

УДК 004.9:519.6:543.4

П.Й. ГУЧЕК

Херсонський національний технічний університет, Україна
Інститут біокібернетики і біомедичної інженерії ім. Налеча Польської академії наук, Польща

ІНФОРМАЦІЙНА ТЕХНОЛОГІЯ ОБРОБКИ ВИМІРЮВАНЬ І ТЕСТУВАННЯ РОБОТИ ОБЛАДНАННЯ ОПТИЧНОЇ СПЕКТРОСКОПІЇ В РЕЖИМІ РЕАЛЬНОГО ЧАСУ

Розглянуто основні підходи до побудови інформаційної підсистеми для збору оптичних даних та попередньої обробки результатів вимірювань. Підсистема також дозволяє діагностувати апаратні проблеми та візуалізувати результати, отримані в режимі реального часу.

Ключові слова: інформаційні технології, ближня інфрачервона спектроскопія, комп'ютерна візуалізація, медична діагностика.

П.И. ГУЧЕК

Херсонский национальный технический университет, Украина
Институт биокібернетики и биомедицинской инженерии им. Налеча Польской академии наук, Польша

ІНФОРМАЦИОННАЯ ТЕХНОЛОГИЯ ОБРАБОТКИ ИЗМЕРЕНИЙ И ТЕСТИРОВАНИЕ РАБОТЫ ОБОРУДОВАНИЯ ОПТИЧЕСКОЙ СПЕКТРОСКОПИИ В РЕЖИМЕ РЕАЛЬНОГО ВРЕМЕНИ

Рассмотрены основные подходы к построению информационной подсистемы для сбора оптических данных и предварительной обработки результатов измерений. Подсистема также позволяет диагностировать аппаратные проблемы и визуализировать результаты, полученные в режиме реального времени.

Ключевые слова: информационные технологии, ближняя инфракрасная спектроскопия, компьютерная визуализация, медицинская диагностика.

P.I. GUCHEK

Kherson National Technical University, Ukraine
Nalecz Institute of Biocybernetics and Biomedical Engineering, Polish Academy of Sciences, Poland

INFORMATION TECHNOLOGY OF MEASUREMENT PROCESSING AND TESTING OF THE OPTICAL SPECTROSCOPY EQUIPMENT IN A REAL-TIME MODE

The main approaches to the construction of an information subsystem for collecting optical data and preliminary processing of measurement results are considered. The subsystem also allows you to diagnose hardware problems and visualize the results obtained in real time.

Keywords: information technology, near-infrared spectroscopy, computer visualization, medical diagnostics.

Постановка проблеми

В даний час методи оптичної спектроскопії широко використовуються в медичній практиці з метою діагностики і займають одне з провідних місць поряд з рентгенівськими, акустичними, ядерного магнітного резонансу, радіонуклідними, ендоскопічними та іншими.

Світло видимого та ближнього інфрачервоного діапазону довжин хвиль є безпечним при малих рівнях щільності випромінювання, людський організм добре адаптований до цього виду випромінювання. Світло цього діапазону довжин хвиль добре проникає в біологічну тканину і, взаємодіючи з різними структурними та динамічними компонентами тканин, несе інформацію про структурні і динамічні зміни, що відбуваються в тканинах при різних захворюваннях. Такі добре відомі у фізиці явища, як поглинання, дифракція, інтерференція, флуоресценція, а також пружне, квазіпружне і молекулярне розсіювання, спостерігаються в біологічних середовищах і є джерелами інформації про патологічні процеси [1].

Прозорість біологічних тканин сягає свого максимуму в ближній інфрачервоній (БІЧ) області спектра, що обумовлено тим фактом, що живі тканини не містять сильних внутрішніх хромофорів, які могли б поглинати випромінювання в цій області спектра. Світло проникає в тканини на глибину кількох сантиметрів, що важливо для просвічування об'ємних людських органів (мозок, молочна залоза і т. ін.). Однак біологічні тканини характеризуються ще досить сильним розсіюванням БІЧ-випромінювання, що заважає отримувати чіткі зображення локальних неоднорідностей, що виникають в тканинах при різних патологіях, таких як утворення пухлин або локальне зростання об'єму крові, обумовлене крововиливом або розростанням мікросудин [1,2].

Значні перспективи, з точки зору безпеки, простоти і надійності пристроїв, а також отримання надійної інформації про фізіологічні процеси, мають оптична дифузійна томографія і оптична когерентна томографія.

При проведенні досліджень важливе значення необхідно приділяти тестуванню обладнання на достовірність отриманих значень, як на початку так і в процесі всього циклу дослідження. Це дає змогу своєчасно виявити похибки пов'язані з пошкодженням або відставанням від системи кріплення джерела випромінювання, детектора, світловода та ін.

Аналіз останніх досліджень і публікацій

Дослідженнями пов'язаними з використанням світла для моніторингу стану біотканин і клітин з метою діагностики захворювань вчені займаються близько двох століть. Брайт (Bright) в 1831р. показав, що сонячне світло або світло свічки може проходити через голову пацієнта хворого на гідроцефалію [3]. Пізніше, можливість просвічування біотканин була відзначена Курлінгом (Curling), Катлером (Cutler) для спостереження патологічних змін молочної залози. Хассельбалч (Hasselbalch) в 1911 р, провів дослідження пропускання ультрафіолетового випромінювання шкірою, а у 1933р. Пирсоном (Pearson) і Норрісом (Norris), а також Харді (Hardy) і Мушенхеймом (Muschenheim) в 1935р. були представлені оптичні властивості біотканин в ближній інфрачервоній області [1,2]. Через сильне розсіювання світла і автофлуоресценції ранні дослідження дозволили зрозуміти лише деякі найзагальніші оптичні властивості біологічної тканини.

Міллікен (Millikan) був першим, хто запропонував використовувати метод двохвильової оптичної спектроскопії для обліку розсіювання світла, і він був успішний в проведенні метаболічних аналізів у людини [1,4]. У 1930 - 1950 рр. було зроблено багато досліджень по спектроскопії гемоглобіну в біотканинах [1]. *In vivo* вимірювання БЧ спектрів пропускання мочки вуха і щоки людини, зроблені Ільїною [5], показали багато нових важливих деталей спектра тканини, таких як смугу поглинання води на довжині хвилі 980 нм. Використання БЧ випромінювання для глибокого просвічування тканин ссавців, включаючи голову дорослої людини, і діагностичне значення БЧ для оцінки ступеня насичення гемоглобіну киснем і визначення редокс стану цитохрому а-а3 було продемонстровано для об'ємних тканин в 1977 р Джобсісом (Jobsis) [6].

Чані (Chance) і Дельпі (Delpy) з співробітниками запропонували спектроскопію з часовою роздільною здатністю, що використовує імпульсне просвічування і детектування, так званий часовий метод (time-domain). Пізніше він був розроблений Паттерсоном (Patterson) і Жаком (Jacques) в застосуванні до вимірювань на відбиття і був використаний численними дослідниками для вивчення тканин і створення діагностичних приладів [1, 2, 4].

У 1990 р. Лакович (Lakowicz) і Берндт (Berndt) розширили можливості спектроскопії з часовим розділенням шляхом використання частотного (frequency-domain) підходу, який математично еквівалентний часовому методу, але дозволяє створювати більш робастні і чутливі методи вимірювань. Відкриття на цій основі нового типу хвиль - хвиль фотонної щільності (photon-density waves), і їх інтерференція дали можливість істотно поліпшити просторову роздільність спектроскопічного аналізу біологічної тканини [1].

Численні *in vitro* і *in vivo* спектрофотометричні дослідження тканин з використанням безперервного, часового або частотного методів проаналізовані в роботах [1-8].

Таким чином, швидке діагностування при різних захворюваннях чи травмах та візуалізація результатів є досить актуальним питанням. Особливо це стосується тих місць, які не завжди мають можливість томографічного обстеження: комп'ютерну томографію та магнітно-резонансну томографію. Наприклад, на полі бою або на значній відстані від діагностичних центрів. І перед клініцистами, які беруть участь в діагностиці та лікуванні черепно-мозкової травми, пухлини та ін., стоїть непросте завдання - забезпечити оптимальну раціональну діагностику при мінімальних витратах, об'єктивізувати показання до госпіталізації та визначити найбільш швидкий ефективний метод лікування.

Мета роботи

Розробка основних підходів і побудова інформаційної підсистеми для збору оптичних даних та попередньої обробки результатів вимірювань, діагностування апаратних проблем та візуалізація результатів в режимі реального часу.

Основна частина

Розробка та діагностування інформаційної підсистеми проводилася на базі Інституту біокібернетики і біомедицинської інженерії ім. Налеча Польської академії наук, який розробив пристрій дифузної оптичної томографії високої щільності (HD-DOT), здатний до дослідження головного мозку дорослої людини [7,8].

Для розробки запропонованої підсистеми, що дозволяє приймати дані з пристрою HD-DOT, використовувались методи об'єктно-орієнтованого програмування, системного програмування, комп'ютерної графіки та теорії множин. Для зберігання проведених результатів дослідження та подальшого аналізу, моделювання, хронологічного дослідження змін у пацієнтів, візуалізації та сегментації зображень уражених ділянок під час захворіння чи травми та ін., виникла потреба у проектуванні бази даних. В якості інструментального середовища системи керування базою даних було обрано MySQL, яке легко адаптується під різні платформи та є досить потужною та розвинутою як для стаціонарних, так і мобільних підсистем та додатків. Microsoft Visual Studio та мова програмування C# використовувались як інструменти середовища

розробки інформаційної підсистеми, які дозволяють створювати різні безпечні і надійні додатки, що працюють на платформі .NET Framework.

При створенні повноцінної інформаційної підсистеми з розвиненим графічним середовищем, в якому можлива реалізація складних математичних алгоритмів для подальших етапів аналізу даних та дослідження виникла необхідність в інтеграції розробленої підсистеми з системою MATLAB[9], яка має колосальні математичні можливості. Пакет MATLAB Builder для .NET (.NET Builder) є розширення пакету MATLAB Compiler. Він використовується для перетворення функцій MATLAB в один або більше класів .NET, які складають компонент .NET, або пакет. Кожна функція MATLAB перетворюється в метод деякого класу і може бути викликана з програми .NET. Програми, що використовують методи, створені за допомогою .NET Builder, при своїй роботі не вимагають встановленої системи MATLAB. Однак повинна бути встановлена MCR - середовище виконання для компонентів MATLAB (MATLAB Component Runtime)(Рис.1).

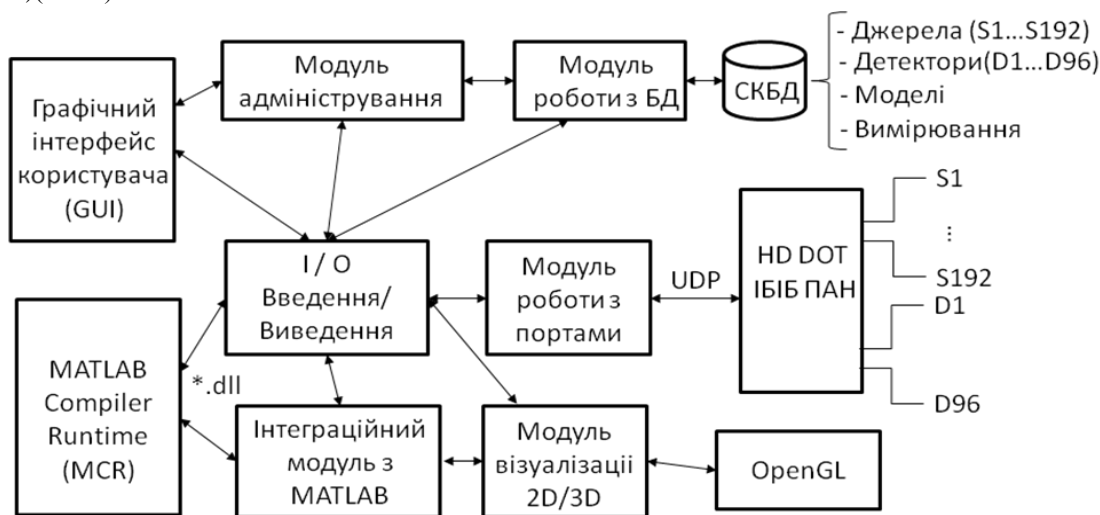


Рис.1. Структурна схема інформаційної підсистеми збору та оброблення даних з пристрою HD-DOT (СКБД – система керування базами даних, UDP - User Datagram Protocol, I/O - Input/Output)

Пристрій HD-DOT з'єднується з інформаційною підсистемою за технологією Ethernet використовуючи UDP протокол, котрий виконує обмін повідомленнями (датаграмами) без підтвердження доставки та надмірного навантаження на мережу під час проведення дослідження. До складу обладнання HD-DOT входять 192 джерела випромінювання(S1-S192), та 96 детекторів (D1-D96) для отримання результатів вимірювання. Для візуалізації в реальному часі в області двовимірної і тривимірної графіки використовувався один з найбільш популярних прикладних програмних інтерфейсів OpenGL[10,11], підтримуваний більшістю виробників, як апаратних, так і програмних платформ. Це дало змогу контролювати дані, які надходять з обладнання в процесі вимірювання та проводити діагностування на достовірність отриманих значень. Наприклад на рис.2 представлені результати, отримані на 12 детекторах з першого джерела випромінювання.

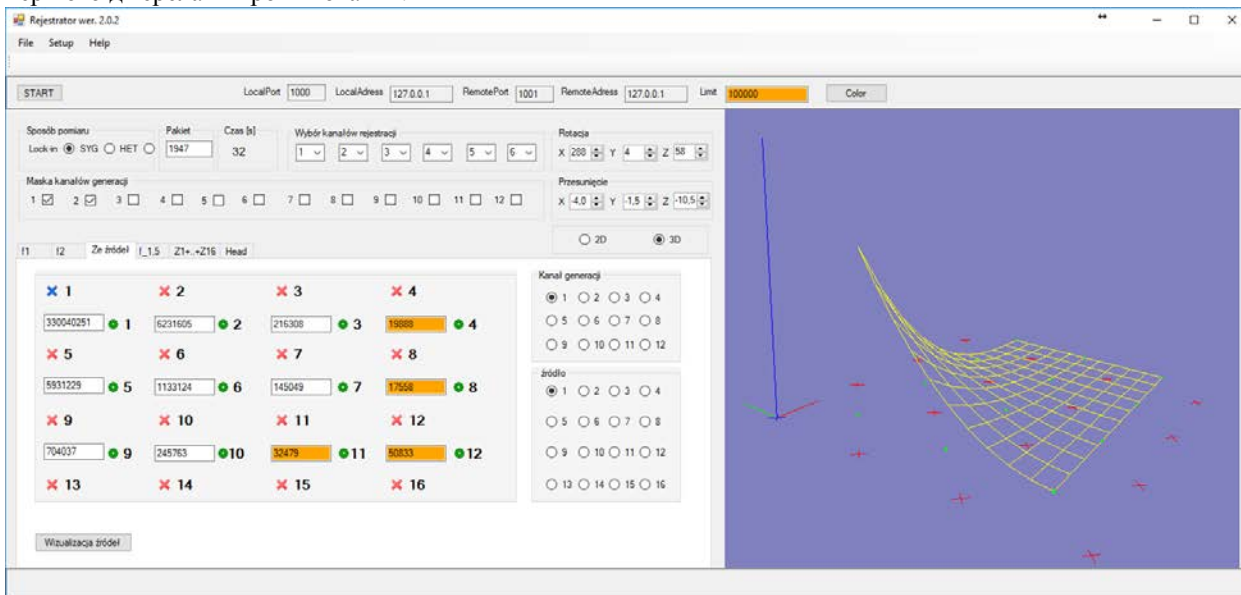


Рис.2. Головне вікно інформаційної підсистеми

Тестування розробленої підсистеми проводилося на схемі, яка містить 16 джерел випромінювання, та 12 детекторів (Рис.2-4). Джерела випромінювання представлені на зображеннях хрестиками, а детектори – кружечками. Дослідження проводилися одночасно на двох каналах генерації з частотами 750нм та 850нм. Також проводилося моделювання виходу з ладу різних джерел випромінювання та детекторів (Рис.3,4). Для наочності візуалізації в області дослідження застосовувалась бікубічна апроксимація поверхні Без'є.

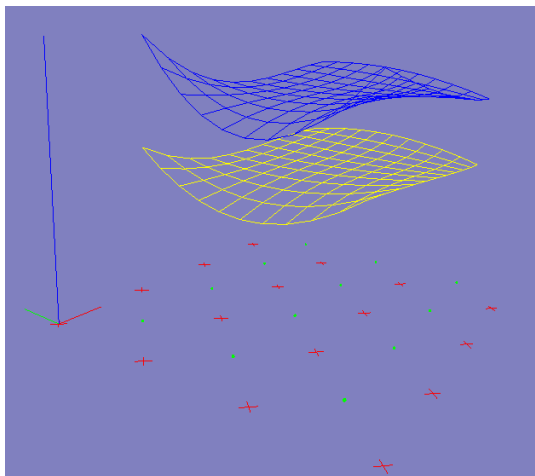


Рис.3. Візуалізація нормальної роботи всіх детекторів та джерел випромінювання

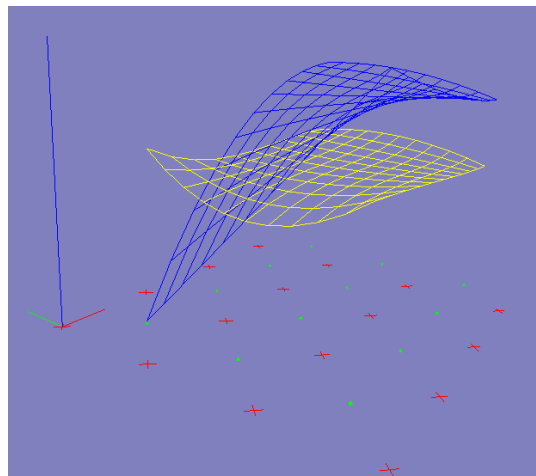


Рис.4. Візуалізація виходу з ладу першого джерела випромінювання на одному з каналів генерації

Для більш детального проведення дослідження над отриманими результатами, які потребують складних математичних обчислень та візуалізації, використовується інтеграційний модуль з MATLAB, який завантажує відповідні *.dll бібліотеки з необхідними функціями. Так наприклад на рис.5 представлена візуалізація отриманих значень на детекторі 1 від джерел випромінювання 1, 2, 5, 6.

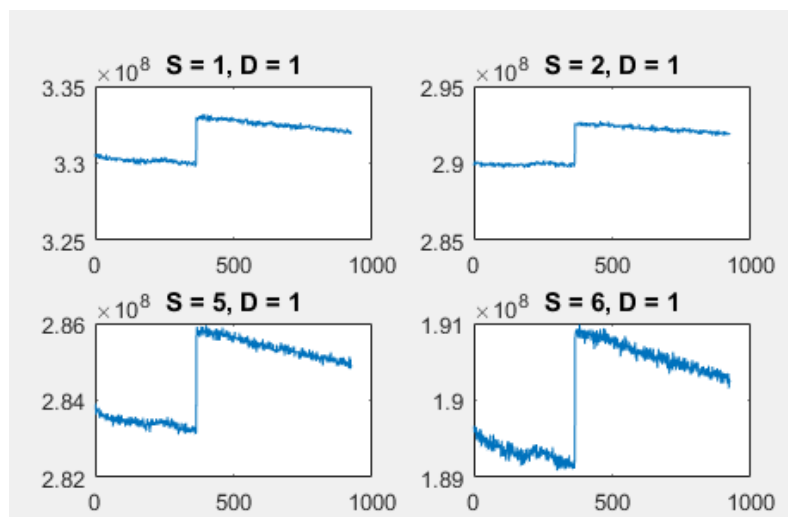


Рис.5. Візуалізація значень на детекторі 1 від джерел випромінювання 1, 2, 5, 6.

Розроблена інформаційна підсистема дозволяє (1) записувати дані, що надаються пристроєм HD-DOT, (2) зберігати дані в базі даних(Рис.6) і (3) аналізувати якість оптичного сигналу, дифузно-відбитого від тканин людини в режимі реального часу на основі різних геометричних параметрів для різноманітних джерел і сіток детекторів. Якість оптичного сигналу представлено як карти SNR (signal strength map), які включають співвідношення сигнал/шум для комбінацій усіх найближчих і всіх найближчих до найближчих пар-джерел-детекторів. Ці карти наочно демонструють невизначеність, яка пов'язана з поганим оптичним зв'язком світла, що випускається з пучків джерельного світловолокна в тканину, а також світла, вилученого з тканини, у пучки світловолокна детектування. Відображення в режимі реального часу дозволяє виявляти проблеми оптичного сигналу під час фіксації оптичних світловодів на голові.

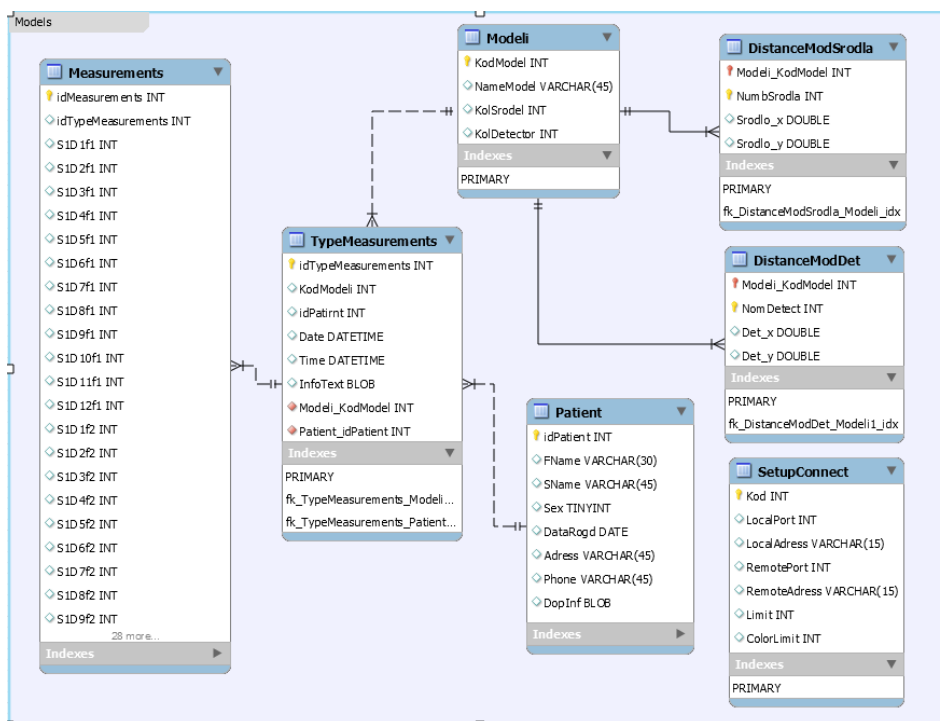


Рис. 6. Інформаційна модель бази даних

Висновки

В роботі розглянуто основні підходи до побудови інформаційної підсистеми для збору оптичних даних та попередньої обробки результатів вимірювань. Підсистема також дозволяє діагностувати апаратні проблеми та візуалізувати результати, отримані в режимі реального часу. Перспективним є подальше дослідження з інтеграції розробленої підсистеми з потужними системами візуалізації медичних зображень з відкритим кодом, такими як 3D Slicer, NIRFASTSlicer.

Список використаної літератури

1. Tuchin V.V. Handbook of optical biomedical diagnostics / V.V. Tuchin. – Belingham, Washington. – 2002. – 1093 p.
2. Тучин В. В. Оптика биологических тканей. Методы рассеяния света в медицинской диагностике / В. В. Тучин. – М.: ФИЗМАТЛИТ, 2013. – 812 с.
3. Ferrari. M. Special Section on Clinical Near Infrared Spectroscopy/ Imaging / Eds. M. Ferrari, D. Delpy, D.A. Benaron // Biomed. Opt. – 1996. – V. 1.– P. 361-434; 1997. – V. 2.– P. 7-41; 147-175.
4. Chance B. Optical method / B. Chance // Arm. Rev. Biophys. Chem. – 1991.– V. 20. – P. 1-28.
5. П'іна А.А. Transmittance of the near infrared rays by tissues of the human body/ А.А. П'іна // Soviet Physiological J. – 1949. – V. 35. – P. 338-348.
6. Jobsis F. Non invasive monitoring of cerebral and myocardial oxygen sufficiency and circulatory parameters/ F. Jobsis // Science. – 1977. – V. 198. – P. 1264-126.
7. Zeff, B.W. Retinotopic mapping of adult human visual cortex with high-density diffuse optical tomography / B.W. Zeff, B.R. White, H. Dehghani, B.L. Schlaggar, J.P. Culver.– Proc Natl Acad Sci U S A. – 2007. – 104(29). – P. 12169-74.
8. Wojtkiewicz, S. Towards Optical Tomography of an Adult Human Head / S. Wojtkiewicz, P. Sawosz, M. Kasprzak, A. Gereg, K. Bejm, R. Maniewski, A. Liebert, // In *Optical Tomography and Spectroscopy*. – Optical Society of America, 2016. – P. OM4C-2.
9. Смоленцев Н. К. Создание Windows приложений с использованием математических процедур MATLAB/ Н. К. Смоленцев. – М.: ДМК Пресс, – 2008. – 456 с.
10. Гучек П.Й. Інформаційна технологія підтримки процедури візуалізації серендипових поверхонь / П. Й. Гучек, О. І. Литвиненко, А. Н. Хомченко // Проблеми інформаційних технологій. – 2011. – №2. – С. 68-72.
11. Херн Д. Компьютерная графика и стандарт OpenGL / Д. Херн, М. Паулин Бейкер. – М. : Издательский дом “Вильямс”, 2005. – 1168 с.