює транспортування оптичного випроміню-

вання безпосередньо до місця локалізації досліджуваної біотканини, формування на її поверхні або на певній глибині розподілу енергії оптичного випромінювання, необхідної для досягнення бажаного клінічного ефекту (хірургічні та терапевтичні системи), ефективно збирання оптичного інформаційного сигналу та його транспортування до аналітичного модуля (діагностичні та моніторингово-дослідницькі системи).

В якості вихідних даних для реалізації НВОС для МІКМ виступають бази даних можливих технічних рішень волоконно-оптичного інструменту [6], модулів джерел випромінювання та аналізу інформаційного сигналу [3]. Моделювання волоконно-оптичного інструменту здійснюється вибором з існуючої множини можливих технічних реалізацій базових функціональних модулів в залежності від специфічних вимог до клінічного застосування конкретної НВОС. Розрахунок ВОІ виконується з використанням інженерних методик [7, 8] та спеціалізованого програмного забезпечення, що дозволяє здійснювати порівняння конкуруючих схемних рішень ВОІ за запропонованими схемо-технічними критеріями та вибір оптимізованого варіанту [9, 10].

Слід зазначити, що вибір та наступна оптимізація конкретного технічного виконання волоконно-оптичного інструменту впливає на моделювання фізичної взаємодії оптичного випромінювання з біотканиною та вихідні оптимізовані параметри процесу МІКМ через формування специфічного розподілу енергії випромінювання на поверхні біотканини та в її глибині. Алгоритм реалізації обох розрахункових блоків дає на виході варіант незображуючої волоконно-оптичної системи, оптимізованої за медико-технічними та схемо-технічними критеріями для відповідного процесу МІКМ. Вихідним критерієм алгоритму реалізації НВОС виступає клінічна ефективність системи, що оцінюється за результатами її клінічного застосування з використанням загальноприйнятих в клінічній практиці статистичних критеріїв діагностики та лікування.

Обговорення результатів та висновки

Наведений алгоритм вважається придатним для реалізації широкого класу НВОС для сучасних та перспективних задач мінімально інвазивної клінічної медицини. Наріжним каменем алгоритму є інженерні методики розрахунку параметрів процесів МІКМ та розрахунку волоконно-оптичного інструменту.

В основу моделювання процесів МІКМ, що передують розробці відповідних інженерних методик, покладені математичні моделі взаємодії оптичного випромінювання з біотканиною. На цьому етапі можливе і застосування широкого кола існуючих моделей взаємодії, і розробка нових, в тому числі спрощених, математичних моделей. При розробці новітніх математичних моделей головною вимогою має бути обов'язкове врахування розташування та конкретної геометрії волоконно-оптичного інструмента, що визначають специфіку формування розподілу енергії випромінювання на поверхні та/або всередині біотканини.

Вибір із бази даних початкових варіантів схемних рішень ВОІ для конкретного клінічного застосування на етапі моделювання, в першу чергу, залежить

від досвіду розробника, що дозволяє в значній мірі скоротити термін на подальшу їх технічну реалізацію. Суттєву роль при оцінюванні та порівнянні конкуруючих схемних рішень ВОІ відіграє вибір результуючих схемо-технічних критеріїв та можливість їх оперативного обчислення з використанням спеціалізованого програмного забезпечення. Зважаючи на це, подальші дослідження мають бути спрямованими на розробку алгоритмів обчислення схемо-технічних критеріїв для різних варіантів клінічного застосування НВОС. Суттєвим також вважається визначення взаємозв'язку між схемо-технічними критеріями та перетворюючими операторами оптичних елементів енергетичного та інформаційного каналів НВОС [5].

Запропонований алгоритм був використаний при розробці дослідного зразка системи флуоресцентної діагностики онкологічних захворювань та лабораторного макету системи лікування онкологічних захворювань за методом фотодинамічної терапії [11, 12].

Література

1. Biomedical Photonics Handbook / Ed. Tuan Vo-Dinh. – 2003. – 1864 p.
2. Loschenov V. B. Photodynamic therapy and fluorescence diagnosis / V. B. Loschenov, V. I. Konov, A. M. Prokhorov // Laser Physics. – 2000. – Vol. 10, № 6. – P. 1188 – 1207.
3. Денисов М. О. Класифікація волоконно-оптичних систем для мінімально інвазивної клінічної медицини // Вісник НТУУ “Київський політехнічний інститут”. Сер. Приладобудування. – 2006. – № 32. – С.146-152.
4. Кнут Д. Э. Искусство программирования: учебное пособие в 3 т. / Д. Э. Кнут. – М.: “Вильямс”, 2008. – Т.1: Основные алгоритмы / С. Г. Тригуб. – 3-е изд. – 2008. – 720 С.
5. Денисов М. О. Фізичні аспекти математичного моделювання взаємодії оптичного випромінювання з біотканинами // Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології. – 2011. – № 1 (21). – С. 76-81.
6. Денисов М. О. Системний підхід до розробки волоконно-оптичного інструмента клінічного застосування // Вісник НТУУ “КПІ”. Сер. Приладобудування. – 2007 – № 33. – С. 139-146.
7. Денисов М. О. Оптичний дистальний інструмент для мінімально інвазивної клінічної медицини // Наукові вісті НТУУ “КПІ”. – 2011. – № 1. – С. 124-128.
8. Denisov N. A. Non-contact laser fiber delivery system for endoscopic medical applications / N. A. Denisov, S. E. Griffin // SPIE Proceedings. – 1998. – V.3567. – P. 2-9.
9. Denisov N. A. Comparison of competing fiber optic probes for tissue fluorescence analysis // SPIE Proceedings. – 2000. – V.4161. – P.234-243.
10. Denisov N. A. Optimization of the non-contact fiber delivery systems for clinical laser applications / N. A. Denisov, S. E. Griffin // SPIE Proceedings. – 2002. – V. 4609. – P. 148-158.
11. Денисов М. О. Система флуоресцентної діагностики онкологічних захворювань // Наукові вісті НТУУ “КПІ”. – 2010. – № 6. – С. 125-129.
12. Денисов М. О. Лабораторний макет системи лікування онкозахворювань за методом ФДТ / М. О. Денисов, О. О. Редчук, Т. В. Корольова // Вісник НТУУ “КПІ”. Сер. Приладобудування. – 2010. – № 39. – С. 125-129.

References

1. Biomedical Photonics Handbook / Ed. Tuan Vo-Dinh. – 2003. – 1864 p.
2. Loschenov V. B. Photodynamic therapy and fluorescence diagnosis / V. B. Loschenov, V. I. Konov, A. M. Prokhorov // Laser Physics. – 2000. – Vol. 10, № 6. – P. 1188 – 1207.

3. Denisov N. Classification of fiber optic systems for minimally invasive clinical medicine // BULLETIN of National Technical University of Ukraine “Kyiv Polytechnic Institute” Series INSTRUMENT MAKING. – 2006. – 32. – P.146-152. [ukr]
4. Knuth D.E. The Art of Computer Programming, vol. 1. Fundamental Algorithms. – M.: Williams. – 2008. – 720 P. [rus]
5. Denysov M. The physical aspects of the radiation-tissue interaction modeling // Optic Electronical Information and Energy Technologies. – 2011. – № 1 (21). – P. 76-81. [ukr]
6. Denisov N.A. The system-defined method to fiber optic instrument development for clinical application // BULLETIN of National Technical University of Ukraine “Kyiv Polytechnic Institute” Series INSTRUMENT MAKING. – 2007. – № 33. – P. 139-146. [ukr]
7. Denysov M. Novel optical distal instrument for minimally invasive clinical medicine // Research Bulletin of the National Technical University of Ukraine “Kyiv Polytechnic Institute”. – 2011. – № 1. – P. 124-128. [ukr]
8. Denisov N. A. Non-contact laser fiber delivery system for endoscopic medical applications / N. A. Denisov, S. E. Griffin // SPIE Proceedings. – 1998. – V.3567. – P. 2-9.
9. Denisov N. A. Comparison of competing fiber optic probes for tissue fluorescence analysis // SPIE Proceedings. – 2000. – V.4161. – P.234-243.
13. Denisov N. A. Optimization of the non-contact fiber delivery systems for clinical laser applications / N. A. Denisov, S. E. Griffin // SPIE Proceedings. – 2002. – V. 4609. – P. 148-158.
10. Denysov M. Clinical apparatus for photodynamic diagnosis of early cancer // Research Bulletin of the National Technical University of Ukraine “Kyiv Polytechnic Institute”. – 2010. – № 6. – P. 125-129. [ukr]
11. Denysov M. The laboratory mockup of the system for oncologic disease treatment with photodynamic therapy method / M. Denysov, O. Redchuk, T. Koroliova // BULLETIN of National Technical University of Ukraine “Kyiv Polytechnic Institute” Series INSTRUMENT MAKING. – 2010. – № 39. – P. 125-129. [ukr]

Н. А. Денисов

Национальный технический университет Украины «Киевский политехнический институт», г. Киев, Украина

АЛГОРИТМ РЕАЛІЗАЦІЇ НЕІЗОБРАЖАЮЩИХ ВОЛОКОННО-ОПТИЧЕСКИХ СИСТЕМ ДЛЯ МИНІМАЛЬНО ІНВАЗИВНОЇ КЛІНІЧЕСЬКОЇ МЕДИЦИНИ

Предложен обобщенный алгоритм реализации неизображающих волоконно-оптических систем для минимально инвазивной клинической медицины. Аргументировано выделение в алгоритме двух блоков: блока физического взаимодействия оптического излучения с биотканью и аппаратного блока. Инженерные методики расчета параметров процессов минимально инвазивной клинической медицины и расчета волоконно-оптического инструмента выделены в качестве базовых элементов алгоритма. Для сравнения конкурирующих вариантов схемных решений волоконно-оптического инструмента предложено использовать численные ссемо-технические критерии.

Ключевые слова: волоконно-оптические системы, клиническая медицина, алгоритм реализации, моделирование.

M. Denysov

National Technical University of Ukraine “Kyiv Polytechnic Institute”, Kyiv, Ukraine

AN IMPLEMENTATION ALGORITHM OF THE NON-IMAGING FIBER OPTIC SYSTEMS FOR MINIMAL INVASIVE CLINICAL MEDICINE

Integrated implementation algorithm of the non-imaging fiber optic systems for minimal invasive clinical medicine has been proposed. The algorithm dividing into two blocks, namely irradiation-tissue physical interaction block and hardware one has been logically argued. Engineering calcula-

tion procedures of the minimal invasive clinical medicine technique characteristics and fiber optic instrument features have been mark out as algorithm basic elements. To compare the competitive releases of the fiber optic instrument designs the using of the computational circuit technique criteria has been proposed.

Keywords: fiberoptic systems, clinical medicine, realization algorithm, modelling.

Надійшла до редакції
14 жовтня 2011 року

УДК 681.784

ДОПУСТИМИ ПОХИБКИ ВИМІРЮВАННЯ АМЕТРОПІЇ ТА АСТИГМАТИЗМУ МОДИФІКОВАНИМ МЕТОДОМ ФУКО

Афончина Н. Б., Чиж І. Г.

Національний технічний університет України „Київський політехнічний інститут”,
м. Київ, Україна

Робота присвячена обґрунтуванню допустимих похибок визначення аметропії та астигматизму з метою формування вимог до проектування оптичної системи рефрактометра, який функціонує з використанням модифікованого методу Фуко. З використанням двох незалежних методів, а саме геометричної та хвильової оптики, обґрунтовано величини допустимих при здійсненні рефрактометрії ока похибок визначення аметропії та астигматизму. Визначено, що апаратні засоби та математичний алгоритм функціонування рефрактометрії ока методом Фуко повинні забезпечувати похибки визначення аметропії не більше $\pm 0,1$ [дптр] та астигматизму не більше $\pm 0,2$ [дптр]. Коректність отриманих результатів підтверджена порівняльним аналізом визначених за допомогою двох незалежних методів величин допустимих похибок вимірювання аметропії та астигматизму.

Ключові слова: модифікований метод Фуко, допустимі похибки, аметропія, астигматизм.

Вступ

У попередніх публікаціях авторів приведено обґрунтування рефрактометрії оптичної системи ока модифікованим методом Фуко. Вказаний метод, розроблений на кафедрі оптичних та оптико-електронних приладів НТУУ «КПІ», відкриває новий напрямок розвитку офтальмологічної рефрактометричної апаратури та має у порівнянні з аналогами та прототипами такі переваги, як відносна простота апаратного та математичного забезпечення [1]. Методу Фуко, як і іншим методам, властиві методичні та інструментальні похибки, рівень яких не повинен перевищувати допустимий. Проте, допустимий рівень вказаних похибок на даному етапі не є достатньо обґрунтованим. Дані про допустимі похибки рефрактометрії, приведені в літературі, різняться. Це ускладнює формування вимог до рефрактометричної апаратури та перешкоджає досягненню результатів, які б повністю задовольнили вимогам клінічної практики. Тому питання про допустимі похибки вимірювання аметропії та астигматизму ока при застосуванні модифікованого методу Фуко є актуальною науковою задачею, розв'язання якої має важливе практичне значення.