

УДК 004.92:519.6:543.4

П.Й. ГУЧЕК

Институт биокібернетики і біомедичної інженерії ім. М. Налеча Польської академії наук, Польща

О.М. ДУДЧЕНКО

Херсонська філія Національного університету кораблебудування ім. адм. Макарова

ПДСИСТЕМА ДІАГНОСТУВАННЯ РОБОТИ КАНАЛІВ ВИМІРЮВАННЯ ПРИБРОЮ ДИФУЗНОЇ ОПТИЧНОЇ ТОМОГРАФІЇ ВИСОКОЇ ЩІЛЬНОСТІ

Одним із сучасних підходів до діагностування різного типу захворювань в медичній практиці є використання пристроїв дифузної оптичної томографії високої щільності, особливо це є актуальним в тих місцях, де не завжди є можливість доступу до традиційного томографічного обладнання, такого як комп'ютерна чи магнітно-резонансна томографія. У роботі розглянуто основні підходи до побудови інформаційної підсистеми діагностування роботи оптичних каналів під час вимірювань в режимі реального часу, що дає змогу оперативно реагувати на виявлені артефакти в отримуваному сигналі та приймати рішення щодо їх усунення.

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

П.И. ГУЧЕК

Институт биокібернетики и биомедицинской инженерии им. М. Налеча Польской академии наук,

Польша

О.Н. ДУДЧЕНКО

Херсонский филиал Национального университета кораблестроения им. адм. Макарова

ПОДСИСТЕМА ДИАГНОСТИРОВАНИЯ РАБОТЫ КАНАЛОВ ИЗМЕРЕНИЯ УСТРОЙСТВА ДИФФУЗНОЙ ОПТИЧЕСКОЙ ТОМОГРАФИИ ВЫСОКОЙ ПЛОТНОСТИ

Одним из современных подходов к диагностике различного типа заболеваний в медицинской практике является использование устройств диффузной оптической томографии высокой плотности, особенно это актуально в тех местах, где не всегда есть возможность доступа к традиционному томографическому оборудованию, такому как компьютерная или магнитно-резонансная томография. В работе рассмотрены основные подходы к построению информационной подсистемы диагностирования работы оптических каналов во время измерений в режиме реального времени, что позволяет оперативно реагировать на выявленные артефакты в получаемом сигнале и принимать решения по их устранению.

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

P.I. GUCHEK

Nalecz Institute of Biocybernetics and Biomedical Engineering, Poland

O.N. DUDCHENKO

Admiral Makarov National University of Shipbuilding, Kherson branch

DIAGNOSTIC SUBSYSTEM OF WORK OF CHANNELS OF MEASURING THE DEVICE OF HIGH DENSITY DIFFUSE OPTICAL TOMOGRAPHY

One of the modern approaches to the diagnosis of various types of diseases in medical practice is the use of high-density diffuse optical tomography devices, especially in those

places where it is not always possible to access traditional tomography equipment such as computed or magnetic resonance imaging. For example, on the battlefield or at a considerable distance from the diagnostic centers. And before the clinicians who participate in the diagnosis and treatment of craniocerebral injury, tumors, etc., is the difficult task to provide optimal rational diagnostics with minimal expenses, to objectify the indications for hospitalization and to determine the fastest effective method of treatment. The paper discusses the main approaches to the construction of an information subsystem for diagnosing the operation of optical channels during measurements in real time, which allows us to quickly respond to the identified artifacts in the received signal and make decisions on their elimination. Methods for object-oriented programming, system programming, computer graphics, sets theory and methods for analyzing discrete signals were used to develop the proposed subsystem. To store the results of the research and further analysis, the MySQL database management system was used, which is easy to adapt to different platforms and is quite powerful and developed for both stationary and mobile subsystems and applications. Microsoft Visual Studio and the C # programming language were used as a tool for the development of an information subsystem that allows you to create various secure and secure applications running on the .NET Framework. In order to test the quality of the optical signal in real-time, calculations of optical density were performed at certain intervals depending on the interval set by the user. The quality of the optical signal is represented as the signal strength map (SNR), which includes the signal / noise ratio for combinations of all the closest and closest to the closest pair of source detectors. These maps visualize uncertainties related to poor optical coupling of light emitted from the source fiber bundles into the tissue as well as light reemitted from the tissue into the detecting fiber bundles. Real-time mapping allows for detection of optical signal issues during fixation of the optodes on the head.

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

Постановка проблеми

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, які пов'язані з пошкодженням або відставанням від системи кріплення джерела випромінювання, детектора, світловода та інших.

Аналіз останніх досліджень і публікацій

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, які 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.

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 дослідження

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.

Розробка та діагностування інформаційної підсистеми проводилася на базі Інституту біоінформатики і біомедичної інженерії ім. Налеча Польської академії наук, який розробив пристрій дифузійної оптичної томографії високої щільності (HD-DOT), здатний до дослідження головного мозку дорослої людини [3–5].

Викладення основного матеріалу дослідження

Для розробки запропонованої підсистеми, що дозволяє приймати дані з пристрою HD-DOT, використовувались методи об'єктно-орієнтованого програмування, системного програмування, комп'ютерної графіки, теорії множин та методи аналізу дискретних сигналів. Для зберігання проведених результатів дослідження та подальшого аналізу 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 розвиненою як для стаціонарних, так і мобільних підсистем та додатків. Microsoft Visual Studio та мова програмування C# використовувались як інструмент 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 [6], 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. Кожна функція MATLAB перетворюється в метод деякого класу і може бути викликана з програми .NET. Програми, що використовують методи, які створені за допомогою .NET Builder, при своїй роботі не вимагають встановленої системи MATLAB. Однак повинна бути

встановлене MCR – середовище виконання для компонентів MATLAB (MATLAB Component Runtime) (рис. 1) [5, 7].

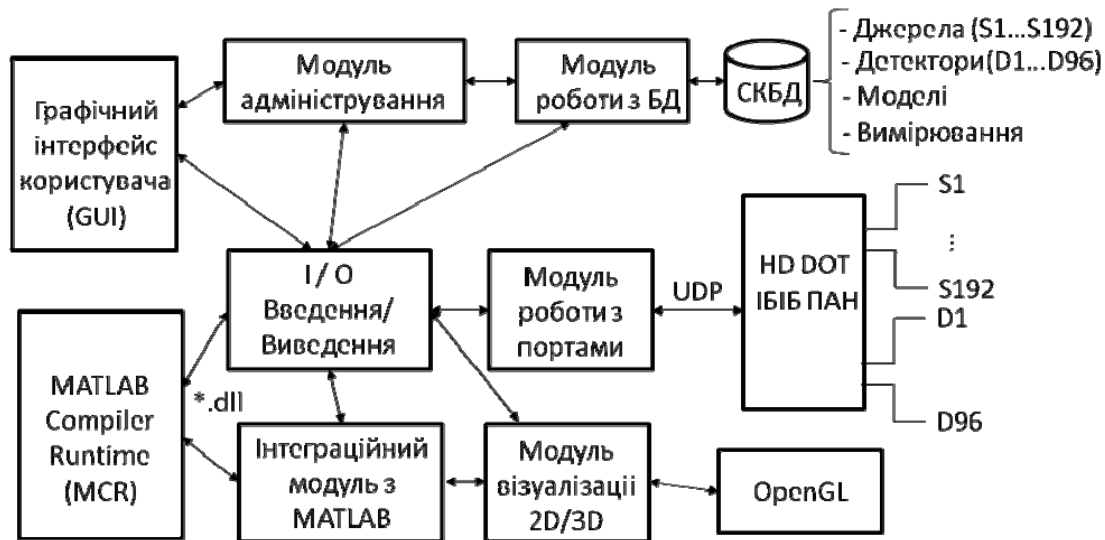


Рис. 1. Структурна схема інформаційної підсистеми збору та оброблення даних з пристрою HD-DOT (СКБД – система керування базами даних, UDP – User Datagram Protocol, I/O – Input/Output).

Пристрій HD-DOT з'єднується з інформаційною підсистемою за технологією Ethernet, використовуючи UDP протокол, який 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 [8], 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.

Під час проведення досліджень різних типів захворювань на обладнанні HD-DOT виникає потреба в використанні різних схем геометричного розташування джерел випромінювання та детекторів, а також і схем каналів поширення світлового потоку фотонів (джерело випромінювання – детектор) з відповідною відстанню від джерела випромінювання до детектора (рис. 2, 3). Це накладає відповідні вимоги до розробленої підсистеми в якості візуалізації та інформативності отримуваних значень, зручності використання та їх надійності.

Тестування розробленої підсистеми проводилося на схемі, яка містить 16 джерел випромінювання та 12 детекторів (рис. 2–4). Джерела випромінювання представлені на зображеннях кружечками червоного кольору, а детектори – кружечками зеленого кольору. Дослідження проводилися одночасно на двох каналах генерації з частотами 750 нм та 850 нм. Також проводилося моделювання виходу з ладу різних джерел випромінювання та детекторів. Так, на рис. 4 представлено роботу виходу з ладу детектора номер 8, про що свідчать зміни значення оптичної щільності у каналах 8-8, 9-8, 12-8, 13-8.

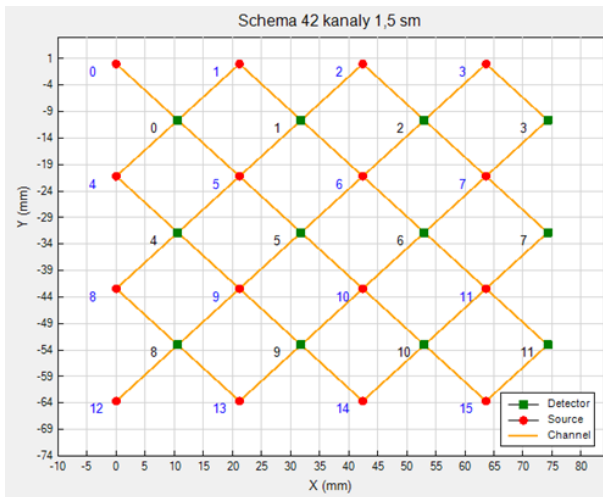


Рис. 2. Схема 16 джерел випромінювання та 12 детекторів (42 канали, 1,5 см джерело-детектор).

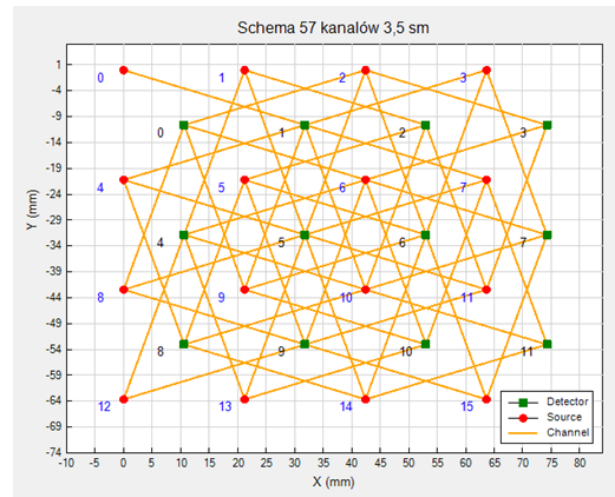


Рис. 3. Схема 16 джерел випромінювання та 12 детекторів (57 каналів, 3,5см джерело-детектор).

На відміну від підходу, який розглянуто в [5, 7], де для наочності візуалізації нормальної роботи всіх детекторів та джерел випромінювання застосовувалась бікубічна апроксимація поверхнею Без'є значень оптичних інтенсивностей, які отримані з детекторів, цей підхід є більш інформативним та дозволяє наочно в реальному часі тестувати роботу оптичних каналів у великій кількості.

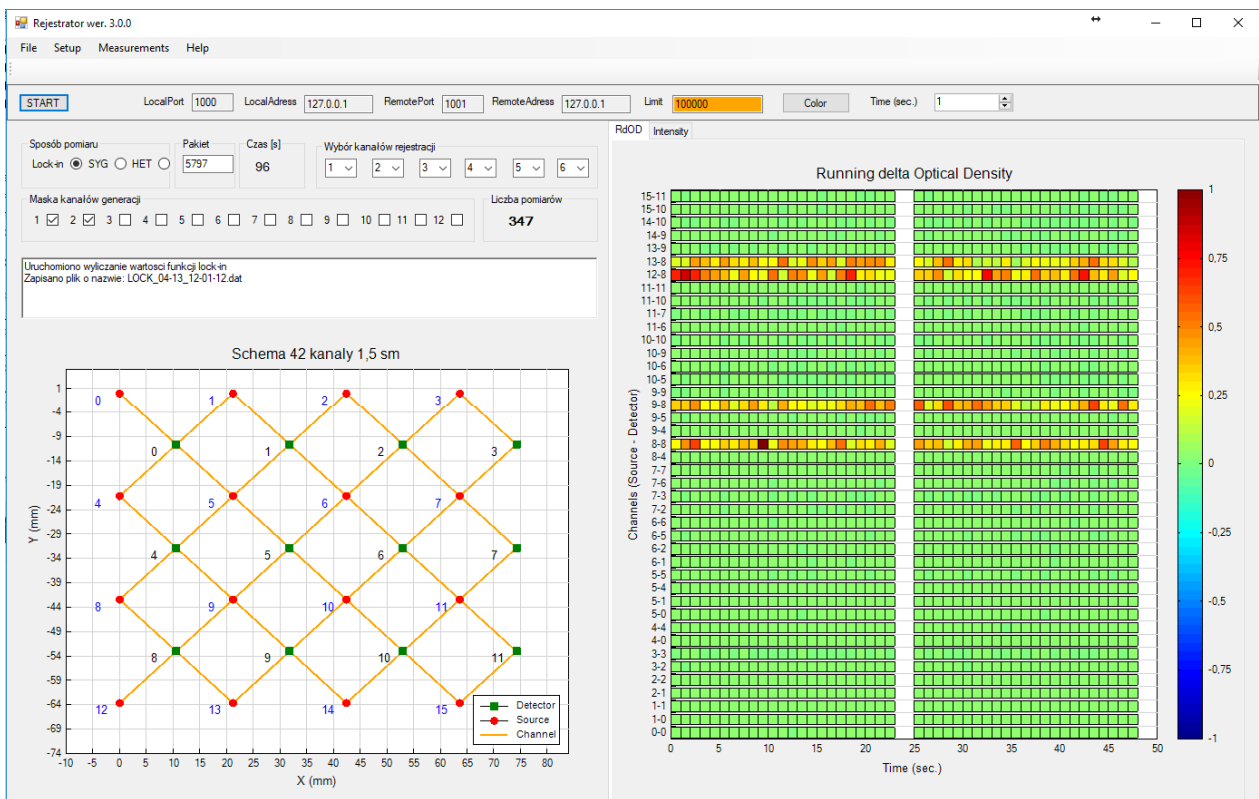


Рис. 4. Візуалізація діагностування роботи каналів вимірювання HD-DOT.

Для тестування якості оптичного сигналу в режимі реального часу проводилися розрахунки оптичної щільності в певні проміжки часу, в залежності від встановленого користувачем інтервалу (t , сек) (1) [9]:

$$\Delta OD(ch, \lambda) = -\log \left(\frac{|I_i(ch, \lambda)|}{\frac{1}{t} \sum_{i=1}^t I_i(ch, \lambda)} \right), \quad (1)$$

де I_i – інтенсивність оптичного сигналу в i -й момент часу; t – інтервал часу (кількість замірів) для визначення поточної оптичної щільності; ch – канал (джерело випромінювання – детектор); λ – частота генерації (750 нм, 850 нм); ΔOD – поточна оптична щільність;

На рис. 5 представлено інтенсивність оптичного сигналу, отриманого з чотирьох каналів (джерело випромінювання – детектор (S0-D0, S1-D0, S4-D0, S5-D0)) при справній роботі обладнання, відповідно на частотах генерації 750 нм та 850 нм. Для тестування були вибрані комбінації усіх найближчих пар-джерел-детекторів розглянутої схеми (рис. 4), що складається з 42 каналів та мають відстань джерело-детектор 1,5 см. Аналогічно, на рис. 6 представлено для порівняння інтенсивність оптичного сигналу, отриманого з чотирьох каналів при виході з ладу одного з детекторів. Розрахунки оптичної щільності вибраних для тестування каналів представлено відповідно на рис. 7 та рис. 8.

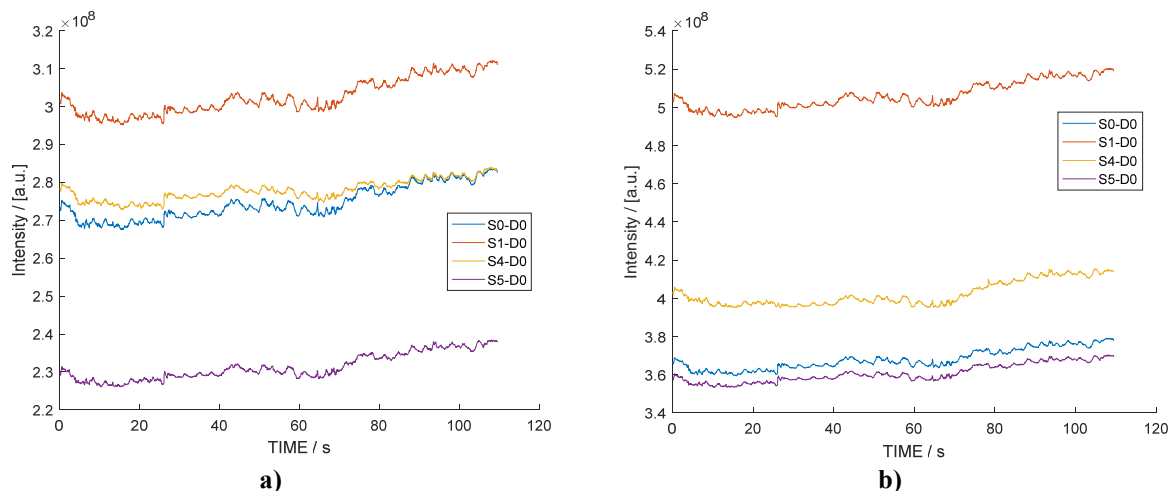


Рис. 5. Інтенсивність оптичного сигналу чотирьох каналів при справній роботі джерело - детектор (S0-D0, S1-D0, S4-D0, S5-D0) на частотах генерації: а) $\lambda_1 = 750$ нм; б) $\lambda_2 = 850$ нм.

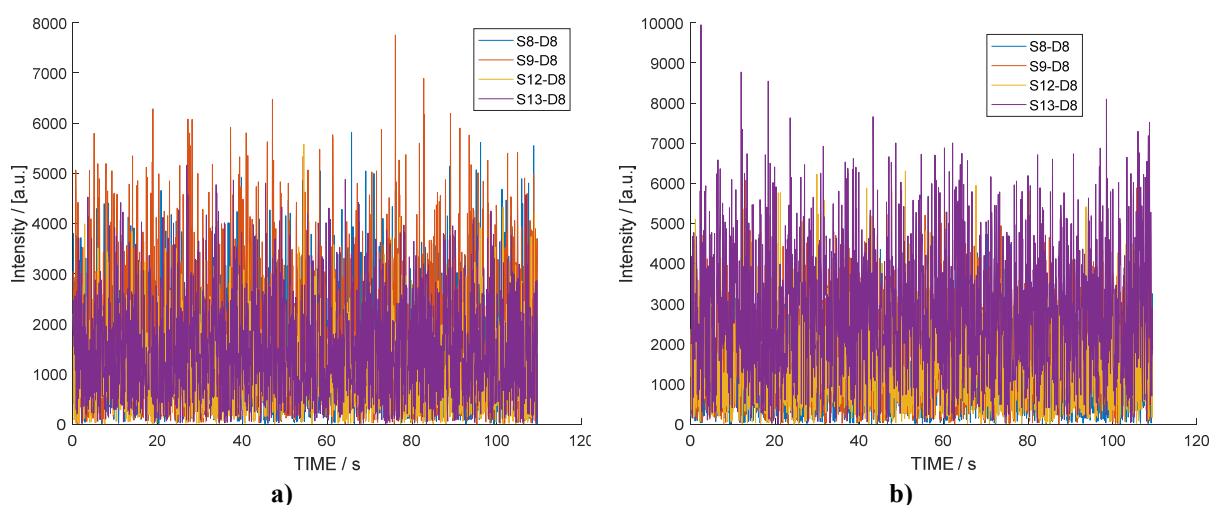


Рис. 6. Інтенсивність оптичного сигналу чотирьох каналів (S8-D8, S9-D8, S12-D8, S13-D8) при виході з ладу детектора D8 на частотах генерації: а) $\lambda_1 = 750$ нм; б) $\lambda_2 = 850$ нм.

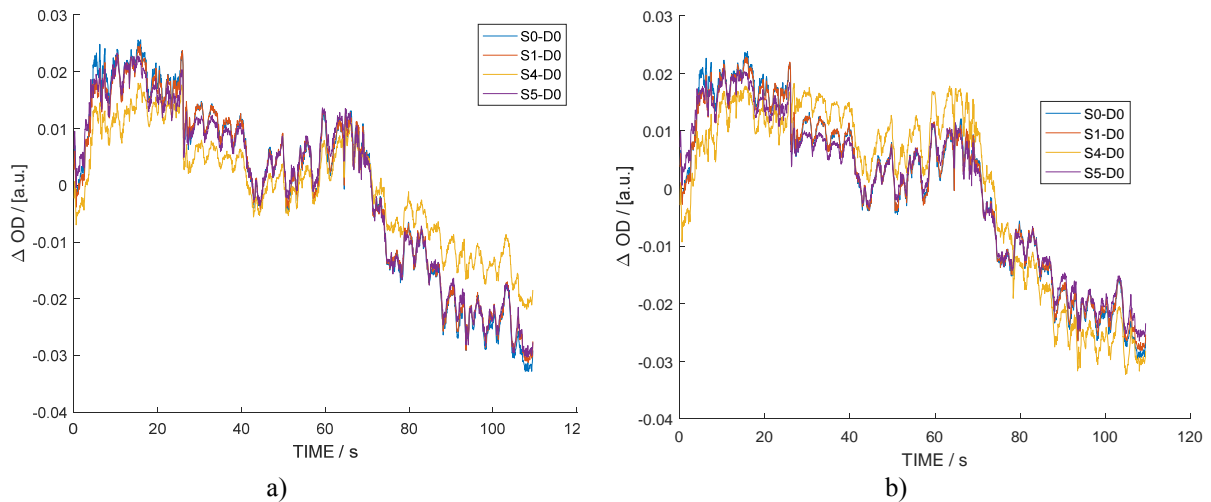


Рис. 7. Оптична щільність сигналу з чотирьох каналів при справній роботі джерело - детектор (S0-D0, S1-D0, S4-D0, S5-D0) на частотах генерації: а) $\lambda_1 = 750$ нм; б) $\lambda_2 = 850$ нм.

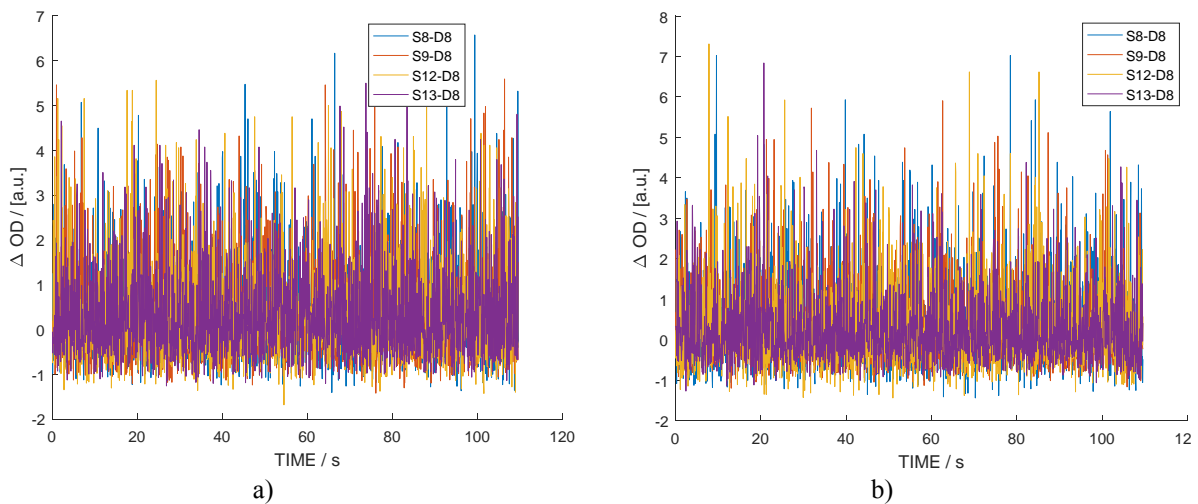


Рис. 8. Оптична щільність сигналу з чотирьох каналів (S8-D8, S9-D8, S12-D8, S13-D8) при виході з ладу детектора D8 на частотах генерації: а) $\lambda_1 = 750$ нм; б) $\lambda_2 = 850$ нм.

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 (2):

$$STD(ch, \lambda) = \sqrt{\frac{1}{t} \sum_{i=1}^t \left(\Delta OD_i(ch, \lambda) - \frac{1}{t} \sum_{i=1}^t \Delta OD_i(ch, \lambda) \right)^2}, \quad (2)$$

$$SNR(ch, \lambda) = \log \left(\frac{\frac{1}{t} \sum_{i=1}^t \Delta OD_i(ch, \lambda)}{STD(ch, \lambda)} \right), \quad (3)$$

де $STD(ch, \lambda)$ – середньоквадратичне відхилення оптичної щільності; $SNR(ch, \lambda)$ – співвідношення сигнал/шум.

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. Так, в табл. 1 представлено порівняльний аналіз роботи оптичних каналів на прикладі схеми рис. 4 (42 канали – 1,5 см.), та представлені результати обчислення середньоквадратичного відхилення оптичної щільності і співвідношення сигнал/шум.

Таким чином, аналіз представлених в табл. 1 результатів дозволяє виявити проблемні канали, які мають артефакти відображення дійсного оптичного сигналу ($S_8 - D_8$, $S_9 - D_8$, $S_{12} - D_8$, $S_{13} - D_8$), це наводить на думку про несправність каналу передачі джерело-детектор (вихід з ладу детектора, світловода, нещільність прилягання до області дослідження, тощо).

Таблиця 1

Порівняльний аналіз роботи оптичних каналів

Канал $S_i - D_j$	STD	SNR	Канал $S_i - D_j$	STD	SNR
$S_0 - D_0$	0,01595	-4,82920	$S_8 - D_4$	0,00686	-5,67369
$S_1 - D_0$	0,01534	-4,86860	$S_8 - D_8$	1,08045	-0,99658
$S_1 - D_1$	0,02445	-4,39875	$S_9 - D_4$	0,00797	-5,52393
$S_2 - D_1$	0,03460	-4,04962	$S_9 - D_5$	0,00655	-5,72084
$S_2 - D_2$	0,02001	-4,60109	$S_9 - D_8$	1,01238	-1,05624
$S_3 - D_2$	0,00815	-5,50184	$S_9 - D_9$	0,00502	-5,98696
$S_3 - D_3$	0,00295	-6,51763	$S_{10} - D_5$	0,00692	-5,66589
$S_4 - D_0$	0,00963	-5,33512	$S_{10} - D_6$	0,00338	-6,38218
$S_4 - D_4$	0,01089	-5,21027	$S_{10} - D_9$	0,00194	-6,93558
$S_5 - D_0$	0,01495	-4,89430	$S_{10} - D_{10}$	0,00558	-5,88110
$S_5 - D_1$	0,01737	-4,74260	$S_{11} - D_6$	0,01014	-5,28401
$S_5 - D_4$	0,00985	-5,31125	$S_{11} - D_7$	0,00466	-6,06377
$S_5 - D_5$	0,00654	-5,72240	$S_{11} - D_{10}$	0,00330	-6,40725
$S_6 - D_1$	0,01226	-5,09185	$S_{11} - D_{11}$	0,00850	-5,45981
$S_6 - D_2$	0,01140	-5,16531	$S_{12} - D_8$	1,11166	-0,97230
$S_6 - D_5$	0,00681	-5,68066	$S_{13} - D_8$	1,01438	-1,05382
$S_6 - D_6$	0,00566	-5,86652	$S_{13} - D_9$	0,00475	-6,04391
$S_7 - D_2$	0,00743	-5,59453	$S_{14} - D_9$	0,00724	-5,61936
$S_7 - D_3$	0,00520	-5,95075	$S_{14} - D_{10}$	0,00307	-6,47893
$S_7 - D_6$	0,00733	-5,61014	$S_{15} - D_{10}$	0,00194	-6,93727
$S_7 - D_7$	0,00677	-5,68803	$S_{15} - D_{11}$	0,00287	-6,54528

Висновки

У роботі представлено основні підходи до побудови інформаційної підсистеми для збору оптичних даних та попередньої обробки результатів вимірювань, діагностування апаратних проблем та візуалізації результатів в режимі реального часу, що дає змогу оперативно реагувати на виявлені артефакти в отримуваному сигналі та приймати рішення щодо їх усунення.

Список використаної літератури

1. Tuchin V.V. Handbook of optical biomedical diagnostics. Bellingham, Washington: SPIE Press, 2002. 1093 p.
2. Medical Optical Tomography: Functional Imaging and Monitoring / Ed. by G. Muller et al. Bellingham, WA: SPIE Press, 1993. Vol. IS11. 656 p.

- Liebert A, Wabnitz H, Steinbrink J, Obrig H, Moller M, Macdonald R, Villringer A and Rinneberg H. Time-resolved multidistance near-infrared spectroscopy of the adult head: intracerebral and extracerebral absorption changes from moments of distribution of times of flight of photons. *Appl. Opt.* 2004. Vol. 43(15). P. 3037–3047.
- Sawosz P., Kacprzak M., Weigl W., Borowska-Solonyanko A., Krajewski P., Zolek N., Ciszek B., Maniewski R., Liebert A. Experimental estimation of the photons visiting probability profiles in time-resolved diffuse reflectance measurement. *Phys. Med. Biol.* 2012. Vol. 57(23). P. 7973–7981.
- Guchek P., Bejm K., Sawosz P., Liebert A. Data acquisition and preprocessing software for high-density near-infrared spectroscopy device. *20-th Polish Conference on Biocybernetics and Biomedical Engineering* (Kraków, September 20-22, 2017). Kraków: AGH University of Science and Technology, 2017. P. 41.
- Смоленцев Н.К. Создание Windows приложений с использованием математических процедур MATLAB. М.: ДМК Пресс, 2008. 456 с.
- Гучек П.Й. Інформаційна технологія обробки вимірювань і тестування роботи обладнання оптичної спектроскопії в режимі реального часу. *Вестник Херсонського національного технічного університету*. 2017. Вып. 3 (62). Т.1. С. 307-311.
- Херн Д., Бейкер М. Паулин. Компьютерная графика и стандарт OpenGL. М. : Издательский дом "Вильямс", 2005. 1168 с.
- Huppert T.J., Diamond S.G., Franceschini M.A., Boas D.A. HomER: a review of time-series analysis methods for near-infrared spectroscopy of the brain. *Appl. Opt.* 2009. Vol. 48(10). P. D280–D298.

References

- Tuchin, V. V. (2002) Handbook of optical biomedical diagnostics. Bellingham, Washington: SPIE Press.
- Muller, G. et al. (Ed.) (1993) Medical Optical Tomography: Functional Imaging and Monitoring. Bellingham, WA: SPIE Press, 1993. Vol. IS11.
- Liebert, A., Wabnitz, H., Steinbrink, J., Obrig, H., Moller, M., Macdonald R., Villringer, A., & Rinneberg, H. (2004) Time-resolved multidistance near-infrared spectroscopy of the adult head: intracerebral and extracerebral absorption changes from moments of distribution of times of flight of photons. *Applied Optics*. **43** (15), 3037–3047.
- Sawosz, P., Kacprzak, M., Weigl, W., Borowska-Solonyanko, A., Krajewski, P., Zolek, N., Ciszek, B., Maniewski, R., & Liebert, A. (2012) Experimental estimation of the photons visiting probability profiles in time-resolved diffuse reflectance measurement. *Physics in Medicine and Biology*. **57** (23), 7973–7981.
- Guchek, P., Bejm, K., Sawosz, P., & Liebert, A. (2017) Data acquisition and preprocessing software for high-density near-infrared spectroscopy device. *20-th Polish Conference on Biocybernetics and Biomedical Engineering* (Kraków, September 20-22, 2017). Kraków: AGH University of Science and Technology, pp. 41.
- Smolentsev, N. K. (2008) Sozdanie Windows prilozheniy s ispolzovaniem matematicheskikh protsedur MATLAB. M.: DMK Press.
- Guchek, P. I. (2017) Informatsiina tekhnolohiia obrobky vymiriuvan i testuvannia roboty obladnannia optychnoi spektroskopii v rezhymi realnoho chasu. *Vestnyk Khersonskoho natsyonalnoho tekhnicheskoho unyversyteta*. **3** (62), 1, 307–311.
- Hern, D., & Beyker, M. Paulin. (2005) Kompyuternaya grafika i standart OpenGL. M. : Izdatelskiy dom "Vilyams".
- Huppert, T. J., Diamond, S. G., Franceschini, M. A., & Boas, D. A. (2009) HomER: a review of time-series analysis methods for near-infrared spectroscopy of the brain. *Applied Optics*. **48** (10), D280–D298.