

Вінницький національний технічний університет
Міністерство освіти і науки України

Кваліфікаційна наукова
праця на правах рукопису

ЯРОСЛАВСЬКИЙ ЯРОСЛАВ ІВАНОВИЧ

УДК 004.7:621.397:614

ДИСЕРТАЦІЯ

**ВОЛОКОННО-ОПТИЧНА ТЕЛЕМЕДИЧНА МЕРЕЖА
ДЛЯ ОБМІНУ ВІДЕОЗОБРАЖЕННЯМИ**

05.11.17 – біологічні та медичні прилади і системи
технічні науки

Подається на здобуття наукового ступеня кандидата технічних наук

Дисертація містить результати власних досліджень. Використання ідей,
результатів і текстів інших авторів мають посилання на відповідне джерело

_____ Я.І.Ярославський

Науковий керівник Злепко Сергій Макарович, доктор технічних наук, професор

Вінниця — 2019

АНОТАЦІЯ

Ярославський Я.І. Волоконно-оптична телемедична мережа для обміну відеозображеннями. – Кваліфікаційна наукова праця на правах рукопису.

Дисертація на здобуття наукового ступеня кандидата технічних наук за спеціальністю 05.11.17 «Біологічні та медичні прилади і системи». – Вінницький національний технічний університет, МОН України, Вінниця, 2019.

Ефективне впровадження новітніх результатів розвитку науки і техніки в практику охорони здоров'я можливе за умови створення системи та інфраструктури трансляційної медицини, що дозволить об'єднати в єдине ціле всі життєві етапи медичної технології від її розробки до використання в клінічній практиці. Істотним стримуючим фактором є недостатнє застосування сучасних інформаційних та комунікаційних технологій і впровадження методів систематизації медичної інформації. Розвиток телемедицини стримують також і проблеми в галузі інформаційної безпеки, які пов'язані з дотриманням вимог захисту особистих даних пацієнтів і персональних даних про стан їх здоров'я.

Спеціалізована медична апаратура, а також цифрові зображення, створені за її допомогою, стали невід'ємною частиною діагностичного та лікувального процесів. Так само активно використовуються цифрові можливості для передачі і обміну медичними зображеннями у комп'ютерних мережах. Електронний обмін діагностичними зображеннями забезпечує розвиток і поширення телемедицини з використанням економічно виправданих, технічно і організаційно оптимальних сеансів віддаленого консультування, що вимагає швидкої і надійної системи передачі даних.

Вдосконалення і модифікація телекомунікаційного стандарту DICOM, розроблення і запровадження ефективних технологій архівування медичних зображень дозволить забезпечити скорочення обсягів потокової інформації, часу на її передачу, а також коштів, які на це витрачаються.

Широке впровадження телемедицини на основі єдиної технологічної і технічної політики дозволяє істотно підвищити ефективність надання первинної

медико-санітарної допомоги шляхом проведення віддаленого скринінгу пацієнтів, які перебувають в різних групах ризику, підвищення якості діагностики соціально значимих захворювань на рівні первинної ланки, підвищення ефективності надання швидкої та невідкладної медичної допомоги за рахунок використання волоконно-оптичної мережі, підвищення доступності консультаційних послуг медичних експертів для населення за рахунок використання телемедичних консультацій, підвищення точності і об'єктивності діагностичних досліджень, зниження кількості рутинних операцій в повсякденній діяльності медичного працівника, підвищення оперативності та достовірності передачі медичної інформації про стан здоров'я пацієнта.

Адаптація проектуємої телемедичної мережі до стандартів створення, зберігання, передачі та візуалізації медичних зображень DICOM та електронного медичного документообігу HL7 забезпечує ефективний обмін медичними даними між різними закладами охорони здоров'я, що підвищує швидкість та якість лікування з одночасним зменшенням його вартості.

Створення в Україні загальнонаціональної інфраструктури трансляційної телемедицини на базі заводо захищених волоконно-оптичних транспортних мереж із високою пропускнуою здатністю, спроможних об'єднати в єдине ціле регіональні і корпоративні телемедичні мережі віддаленого консультування, діагностики і навчання для щоденного застосування у клінічній практиці, є актуальним напрямком розвитку медико-технічних систем, що дозволить підвищити якість надання медичної допомоги населенню.

В дисертаційній роботі розв'язано науково-технічну задачу підвищення ефективності обміну медичними даними у волоконно-оптичній телемедичній мережі шляхом розробки розроблення її уточненої моделі, оптимізації структури та методів побудови.

В дисертаційній роботі одержані такі нові наукові результати:

1. Вперше для волоконно-оптичних каналів телемедичних мереж з швидкістю до 150 Мбіт/с запропоновано метод модуляції модового складу з підвищеною заводостійкістю і додатковим захистом від несанкціонованого

доступу, який може розглядатись як окремий частковий випадок підвищення стабільності передачі і захисту даних у кінцевих пристроях волоконних трактів оптичних телемедичних мереж.

2. Вперше розроблено модель процесу передачі інформації у волоконно-оптичному тракті телемедичної мережі, яка визначає ключові параметри волоконно-оптичного середовища – оптичні втрати і дисперсію сигналу в волоконно-оптичному середовищі, компенсує їх і формує сигнал, спроможний, в залежності від типу оптоволокна, подолати максимальну відстань при мінімальних часових спотвореннях і втратах.

3. Отримав подальшого розвитку метод двохвилевої передачі медичних цифрових даних шляхом представлення цифрового логічного сигналу (логічна 1) оптичним імпульсом одночасно на двох довжинах хвиль $\lambda_1=1310$ нм і $\lambda_2=1550$ нм, вибір яких виконано, виходячи із умови мінімальної дисперсії та мінімізованих втрат кварцового скла, що зменшило вплив завад і підвищило рівень сигнал/шум та загальну стабільність передачі біомедичної інформації.

4. Отримав подальшого розвитку підхід до створення волоконної телемедичної мережі для обміну медичними відеозображеннями в стандарті DICOM 3.0, які отримано з різних типів медичного обладнання для променевої діагностики і телемедичними центрами, що дозволило визначити інформаційний простір мережі як складне ієрархічне середовище, в якому кожний рівень характеризується власними інформаційними, програмними та апаратними засобами для оброблення та інтерпретації отриманої інформації.

Результати теоретичних та практичних досліджень, проведених в дисертаційній роботі мають виразну прикладну спрямованість та застосовуються для розроблення регіональної телемедичної мережі високої пропускної здатності з високою стабільністю та надійністю передавання медичних відеозображень. Прикладні результати роботи:

1. Запропоновано волоконну телемедичну мережу, яка забезпечує обмін оперативними результатами телемедичної діагностики і моніторингу стану здоров'я пацієнтів по оптичних каналах зв'язку між віддаленими районами та

обласним центром і, на відміну від існуючих, забезпечує її адаптацію до стандарту DICOM, інформаційну підтримку прийняття рішень, гнучку систему управління роботою мережі з дотриманням вимог щодо захисту персональних даних пацієнтів.

2. Розроблено структурно-функціональну організацію телемедичної системи у вигляді сукупності трьох базових ресурсів: апаратного, аналітичного та інформаційного, представлених апаратно-програмними та інформаційними модулями, які здійснюють зв'язок між вимірювальними здавачами і сенсорами та цифровими засобами оброблення даних при підтримці медико-фізіологічних алгоритмів аналізу та оброблення сукупної медичної інформації, що суттєво скорочує часові та фінансові витрати на всіх стадіях проектування подібних систем і передачі телемедичних даних.

3. Результати дисертаційної роботи впроваджено в практичну діяльність Одеського обласного центру телемедицини на базі Одеської обласної клінічної лікарні, що підвищило достовірність (понад 95%) і покращило якість передачі біомедичної інформації. Результати роботи також використовуються у навчальному процесі кафедри біомедичної інженерії Вінницького національного технічного університету, що сприяло покращенню якості викладання лекційного матеріалу і проведення практичних занять.

Для того, щоб в процесі передачі сигналу зберігалась його форма, а величина амплітуди зазнавала найменших спотворень необхідно зберігати співвідношення сигнал/шум у встановлених допустимих межах. При цьому мінімально допустиме значення сигнал/шум визначається з граничних умов максимальної швидкості передавання даних із врахуванням зменшення смуги пропускання. Для зменшення дисперсії та відповідно збільшення швидкості передавання, окрім заходів підтримання величини сигнал/шум, слід обирати одномодове оптичне волокно, в якому відсутня модова дисперсія.

Розроблення на основі моделі інформаційного каналу передачі телемедичних даних волоконно-оптичного каналу зв'язку для обміну телемедичною інформацією з додатковим введенням до його структури

оптичних підсилювачів з автоматичним регулюванням підсилення (АРП) і блоку автоматичного контролю та діагностики оптичного кабелю забезпечило дистанційний автоматичний контроль за станом волокна кабелю і точною локацією місця і характеру пошкодження, прив'язку рефлекторів до географічної карти місцевості та аналіз змін параметрів ВОКЗ в часі, що в кінцевому результаті підвищило достовірність і покращило якість передачі біомедичної інформації.

Обґрунтовано склад обладнання регіонального телемедичного центру, що включає систему багатоточкового відеоконференцзв'язку; систему відеотрансляції операцій; студію для індивідуальних телемедичних консультацій, обладнану системою відеоконференцзв'язку точка-точка; DICOM сервер; периферійне устаткування, що забезпечує документування, запис, відтворення лекцій, телемедичних консультацій та даних пацієнта.

Дослідження розробленої телемережі показали, що цифрові зображення з дійсним неспотворенням DICOM файлів передавались у 98,7% випадків, що визначає рівень безпомилковості передачі даних. Помилки віднесення об'єктів з дійсним спотворенням кадру зображення і відеоінформації до класу неспотворених DICOM файлів можливі з вірогідністю 1,3%, а навпаки – 3,8%.

За результатами проведених експериментальних розрахунків передавання інформації у форматі DICOM 3.0 по розробленій волоконно-оптичній телемедичній мережі та її аналогах встановлено, що для розробленої мережі помилка першого роду знижена з 3,4% до 1,3%; помилка другого роду досягла значення 3,8% (у аналогів не менше 6,7%), а безпомилковість передавання інформації – 98,7%, що дозволило підвищити загальну ефективність мережі за двома головними критеріями – чутливістю – з 91,3% (аналог) до 98,7% – і специфічністю – з 89,7% (аналог) до 96,2%.

Ключові слова: телемедицина, волоконно-оптична телемедична мережа, біомедична інформація, телемедична діагностика, медичні відеозображення, система, передача даних.

ANNOTATION

Yaroslavsky Y. I. Fiber optic telemedicine network for video-images exchange. – Qualifying scientific work on the rights of manuscripts.

Dissertation for the degree of a candidate of technical sciences (Doctor of Philosophy) in specialty 05.11.17 «Biological and medical devices and systems» – Vinnytsia National Technical University, MES of Ukraine, Vinnytsia, 2019.

Effective implementation of the latest results of science and technology in healthcare is possible provided the system and infrastructure of translational medicine is created, which will allow to integrate all vital stages of medical technology from its development to its use in clinical practice. A significant deterrent is the lack of use of modern information and communication technologies and the introduction of methods for systematizing medical information. The development of telemedicine is also hampered by information security issues that have to do with the protection of patients' personal data and personal health data.

Specialized medical equipment, as well as digital images created with its help, have become an integral part of the diagnostic and therapeutic processes. Digital opportunities for the transmission and sharing of medical images on computer networks are also being actively used. Electronic diagnostic imaging enables the development and dissemination of telemedicine using cost-effective, technically and organizationally optimal remote counseling sessions that require a fast and reliable data transmission system.

Improvement and modification of the DICOM telecommunication standard, development and implementation of effective technologies for archiving medical images will allow to reduce the amount of streaming information, time for its transmission, as well as the money spent on it. The widespread adoption of telemedicine based on a common technological and technical policy can significantly improve the effectiveness of primary health care by remote screening of patients at different risk groups, improve the quality of diagnosis of socially significant diseases at the primary level, and improve the efficiency of providing rapid delivery. medical assistance through the use of fiber optic network,

increasing the availability of medical consulting services ex ertiv to the public through the use of telemedicine consultations to improve the accuracy and objectivity of diagnostic tests, reducing the number of routine operations in everyday activities health worker, increased efficiency and reliability of the transmission of medical information about the patient's condition.

The adaptation of the projected telemedicine network to the standards for the creation, storage, transmission and visualization of DICOM medical images and the HL7 electronic medical records ensures the effective exchange of medical data between different healthcare institutions, which increases the speed and quality of treatment while reducing its cost.

Creation of the national telemedicine infrastructure in Ukraine on the basis of high-bandwidth fiber-optic transport networks capable of integrating into one whole regional and corporate telemedicine networks of remote consulting, diagnostics and training for daily development in clinical practice. -technical systems that will improve the quality of health care delivery to the population. The dissertation deals with the scientific and technical problem of improving the efficiency of medical data exchange in the fiber-optic telemedicine network by developing the development of its refined model, optimizing the structure and construction methods.

The scientific novelty of the results of the work is as follows:

1. For the first time, for fiber optic channels of telemedicine networks with speeds up to 150 Mbps, a modulation method of modular composition with high noise immunity and additional protection against unauthorized access is proposed, which can be considered as a separate partial case of increasing the stability of transmission and protection of data at the ends of the devices optical telemedicine networks.

2. For the first time, a model of the information transmission process in the fiber-optic tract of the telemedicine network is developed, which determines key parameters of the fiber-optic environment - optical losses and signal dispersion in the fiber-optic environment, compensates for them and generates a signal capable, depending on the type of fiber, to overcome the maximum distance with minimal time distortions and losses.

3. The method of two-wave transmission of medical digital data by presenting a digital logical signal was further developed (logic 1) optical pulse simultaneously at two wavelengths $\lambda_1 = 1310$ nm and $\lambda_2 = 1550$ nm, the choice of which is made based on the condition of minimum dispersion and minimized losses of quartz glass, which reduced the effect of interference and increased the signal / noise level and overall stability of the transmission biomedical information.

4. The approach to creating a fiber-optic telemedicine network for the exchange of medical video images in DICOM 3.0, obtained from different types of medical equipment for radiodiagnosis and telemedicine centers, was further developed, which allowed to define the information space of the network as a complex hierarchical environment in which each level of character is characterized. proprietary information, software and hardware to process and interpret the information received.

The results of theoretical and practical research conducted in the dissertation have a clear applied orientation and are used to develop a regional high-bandwidth telemedicine network with high stability and reliable transmission of medical video images. Applied results:

1. Fiber telemedicine network is proposed, which provides the exchange of operational results of telemedicine diagnostics and monitoring of patients' health status through optical communication channels between remote areas and the regional center and, unlike the existing ones, provides its adaptation to the DICOM standard, informative support of acceptance. solutions, flexible network management system with compliance with the requirements for the protection of patients' personal data.

2. The structural and functional organization of the telemedicine system is developed in the form of a set of three basic resources: hardware, analytical and information, represented by hardware-software and information modules that communicate between measuring transmitters and sensors and digital means of data processing with the support of medical and physiological algorithms for analysis and processing of aggregate medical information, which significantly reduces the time and financial costs at all stages of designing such systems and transmission single data.

3. The results of the dissertation were implemented in the practical activity of the Odessa Regional Center of Telemedicine at the Odessa Regional Clinical

Hospital, which increased the accuracy (over 95%) and improved the quality of transmission of biomedical information. The results of the work are also used in the educational process of the Department of Biomedical Engineering of Vinnitsa National Technical University, which contributed to the improvement of the quality of teaching of lecture material and conducting of practical classes.

In order to maintain its shape during the signal transmission and to minimize the amplitude of the amplitude, it is necessary to keep the signal-to-noise ratio within the set acceptable limits. The minimum allowable signal / noise value is determined from the limit conditions of the maximum data rate taking into account the reduction of the bandwidth. In order to reduce the variance and therefore increase the transmission rate, besides the measures of maintaining the signal / noise value, a single-mode optical fiber, which lacks a mode dispersion, should be selected.

Development of a fiber optic communication channel based on a model of a fiber optic communication channel for the exchange of telemedicine information with additional introduction to its structure of optical amplifiers with automatic gain control and a block of automatic control and diagnostics of an optical cable provided remote automatic control over the state of the fiber cable and the exact location of the location and nature of the damage, binding of reflectors to the geographical map of the area and analysis of changes in the parameters of the fiber optic communication channel in time and that ultimately improved the reliability and quality of the transmission of biomedical information.

The equipment of the regional telemedicine center, including the multipoint video conferencing system, is substantiated; system of video broadcasting of operations; a studio for individual telemedicine consultations, equipped with a point-to-point video conferencing system; DICOM server; peripheral equipment providing documentation, recording, lecturing, telemedicine consultations and patient data.

Studies of the developed telecommunication network have shown that digital images with real corruption of DICOM files were transmitted in 98.7% of cases, which determines the level of error of data transmission. Errors attributing objects with a true image and video frame distortion to a class of undistorted DICOM files are possible with a probability of 1.3% and vice versa - 3.8%.

According to the results of the experimental calculations of the transmission of information in DICOM 3.0 format on the developed fiber optic telemedicine network and its analogues it is established that for the developed network the error of the first kind is reduced from 3.4% to 1.3%; the second kind of error reached the value of 3.8% (at analogues not less than 6.7%), and the error of transmission of information - 98.7%, which allowed to increase the overall network efficiency according to the two main criteria - sensitivity - from 91.3% (analog) to 98.7% - and specificity - from 89.7% (analog) to 96.2%.

Keywords: telemedicine, fiber optic telemedicine network, biomedical information, telemedicine diagnostics, medical video images, system, data transfer.

СПИСОК ПУБЛІКАЦІЙ ЗА ТЕМОЮ ДИСЕРТАЦІЇ

[1] В. П. Кожем'яко, О. В. Шевченко, Р. Л. Кобзаренко та Я. І. Ярославський, “Спосіб побудови та методика створення уніфікованої системи трансформації довжин хвиль”, *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*, № 1(13), с. 162–168, 2007.

[2] В. П. Кожем'яко, В. І. Маліновський, М. Г. Тарновський та Я. І. Ярославський, “Аналітичний огляд технологій геоінформаційно-енергетичних мереж та методів підвищення стабільності їх функціонування”, *Вісник Вінницького політехнічного інституту*, № 6, с. 91–97, 2013.

[3] В. П. Кожем'яко, В. І. Маліновський, М. Г. Тарновський, та Я. І. Ярославський, “Аналітичний огляд та класифікаційний аналіз технологій сучасних об'єднаних інформаційних мереж на основі ліній передавання електроенергії”, *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*, № 1(25), с. 100–116, 2013.

[4] В. П. Кожем'яко, В. І. Маліновський та Я. І. Ярославський, “Застосування технологій фотоелектричних перетворювачів в моделі інформаційних мереж із розподіленими джерелами енергії”, *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*, № 2, с. 96–108, 2013.

[5] В. П. Кожем'яко, В. І. Маліновський, А. В. Клепіковський,

В. П. Нездоровін, Я. І. Ярославський та Л. В. Кузьменко, “Мультиканальна відкрита атмосферна оптична система зв’язку”, *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*, № 2(28), с. 120–128, 2014.

[6] В. П. Кожем’яко, В. І. Маліновський та Я. І. Ярославський, “Метод та структури двохвилевої передачі інформаційних імпульсів у волоконно-оптичних каналах сучасних інформаційних мереж”, *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*, № 1(27), с. 210–225, 2014.

[7] В. П. Кожем’яко, В. І. Маліновський та Я. І. Ярославський, “Метод та структура модової маніпуляції сигналів у волоконно-оптичних каналах інформаційних мереж”, *Вісник Хмельницького національного університету. Серія: Технічні науки*, № 6 (219), с. 118–126, 2014.

[8] В. П. Кожем’яко, В. І. Маліновський, Я. І. Ярославський та Г. С. Колесник, “Моделювання процесів розповсюдження сигналів в оптичних волокнах за вдосконаленим методом двохвилевого передавання інформації”, *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*, № 2(30), с. 139–150, 2015.

[9] В. П. Кожем’яко, В. І. Маліновський та Я. І. Ярославський, “Аналіз фактору сигнал-шуму для підвищення якості передавання інформаційного сигналу по волоконно-оптичним каналам за методом двохвилевої передачі інформації”, *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*, № 1(29), с. 155–162, 2015.

[10] А. Д. Слободяник, Л. Г. Коваль, М. В. Лисий, А. І. Білюк та Я. І. Ярославський, “Розподіл енергії в спектроенергетичних перетворювачах”, *Вісник Хмельницького національного університету. Серія: Технічні науки*, № 2(259), с. 276–282, 2018.

[11] Л. І. Тимченко, О. В. Маліночка та Я. І. Ярославський, “Підвищення інтелектуальності мережі на основі інтелектуально-статистичних маршрутизаторів”, на *III Міжнар. наук.-техн. конф. Оптоелектронні інформаційні технології «Фотоніка ОДС-2005»*, Вінниця, 2005, с. 46–47.

[12] С. М. Злепко, Ч. А. Чернишова, В. Є. Кривоносов, О. Ю. Азархов,

Я. І. Ярославський та Д. М. Барановський, “Многоуровневая система защиты и управления медицинским диагностическим оборудованием (МДО)”, на *VI Міжнар. наук.-практ. конф. Методи та засоби кодування, захисту й ущільнення інформації*, Вінниця, 2017, с. 157–160.

[13] В. П. Кожем'яко, О. В. Шевченко, Я. І. Ярославський та О. А. Бойко, “Спосіб уніфікованої трансформації довжин хвиль”, *U 2008 01299, МПК F24J1/00*, Чер. 10, 2008.

[14] В. П. Кожем'яко, Г. Л. Лисенко, В. І. Маліновський, А. В. Кожем'яко та Я. І. Ярославський, “Спосіб перетворення довжин світлових хвиль та спектральний перетворювач для його реалізації”, *a 2013 11201, МПК F24J2/18*, Сер. 08, 2014.

[15] В. П. Кожем'яко, В. І. Маліновський, Я. І. Ярославський, В. В. Мороз та О. О. Штельмах, “Локальні геоінформаційно-енергетичні мережі на новітніх волоконно-оптичних лініях із спектротрансформаторним живленням”, *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*, № 2(24), с. 137-146, 2012.

[16] В. П. Кожем'яко, А. Д. Слободяник, Я. І. Ярославський та А. В. Кожем'яко, “Теоретичні основи побудови електроенергетичних перетворювачів”, *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*, №1(21), с 163-170, 2011.

[17] В. Е. Кривоносов, С. М. Злепко, Т. А. Чернишова, та Я. І. Ярославський, “Алгоритм діагностики стану болтового струмопровідного з'єднання комп'ютерного томографа”, на *IV Міжнар. наук. конф. Вимірювання, контроль та діагностика в технічних системах (ВКДТС-2017)*, Вінниця, 2017, с. 248-249.

[18] A. D. Cherenkov, N. G. Kosulina, Y. I. Yaroslavskyy, "Justification of the electromagnetic impulse method destruction of insect pests, *Proc. SPIE 10808, Photonics Applications in Astronomy, Communications, Industry, and High-Energy Physics Experiments 2018*, 108083P (1 October 2018), <https://doi.org/10.1117/12.2501665>.

ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ.....	16
ВСТУП.....	17
РОЗДІЛ 1 АНАЛІТИЧНИЙ ОГЛЯД ВОЛОКОННО-ОПТИЧНИХ ТРАНСПОРТНИХ МЕРЕЖ ДЛЯ ТЕЛЕМЕДИЦИНИ	25
1.1 Особливості взаємодії DICOM і PACS	25
1.2 Аналіз технологій мультисервісних волоконно-оптичних мереж доступу для телемедицини.....	27
1.3 Аналіз технологій створення, зберігання і передачі зображень у телемедичних мережах	31
Висновки до 1 розділу	47
РОЗДІЛ 2 РОЗРОБЛЕННЯ МОДЕЛІ І МЕТОДІВ ПЕРЕДАВАННЯ ДАНИХ У ВОЛОКОННИХ ТЕЛЕМЕДИЧНИХ МЕРЕЖАХ	48
2.1 Метод модової модуляції оптичних сигналів для волоконних телемедичних мереж	48
2.2 Метод двохвильового передавання даних у волоконних телемедичних мережах	57
2.3 Модель процесу передавання інформації у волоконно-оптичному тракті телемедичної мережі.....	68
Висновки до 2 розділу	77
РОЗДІЛ 3 ПРОЕКТУВАННЯ ВОЛОКОННО-ОПТИЧНОЇ ТЕЛЕМЕДИЧНОЇ МЕРЕЖІ ДЛЯ ОБМІНУ ВІДЕОЗОБРАЖЕННЯМИ	79
3.1 Методологія побудови волоконно-оптичної телемедичної мережі для обміну медичними зображеннями.....	79
3.2 Структурно-функціональна організація мережі для обміну медичними відеозображеннями.....	90
3.3 Розроблення волоконно-оптичного каналу зв'язку (ВОКЗ)	103
3.3.1 Структурна організація оптичного тракту двохвильової волоконної	

телемедичної мережі	103
3.3.2 Рекомендації по вибору волоконно-оптичних кабелів.....	112
3.3.3 Модуль «Передача-Прийом» ВОКЗ	116
3.3.4 ВОТМ на базі розподілених альтернативних джерел	125
3.4 Удосконалення PACS-системи обласної лікарні (телемедичного центру)	129
3.4.1 PACS-сервери	137
3.4.2 Робоча станція лікаря-діагноста	139
3.4.3 Вибір обладнання і програмного забезпечення для PACS-системи (телемедичного центру)	144
Висновки до розділу 3	146
РОЗДІЛ 4 ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНЕ ДОСЛІДЖЕННЯ ВОЛОКОННО- ОПТИЧНОЇ МЕРЕЖІ ДЛЯ ОБМІНУ МЕДИЧНИМИ ВІДЕОЗОБРАЖЕННЯМИ.....	148
4.1 Аналіз впливу нелінійних ефектів на передачу інформації у волоконно-оптичній мережі	148
4.2 Моделювання характеристик передачі імпульсів у волоконно- оптичній мережі.....	151
4.3 Порівняльний аналіз ВОТМ і PACS-системи з існуючими аналогами..	155
4.4 Оцінювання ефективності передачі медичних зображень в стандар- ті DICOM в волоконно-оптичній телемедичній мережі і PACS-системі....	9
Висновки до 4 розділу	161
ВИСНОВКИ.....	163
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	165
ДОДАТКИ.....	186
Додаток А Список публікацій здобувача за темою дисертації	187
Додаток Б Акти впровадження	190
Додаток В Структура та принцип організації спектротрансформатора для ВОТМ із альтернативним живленням вузлів	192

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ

АПК	– апаратно-програмний комплекс
АРМ	– автоматизоване робоче місце
АРП	– автоматичне регулювання підсилення
АТА	– Американська телемедична асоціація
БРС	– базова робоча станція
ВОЛЗ	– волоконно-оптична лінія зв'язку
ВОК	– волоконно-оптичний кабель
ВОКЗ	– волоконно-оптичний канал зв'язку
ВОТМ	– волоконно-оптична телемедична мережа
ВРС	– віддалена робоча станція
ДБЖ	– джерело безперебійного живлення
ЕЕГ	– електроенцефалограма
ЕКГ	– електрокардіограма
ЗОЗ	– заклади охорони здоров'я
ІЕМ	– інформаційно-енергетична мережа
ІМ	– інформаційна мережа
ЛДП	– лікувально-діагностичний процес
МПД	– мережа передачі даних
МС	– медичний сервер
ОВ	– оптичне волокно
ОПР	– особа, що приймає рішення
ПЗ	– програмне забезпечення
ПК	– персональний комп'ютер
РС	– робоча станція
СТН	– спеціальний телефонний номер
ТММі	– телемедичні мережі і системи
С	
ТМРС	– телемедична робоча станція
ТТГ	– телемедична технологічна група

ВСТУП

Обґрунтування вибору теми дослідження.

Серед стратегічних механізмів реформування системи охорони здоров'я в Україні важливу роль відіграє впровадження інформаційних технологій, здатних забезпечити виконання державних гарантій доступності та високої якості надання медичної допомоги населенню незалежно від місця проживання та соціального статусу людини. Важливою технологією, розвиток якої здійснить позитивний комплексний вплив на клінічні, освітні та наукові аспекти діяльності системи охорони здоров'я в Україні, є телемедицина [19], [20], [21].

До недавнього часу основним носієм діагностичної інформації була рентгенівська плівка і термопапір. Сьогодні ж активно використовуються цифрові можливості для передачі і обміну медичними зображеннями у комп'ютерних мережах. Електронний обмін діагностичними зображеннями забезпечить розвиток телемедицини з використанням економічно виправданих, технічно та організаційно побудованих оптимальних сеансів віддаленого консультування [20].

Удосконалення існуючих та створення нових телемедичних інформаційних систем є одним з важливих факторів у підвищенні якості і доступності кваліфікованої медичної допомоги населенню. В Україні у 2018 році впроваджено електронну систему охорони здоров'я *eHealth*, яка станом на 01.12.2018 р. поєднує в центральній базі даних (базовому компоненті) взаємодію 15 провідних МІС (медичних інформаційних систем), зокрема Helsi, EMCiMED, Доктор Елекс, MEDSTAR, MEDICS, МедЕйр, UASmart, МІС «Каштан», «Поліклініка без черг» та інші [22].

Впровадження нових та удосконалення існуючих медичних інформаційних технологій в Україні базується на виконанні міжнародних стандартів і протоколів. Найбільш універсальним стандартом подання і обміну цифровою діагностичною інформацією у світовій медицині є DICOM (Digital

Imaging and Communications in Medicine) – формат цифрових зображень й обміну між ними у медицині. DICOM – стандарт передачі радіологічних зображень та іншої медичної інформації між комп'ютерами, що спирається на базову мережеву модель взаємодії відкритих систем OSI (Open System Interconnection).

Променева діагностика у комплексі інструментальних методів клінічної медицини є невід'ємною частиною обстеження хворого та одним з основних джерел отримання об'єктивної інформації, необхідної для своєчасного встановлення діагнозу, локалізації виявлених патологічних змін, планування оперативного втручання, а також аналізу динаміки в процесі лікування [23], [24].

Модернізація та вдосконалення стандарту DICOM, впровадження нових алгоритмів стиснення медичних зображень дозволить в подальшому скоротити обсяги переданої інформації, час на її передачу, а значить, і фінансові витрати, пов'язані з цими показниками [25].

Сьогодні у світі широко використовуються як безпосередньо для діагностики, так і в повному циклі лікування пацієнтів системи архівування, обробки і передачі медичних діагностичних зображень PACS (Picture Archiving and Communication System). Вони дозволяють ефективно формувати єдину діагностичну історію пацієнта незалежно від того, в який період часу, в якій установі та на якому діагностичному апараті отримані дані. Як лікарі-діагности, так і лікарі-клініцисти отримують можливість аналізу максимально повної інформації про пацієнта. Таким чином, PACS-системи виявляються затребуваними у всіх областях медицини – як в рамках однієї клініки, так і в мережах лікувальних установ регіонального рівня та країни в цілому [26].

Широке впровадження телемедицини дозволить істотно підвищити ефективність надання медико-санітарної допомоги (проведення віддаленого скринінгу високоризикових груп пацієнтів), якість діагностики соціально значущих захворювань на рівні первинної ланки та ефективність надання швидкої й невідкладної медичної допомоги. Використання для організації

обміну медичними даними і зображеннями волоконних каналів оптичних транспортних мереж дозволить підвищити достовірність передачі медичної інформації про стан здоров'я пацієнта. Це дозволить покращити як доступність консультаційних послуг медичних експертів, так і оперативність та об'єктивність діагностичних досліджень при зменшенні кількості рутинних операцій у повсякденній діяльності медичних працівників.

Разом з тим, важливим стримуючим фактором розвитку телемедицини в Україні є неефективне застосування сучасних інфокомунікаційних мережевих технологій для організації обміну медичними зображеннями, а також недостатнє впровадження методів систематизації медичної інформації. Розвиток галузі стримують не вирішені в повній мірі проблеми інформаційної безпеки та завадостійкості транспортних мереж, які пов'язані з дотриманням вимог конфіденційності особистих даних пацієнтів і персональних даних про стан його здоров'я.

Таким чином, створення в Україні загальнонаціональної інфраструктури трансляційної телемедицини на базі заводо захищених волоконно-оптичних транспортних мереж із високою пропускнуою здатністю, спроможних об'єднати в єдине ціле регіональні і корпоративні телемедичні мережі віддаленого консультування, діагностики і навчання для широкого застосування у клінічній практиці, є актуальною науково-технічною задачею.

Зв'язок роботи з науковими програмами, планами, темами.

Робота виконувалась відповідно до планів науково-дослідних і дослідно-конструкторських робіт Вінницького національного технічного університету в рамках держбюджетної НДР «Розробка неінвазивних оптико-електронних систем двовимірної поляризаційної томографії фазово-неоднорідних біологічних об'єктів» (номер державної реєстрації 0112U001368), в якій здобувач брав участь як виконавець.

Мета і завдання дослідження. Метою дисертаційного дослідження є підвищення ефективності обміну медичними відеозображеннями у волоконно-оптичній телемедичній мережі шляхом розроблення її структури, моделі і

методів побудови.

Для досягнення поставленої мети необхідно вирішити такі задачі:

1. Провести порівняльний аналіз існуючих засобів і методів побудови спеціалізованих волоконно-оптичних мереж для обміну медичними відеозображеннями.
2. Розробити метод модової модуляції оптичних сигналів для волоконних телемедичних мереж.
3. Розвинути метод двохвильового передавання медичних даних у волоконній телемедичній мережі.
4. Побудувати модель процесу передавання інформації у волоконних телемедичних мережах.
5. Розвинути волоконно-оптичний канал зв'язку для волоконної телемедичної мережі.
6. Розробити методологію побудови і структурно-функціональну організацію волоконної телемедичної мережі.
7. Удосконалити PACS-систему обласної лікарні (телемедичного центру).
8. Провести апробацію і дослідити волоконну телемедичну мережу.

Об'єкт дослідження – процес обміну відеозображеннями у волоконно-оптичних телемедичних мережах.

Предмет дослідження – волоконна телемедична мережа для обміну відео-зображеннями, методи і модель її побудови та функціонування.

Методи дослідження. При виконанні дисертаційного дослідження застосовувались методи: системного аналізу (для обґрунтування наукових, методичних та інформаційних аспектів побудови інформаційної телемедичної мережі), бібліосемантичний метод (для вивчення вітчизняного та світового контенту щодо досвіду і наукових підходів до вирішення досліджуваної проблеми), метод інформаційного моделювання (для розроблення інформаційних моделей і методів), методи теорії біотехнічних систем (для

розроблення функціональних схем та архітектури інформаційної мережі), методи алгоритмізації побудови баз даних і знань (для розроблення алгоритмічно-програмного забезпечення, баз даних і знань), медико-статистичний метод (для збору, оброблення та аналізу отриманої статистичної інформації на етапах дисертаційного дослідження).

Наукова новизна отриманих результатів полягає в наступному:

1. Вперше для волоконно-оптичних каналів телемедичних мереж з швидкістю до 150 Мбіт/с запропоновано метод модуляції модового складу з підвищеною завадостійкістю і додатковим захистом від несанкціонованого доступу, який може розглядатись як окремий частковий випадок підвищення стабільності передачі і захисту даних у кінцевих пристроях волоконних трактів оптичних телемедичних мереж.

2. Вперше розроблено модель процесу передачі інформації у волоконнооптичному тракті телемедичної мережі, яка визначає оптичні втрати і дисперсію сигналу в волоконно-оптичному середовищі, компенсує їх і формує сигнал, спроможний, в залежності від типу оптоволокна, подолати максимальну відстань при мінімальних часових спотвореннях і втратах.

3. Отримав подальшого розвитку метод двохвилевої передачі медичних цифрових даних шляхом представлення цифрового логічного сигналу (логічна 1) оптичним імпульсом одночасно на двох довжинах хвиль $\lambda_1=1310$ нм і $\lambda_2=1550$ нм, вибір яких виконано, виходячи із умови мінімальної дисперсії та мінімізованих втрат кварцового скла, що зменшило вплив завад і підвищило рівень сигнал/шум та загальну стабільність передачі біомедичної інформації.

4. Отримав подальшого розвитку підхід до створення волоконної телемедичної мережі для обміну медичними відеозображеннями в стандарті DICOM 3.0, які отримано з різних типів медичного обладнання для променевої діагностики і телемедичними центрами, що дозволило визначити інформаційний простір мережі як складне ієрархічне середовище, в якому кожний рівень характеризується власними інформаційними, програмними та апаратними засобами для оброблення та інтерпретації отриманої інформації.

Практичне значення отриманих результатів полягає в тому, що:

1. Запропоновано волоконну телемедичну мережу, яка забезпечує обмін оперативними результатами телемедичної діагностики і моніторингу стану здоров'я пацієнтів по оптичних каналах зв'язку між віддаленими районами та обласним центром і, на відміну від існуючих, забезпечує її адаптацію до стандарту DICOM, інформаційну підтримку прийняття рішень, гнучку систему управління роботою мережі з дотриманням вимог щодо захисту персональних даних пацієнтів.

2. Розроблено структурно-функціональну організацію телемедичної системи у вигляді сукупності трьох базових ресурсів: апаратного, аналітичного та інформаційного, представлених апаратно-програмними, інформаційними модулями, які здійснюють зв'язок між вимірювальними давачами і сенсорами та цифровими засобами оброблення даних при підтримці медико-фізіологічних алгоритмів аналізу та оброблення сукупної медичної інформації, що суттєво скорочує часові та фінансові витрати на всіх стадіях проектування подібних систем і передачі телемедичних даних.

3. Результати дисертаційної роботи впроваджено в практичну діяльність Одеського обласного центру телемедицини на базі Одеської обласної клінічної лікарні (акт впровадження від 17.12.2018 р.), що підвищило достовірність (понад 95%) і покращило якість передачі біомедичної інформації. Результати роботи також використовуються у навчальному процесі кафедри біомедичної інженерії Вінницького національного технічного університету (акт впровадження від 04.12.2018 р.), що сприяло покращенню якості викладання лекційного матеріалу і проведення практичних занять.

Особистий внесок здобувача. Всі результати, які складають основний зміст дисертації отримані здобувачем самостійно. В роботах опублікованих в співавторстві, особистий внесок здобувача полягає в наступному: в [1] – розробив методику створення уніфікованої системи трансформації довжин хвиль; в [2] – провів порівняльний аналіз технологій побудови мереж, визначив їх недоліки та шляхи удосконалення; в [3] – удосконалив класифікацію та

запропонував підходи до створення нової моделі інформаційних мереж; в [4] – проаналізував модель розподіленої інформаційної мережі з фотоелектричними перетворювачами; в [5] – провів аналіз методу і засобів багатоканальної передачі інформації через повітряний простір із використанням лазерної апаратури та адаптивної системи зв'язку; в [6] – запропонував метод двохвилевої передачі даних на двох несучих довжинах хвиль; в [7] – розробив структуру методу модової модуляції сигналів та його математичний опис; у [8] – запропонував критерії оцінювання ефективності передавання інформації через оптичні волокна; у [9] – вивів основні аналітичні залежності і пояснив природу виникнення адаптивних шумів; в [10] – запропонував структуру оптичної геоінформаційно-енергетичної мережі з розподіленими світловими джерелами енергії; в [11] – розробив підхід до навчання інтелектуальностатистичних маршрутизаторів; в [12] – визначив базові принципи побудови діагностичних систем; в [13] – запропонував спосіб уніфікованої трансформації довжини хвиль; в [14] – запропонував спосіб перетворення довжини світлових хвиль; в [15] – розробив структуру локальних геоінформаційно-енергетичних мереж з спектротрансформаторами в якості джерел живлення; в [16] – обґрунтував необхідність розвитку теоретичних основ проектування спектроенергетичних перетворювачів і спектротрансформаторів; в [17] – розробив алгоритм діагностики з'єднань комп'ютерного томографу; в [18] – обґрунтував застосування електромагнітного методу.

Апробація матеріалів дисертації. Наукові та практичні результати дисертаційної роботи доповідались та обговорювались на Міжнародних конференціях, зокрема на III Міжнародній науково-технічній конференції «Оптоелектронні інформаційні технології «Фотоніка ОДС-2005» (м. Вінниця, 2005 р.); на VI Міжнародній науково-практичній конференції «Методи та засоби кодування, захисту й ущільнення інформації» (м. Вінниця, 2017 р.); на IV Міжнародній науковій конференції «Вимірювання, контроль та діагностика в технічних системах (ВКДТС-2017)» (м. Вінниця, 2017 р.).

Публікації. За матеріалами дисертаційної роботи опубліковано 18 наукових праць, в т. ч. 12 статей у наукових фахових виданнях України, що входять до переліку наукових фахових видань з технічних наук (з них 3 у виданнях, які індексуються міжнародною наукометричною базою даних Index Copernicus), 4 матеріалів та тез доповідей на наукових конференціях; 2 патенти України. Загальна кількість публікацій у міжнародній наукометричній базі даних Scopus - 1.

Структура та обсяг дисертації. Дисертаційна робота складається з вступу, чотирьох розділів, висновків, переліку використаних літературних джерел, який нараховує 191 найменувань; 3 додатків. Загальний обсяг дисертації 201 сторінок, з яких основний зміст викладено на 136 сторінках. Дисертаційна робота містить 48 рисунків і 5 таблиць.

РОЗДІЛ 1

АНАЛІТИЧНИЙ ОГЛЯД ВОЛОКОННО-ОПТИЧНИХ ТРАНСПОРТНИХ МЕРЕЖ ДЛЯ ТЕЛЕМЕДИЦИНИ

Діагностичний процес в сучасній багатопрофільній клініці характеризується високим ступенем суміжності – діагноз ставиться на основі даних, отриманих за допомогою різноманітних видів медичного обладнання та з залученням фахівців різного профілю. Системи архівування, обробки і передачі медичних діагностичних зображень PACS (Picture Archiving and Communication System) грають в цьому найважливішу роль, забезпечуючи віддалений доступ лікарів до повної діагностичної історії пацієнта. Такі системи є складовими сучасних HIS (Госпітальних Інформаційних Систем), які успішно впроваджені у багатьох економічно розвинутих державах Європи і світу [27]-[29].

1.1 Особливості взаємодії DICOM і PACS

Унікальними особливостями використання цифрових діагностичних зображень у форматі DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine, NEMA) є широкі можливості обробки та аналізу, що дозволяють підвищити точність діагностики і розробити нові методи діагностики, засновані на тривимірних, багатоплощинних і функціональних реконструкціях зображень [25], [30], [31].

Передача інформації в DICOM здійснюється в два етапи. Спочатку інформація від діагностичного обладнання передається в архів медичних зображень та у АРМ лікаря-діагноста (архів поставляється разом з діагностичним обладнанням і являє собою окремий блок з жорсткими носіями інформації). На цьому етапі використовується мережевий DICOM-протокол, який є частиною стандарту DICOM. Лікар-діагност запитує DICOM-файли з архіву за допомогою сервісу DICOM Query, який також є обов'язковою

частиною реалізації стандарту DICOM. Медичні зображення, що задовольняють критеріям запиту, передаються в АРМ лікаря-діагноста. Другий етап реалізується в тому випадку, коли лікар-діагност надсилає запит на консультацію. При цьому відбувається передача DICOM-файла і супутньої інформації з АРМ лікаря-діагноста в АРМ лікаря-консультанта по VPN-мережі. На цьому етапі файли передаються з використанням стандартного стека протоколів TCP/IP, призначених для організації мережевої взаємодії між різними комп'ютерами. Сімейство TCP/IP фактично складається з двох протоколів: IP (Internet Protocol) і TCP (Transmission Control Protocol) [32].

DICOM забезпечує можливість комунікації між діагностичним обладнанням у PACS в межах RIS (Радіологічної Інформаційної Системи) та HIS для різних виробників. Налагоджений робочий процес обміну даними з використанням цифрового діагностичного обладнання у RIS дозволяє об'єднати усю інформацію про пацієнта, зв'язати тексти протоколів і відповідні зображення, підвищити швидкість і точність роботи завдяки реалізації принципу «одноразової реєстрації» [33], [34], [35].

Однак існуючі PACS провідних світових виробників (GE, Siemens, AGFA) є занадто дорогими для впровадження в Україні на сучасному етапі економічного розвитку держави. Разом з тим, концепція єдиної державної медичної інформаційної системи України вимагає відповідності індустріальному стандарту DICOM для передачі радіологічних збережень, яке використовують усі сучасні виробники цифрового діагностичного обладнання (УЗД, МРТ, КТ, ЯМР, ПЕТ та інші). Створення єдиної загальнонаціональної телемедичної системи із підтримкою базових сервісів DICOM дозволить підвищити точність і оперативність діагностики, підвищити ефективність використання устаткування і взаємодії між фахівцями різних лікувально-профілактичних установ на усіх рівнях [36], [37].

Стрімкий розвиток апаратних і програмних мережевих засобів в останні роки зумовив утворення складної розподіленої ієрархічної структури комп'ютерних мереж для транспортування інформаційних потоків різноманітної

природи. Сфери застосування сучасних комп'ютерних мереж постійно розширюються, охоплюючи області від локальних систем передачі до магістральних мультисервісних платформ глобальної мережі Internet. Окремий клас таких мереж становлять телемедичні системи для обміну медичною інформацією і зображеннями в реальному часі PACS у складі RIS та HIS. Для розподілених медичних мереж актуальними є проблеми стабільності та надійності їх функціонування (для збереження цілісності та конфіденційності медичних даних). Сучасні традиційні програмні засоби організації обчислень та передавання даних, таких як GRID-технології, віртуальні корпоративні канали VPN (Virtual Point Network) не повністю вирішують проблему, оскільки використовують недосконалу фізичну архітектуру каналів вже наявних комп'ютерних мереж [25], [38], [39], [40], [41].

Відомі способи підвищення стабільності передачі даних у мережах (використання джерел безперебійного живлення, засобів резервного копіювання і зберігання даних та резервування каналів та інших) також не повністю задовольняють вимогам надійності та захищеності інформації при її транспорті у сучасних телемедичних системах. Тому для підвищення стабільності функціонування медичних інформаційних систем необхідно шукати і застосовувати нові підходи, зокрема орієнтовані на забезпечення високої стабільності відповідних інформаційних мереж на апаратному рівні [42], [43], [44], [45].

1.2 Аналіз технологій мультисервісних волоконно-оптичних мереж доступу для телемедицини

Високошвидкісний доступ до Інтернет, телемедицина, відеоконференц-зв'язок та віддалене навчання відносяться до актуальних широкосмугових послуг, що їх надають сучасні комп'ютерні мережі доступу. Для швидкісної передачі інформації у таких мультисервісних мережах використовують технологічні концепції оптичного доступу FTTx (*Fiber To The x*), яка включає

FTTB (*Fiber To The Building*) та FTTH (*Fiber To The Home*), концепцію FITB (*Fiber In The Building*) та технологію змішаного доступу HFC (*Hybrid Fiber Coaxial*). Подальший розвиток сучасних телемедицинських мереж, які є переважно корпоративними мережами оптичного доступу, істотно залежить від удосконалення каналів регіональних ВОЛЗ [46] – [48].

Мультисервісні мережі для телемедицини, як і інші розподільні оптичні мережі доступу можуть бути побудовані на основі технологій PON (Passive Optical Networking) або OE (Optical Ethernet). Перша з них базується на використанні стандартів швидкісних волоконно-оптичних каналів FC (Fibre Channel) та FDDI (Fiber Distributed Data Interface).

Fibre Channel (FC) (волоконний канал) – волоконно-оптичний високошвидкісний стандарт каналів передачі даних, що призначений для організації інформаційних зв'язків між потужними комп'ютерними станціями, серверами і системами зберігання інформаційних та телекомунікаційних мереж за типом підключення – точка-точка (Point-to-Point). Канали Fibre Channel зазвичай використовують одне волоконне середовище та підтримують передавання інформації із швидкістю від 100 Мбіт/с до 28 Гбіт/с на відстані до 50 км. Перевагами каналу FC є порівняно висока швидкість і дальність передачі даних, а також економія ресурсів при використанні одного волоконно-оптичного каналу для побудови топології мереж на основі FC (рис. 1.1) [47].

Недоліком FC є відсутність енергетичної автономності регенераторів на ділянках ВОЛЗ, що зменшує стабільність при застосуванні його у швидкодіючих магістральних каналах мереж оптичного доступу.

Fiber Distributed Data Interface (FDDI) – волоконно-оптичний канал передачі даних в розподілених ІМ (рис. 1.2), який забезпечує передачу інформації зі швидкістю від 100 Мбіт/с – 1 Гбіт/с — для багатомодового оптоволокна та 10-80 Гбіт/с – для одномодового на довжинах хвиль 1310 нм та 1550 нм. Дальність передачі інформації знаходиться в межах 40 км, а для експериментальних лабораторних зразків – до 120 км [48], [49], [50].

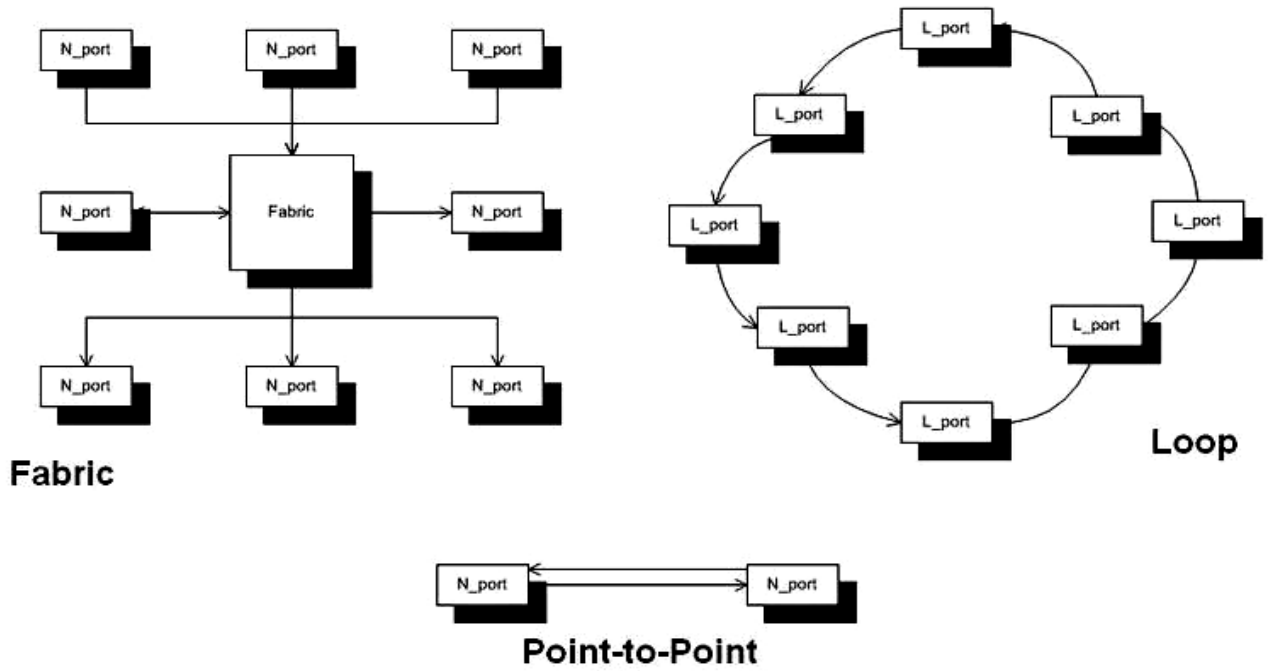


Рисунок 1.1 – Топології стандарту Fibre Channel (FC): fabric (комутована зв'язна), loop (керована петля) та point-to-point (точка-точка) [47]

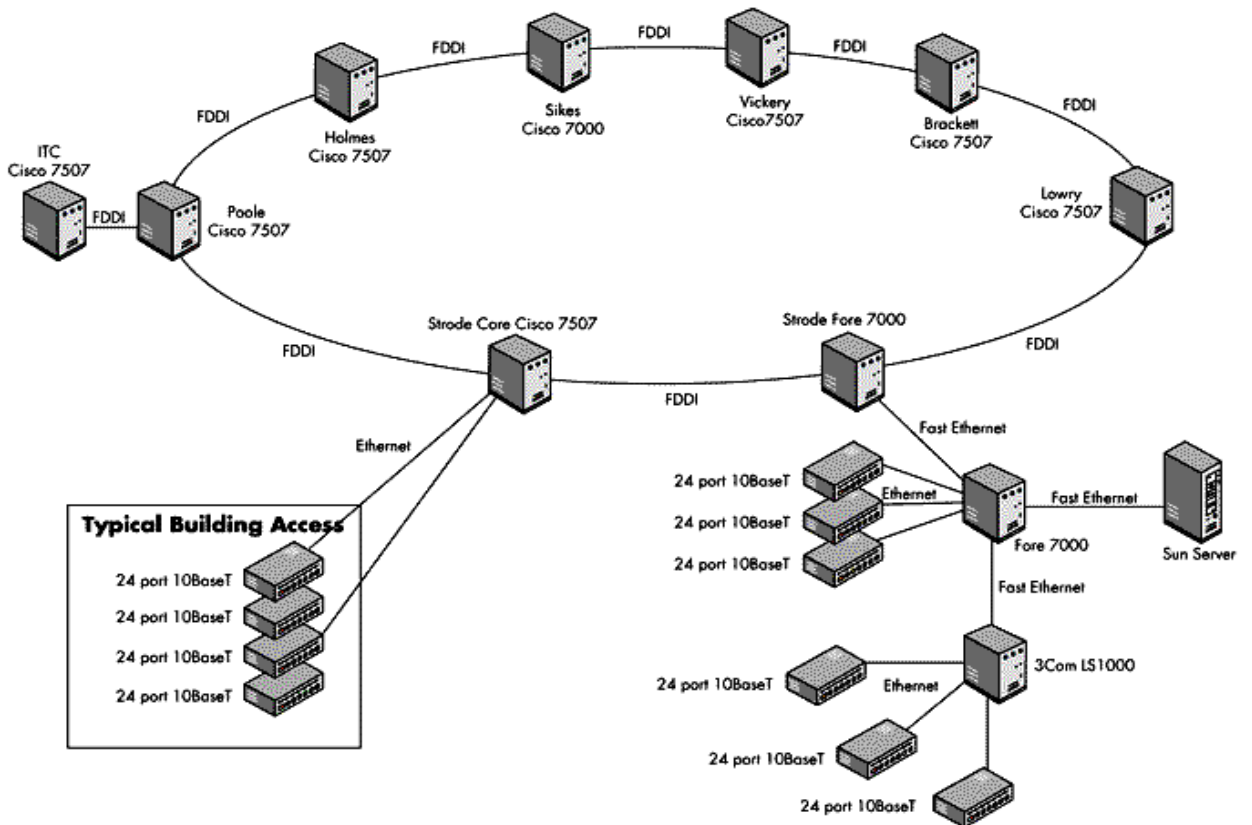


Рисунок 1.2 – Варіант кільцевої топології мультисервісної мережі доступу на базі стандарту FDDI [48]

Волоконно-оптичний стандарт каналів передачі даних FDDI на програмному рівні являє собою набір протоколів ANSI для передачі цифрових даних по волоконно-оптичним лініях. FDDI інформаційні мережі (по аналогії з стандартом IEEE 802.5) по протоколу Token Ring (подвійного кільця) підтримують швидкість передачі даних в мережі до 100Мбіт/с – 12Гбіт/с. Інформаційні мережі на базі FDDI, як правило, використовуються в якості магістралей через підтримку високої пропускної здатності і великих ретрансляційних ділянок [48], [51], [52].

Перевагами інтерфейсу FDDI є висока дальність передачі та швидкість, а також економія ресурсів при використанні одного волоконно-оптичного каналу. Основним недоліком, пов'язаним із застосуванням у високостабільних ІМ є недостатня енергетична автономність вузлів і проміжного обладнання (ретрансляторів та регенераторів ділянок ВОЛЗ).

Технології PON при використанні на ділянці абонентського доступу має ряд переваг, зокрема за рахунок реалізації у одноволоконній пасивній розподільній мережі доступу, що не потребує більш дорогого активного обладнання. Однією з найбільш перспективних для телемедицини мереж вважається GPON (Gigabit PON), яка завдяки високій продуктивності дозволяє реалізувати мультисервісні послуги не тільки на базі протоколів IP, але і з використанням мультиплексування TDM та WDM у одному волокні [53].

Optical Ethernet – набір стандартів Ethernet для волоконно-оптичних каналів передачі даних (FE/GE/10GE/40GE/100GE), який застосовується при побудові локальних LAN та регіональних мереж MAN та передбачає передавання даних на швидкостях від 100 Мбіт/с до 10 Гбіт/с на відстані від 1 до 10 км на довжинах хвиль 1550 нм для систем з одномодовим оптичним волокном. Остання версія інтерфейсу 100GE забезпечує передачу інформації з швидкістю до 100 Гбіт/с на відстань до 70 км без ретрансляції та підсилення і є одними основних при побудові магістралей глобальних мереж [46], [54].

Порівняльний аналіз параметрів наведених стандартів для мультисервісних телемедицини волоконно-оптичних мереж доступу наведено в

таблиці 1.1 [48].

Усі відомі топології волоконно-оптичних мереж використовуються для побудови мережевої ієрархії комунікацій з підключенням до глобальної мережі Internet та можуть використовуватись для організації каналів телемедичних інформаційних мереж [55], [56], [57].

Таблиця 1.1

Параметри сучасних каналів ВОЛЗ для комп'ютерних мереж [48]

Волоконно-оптичний канал	Кількість каналів	Максимальна пропускна здатність, Мбіт/с	Максимальна дальність передачі даних, км
Fibre Channel	1	100-28050	50
FDDI	1	100-12000	70(120)
Optical Ethernet (FE/GE/10GE/40GE/100GE)	2	100-100 000	40(70)

Серед відомих світових виробників апаратних і програмних продуктів телемедичних інформаційних мереж волоконного зв'язку можна відзначити такі: Cisco Systems Inc., Nortel Networks, OptiStar, Alkatel, 3Com Corp., Bay Networks Inc., VLSI Technology, Siemens, Lucent, Marconi Communications та інші [47], [48], [58], [59], [60], [61].

1.3 Аналіз технологій створення, зберігання і передачі зображень у телемедичних мережах

На сучасному етапі розвитку технологій візуалізації у медичній діагностиці домінують цифрові зображення. Швидкість формування та оперативність передачі таких зображень у телемедичних мережах є актуальною науково-технічною задачею.

При рентгенологічних дослідженнях проблема якості отримання і передачі зображень каналами зв'язку вирішується шляхом застосування систем цифрової рентгенології. Такі системи забезпечують не тільки отримання

зображень, але й їх архівацію у базі даних, а також можливість їх передачі з додатковими матеріалами щодо хворого комп'ютерними мережами. З мінімальними доповненнями цифрові рентгенівські системи можуть бути використані для телерадіологічних консультацій [62], [63], [64], [65].

Робота з медичними зображеннями у провідних західних телемедичних системах базується на технології PACS (Picture Archiving and Communication System). Універсальним форматом для зберігання і передачі зображень в PACS системах є DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine). DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) – це стандарт створення, зберігання, передачі та візуалізації медичних зображень і документів обстежених пацієнтів, який спирається на ISO-стандарт OSI й підтримується провідними виробниками медичного обладнання [66]. У стандарті DICOM описані вимоги до ступеня відповідності додатків, структури об'єктів та операції над ними, формати даних і кодувань, механізми обміну інформацією тощо.

У DICOM визначено два інформаційних рівні [25], [66], [67]:

- файловий рівень (DICOM-файл) – об'єктний файл з теговою організацією для подання кадру зображення (або серії кадрів) і супроводжуючої / керуючої інформації (у вигляді DICOM тегів);

- мережевий (мережевий DICOM-протокол) - для передачі DICOM файлів і керуючих DICOM команд по мережах з підтримкою TCP/IP.

DICOM-файл являє собою об'єктно-орієнтований файл з теговою організацією. Файловий рівень стандарту DICOM включає:

1. Атрибути і демографічні дані пацієнта.
2. Модель і фірма виробника апарату, на якому проводилося обстеження.
3. Атрибути медичного закладу, де було проведено обстеження.
4. Атрибути персоналу, який проводив обстеження пацієнта.
5. Вид обстеження і дата / час його проведення.
6. Умови та параметри проведення дослідження пацієнта.
7. Параметри зображення або серії зображень, записаних в DICOM-

файлі.

8. Унікальні ключі ідентифікації (UID) груп даних, описаних в DICOM-файлі.

9. Зображення, серію або набір серій, отриманих при обстеженні пацієнта.

10. Подання, в першу чергу, PDF-документів в DICOM-файлі.

11. Подання DICOM-запису на оптичні носії, включаючи DVD формат.

12. DICOM-протокол для передачі / прийому по TCP / IP комп'ютерних мережах.

Мережевий DICOM-протокол використовує TCP / IP для передачі медичної інформації від обладнання та для зв'язку між PACS-системами (рис. 1.3).

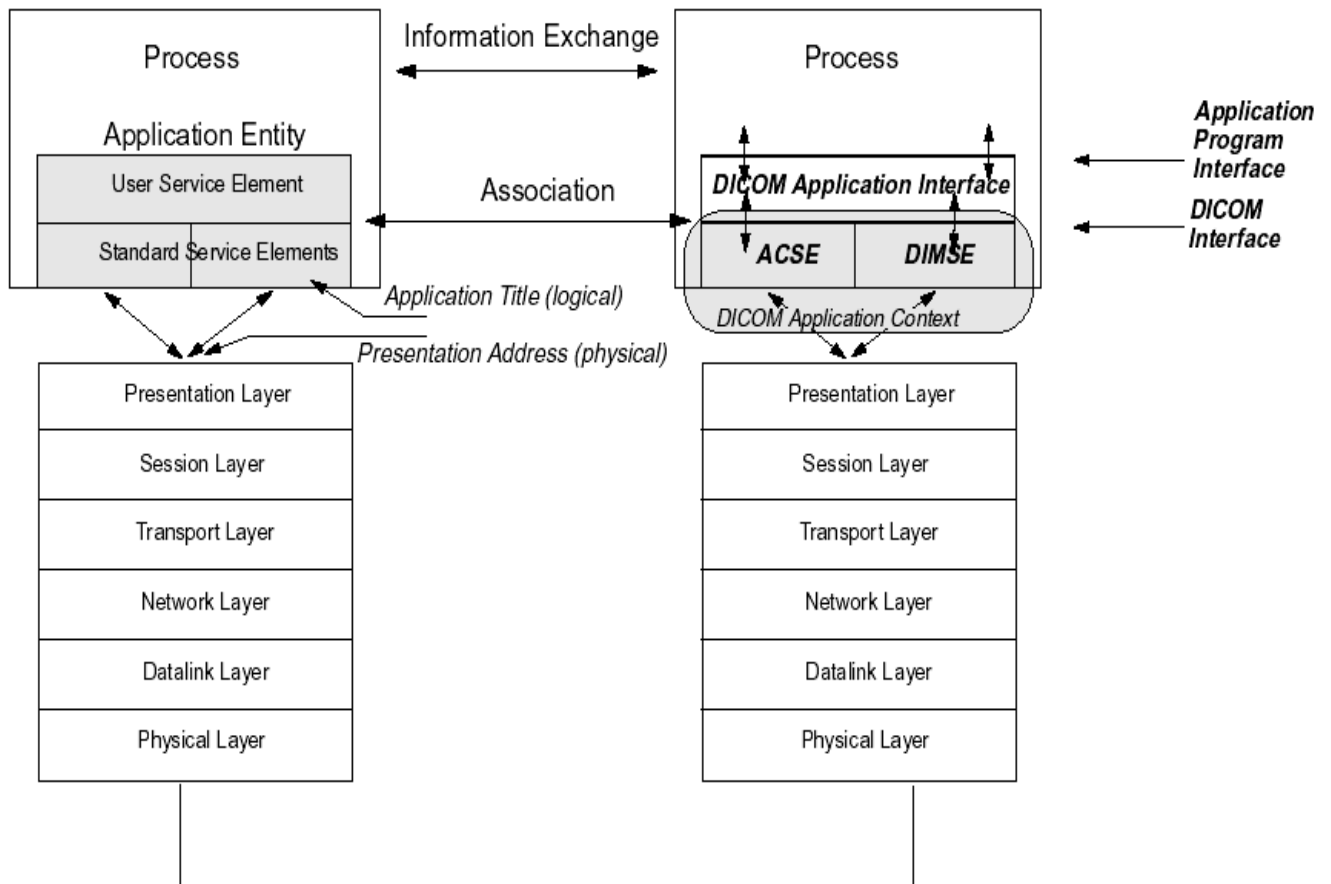


Рисунок 1.3 – Мережевий DICOM-протокол [25]

Протокол є трирівневим:

-нижній рівень, понад TCP - DUL (DICOM Upper Layer);

-середній рівень-сервіси DIMSE (DICOM Message protocol) і ACSE (Association Control protocol- standard OSI protocol);

-верхній рівень- DICOM Application Interface. Над ним розташований додаток Medical Imaging Application [25].

Стандарт DICOM дозволяє створювати інтеграцію медичного обладнання різних виробників, включаючи DICOM-сканери, DICOM-сервери, автоматизовані робочі місця і DICOM принтери в єдину радіологічну або клінічну інформаційну систему.

Стандарт DICOM включає в себе ряд мережевих (основних) сервісів: збереження зображень та іншої інформації, запит / отримання списку пацієнтів і / або досліджень з іншого DICOM-пристрою, збереження даних на носіях інформації для обміну даними, DICOM-друк на спеціалізованих DICOM-принтерах, що працюють за DICOM-протоколом [67].

Обмін інформацією між PACS системами здійснюється за допомогою основних мережевих команд, визначених у стандарті DICOM. Приклади побудови PACS систем, що використовують стандарт DICOM можна знайти на сайтах [68], [69].

PACS представляє собою клієнт-серверну медичну інформаційну систему, що складається з таких взаємопов'язаних компонентів [68], [69]:

- медичне DICOM обладнання (DICOM-клієнти);
- DICOM сервери (мінімум один);
- діагностичні (робочі) DICOM станції (бажано декілька);
- DICOM принтер (один або декілька).

Стандарт DICOM (DICOM протокол) забезпечує цифровий зв'язок між DICOM серверами і діагностичним обладнанням різних виробників, включаючи [68], [69]:

- Рентгенологічну апаратуру (RF, CF, DF, RG, MG, CR ...),
- Ангіографічні комплекси (XA, DSA),
- Комп'ютерні Томографи (СТ, PET),
- Магнітно-Резонансні Томографи (MR),

- Ізотопні сканери (NM),
- Ультразвукові сканери (US, ЕС),
- Мікроскопи (DM), ендоскопи (ES) і т.п.
- Робочі DICOM станції (DWS).

Стандарт DICOM дозволяє не тільки зберігати різні медичні дані в універсальному форматі, але і з'єднує різні DICOM-сумісні пристрої (ПК, принтери, сканери) один з одним, утворюючи, тим самим, PACS-мережу. Перенесення медицини з паперу та плівки в локальні мережі було основним завданням PACS. Природним продовженням її стала ідея поєднання PACS і глобальної мережі – Інтернету [70].

Локально-мережева будова PACS (рис. 1.4) цілком виправдовувала себе в рамках одного ізолюваного відділення або лікарні, але:



Рисунок 1.4 – PACS в локальній мережі [70]

Будь-який доступ ззовні (від А чи В) в них закритий, локальні робочі місця ЛРМ 1 і ЛРМ 2 вимагають жорсткої конфігурації:

- Розширення мережі PACS вимагало фізичного створення і установки нових локальних робочих місць (ЛРМ).
- Оновлення програмного забезпечення вимагало, в свою чергу, його оновлення та контролю на всіх ЛРМ.
- Доступ до інформації був обмежений числом ЛРМ: якщо система PACS встановлена у закладі, де ви працюєте, але її немає на вашому персональному

комп'ютері (ПК), нехай навіть і підключеному до локальної мережі, користі від неї не буде ніякої.

- Навчання лікаря роботі з PACS вимагало значного часу [70].

Вирішення проблеми було знайдено в новому підході до створення програмного забезпечення – ASP (Application Service Provider, провайдер прикладних послуг). У базовому вигляді ASP передбачає наявність повноцінної PACS-програми лише на одному серверному комп'ютері. Цей сервер, крім звичайної роботи в мережі PACS як LPM, відповідає за накопичення та первинну обробку даних, які він потім розсилає на всі пов'язані з ним віддалені ПК – клієнти. В результаті клієнти можуть працювати за межами локальної мережі в глобальному Інтернеті [70].

За наявності подібного Інтернет-сумісного PACS-сервера, створення глобальної медичної мережі вимагає лише присутності Інтернет-браузера (найчастіше вже встановленого разом з операційною системою) на комп'ютерах клієнтів. А недоліки колишньої, локальної архітектури замінюються перевагами глобальної [70]:

- Розширення мережі вимагає лише підключення нових ПК в Інтернет.
- Оновлення програмного забезпечення відбувається лише на єдиному сервері і миттєво стає доступним всім клієнтам.
- Доступ до інформації отримує будь-який комп'ютер, що має доступ до Інтернету (при наявності у його користувача прав доступу до інформації).
- Робота з системою зводиться для лікаря до роботи зі звичним Інтернет-браузером.

Іншими словами, PACS в мережі Інтернет (назвемо їх коротко IPACS, (рис. 1.5)) представляють собою PACS, здатні працювати і в локальній мережі (стандартні PACS), і в Інтернеті (World Wide Web). При цьому IPACS не втрачають жодної з властивостей стандартних PACS, але додають до них здатність обміну інформацією далеко за межами локальної мережі. Таким чином, колишні користувачі LPM в локальній мережі IPACS-сервера (LPM 1 або LPM 2 на рис. 1.4 і 1.5) можуть тепер працювати з IPACS-сервером як в

звичайному режимі PACS, так і в інтерфейсі браузера. Нелокальні, інтернетівські робочі місця (назвемо їх ІРМ, як А чи В на рис. 1.5) підключаються до сервера тільки через Інтернет[70].



Рисунок 1.5 – Винесення PACS в Інтернет [70]

На сьогодні існує достатньо велика кількість прикладних рішень, які підтримують можливість інформаційної взаємодії з PACS (програмно апаратним комплексом, який реалізує функцію передачі та архівації зображень) і медичним обладнанням за стандартом DICOM 3 [71]. Пропоновані рішення мають можливість взаємодіяти з одним або декількома PACS і необмеженою кількістю медичних приладів (рис. 1.6 і рис. 1.7).

Разом із стандартом DICOM в останні роки набули поширення і інші стандарти електронної медицини, серед яких слід відзначити EDIFACT, Cisco Medical Data Exchange Solution, HL7 [72], [73]. Порівняльна таблиця функціональності чотирьох зазначених стандартів має такий вигляд (табл.1.2).

На завершення сформулюємо, за аналогією з [74], основні вимоги та умови для успішного впровадження PACS-систем в клінічну практику:

- достатня швидкість і безпека мережевих з'єднань;
- достатня забезпеченість користувачів персональними комп'ютерами і робочими станціями;
- наявність основного і резервного сховища зображень достатнього обсягу (зберігання зображень протягом мінімум 10 років);

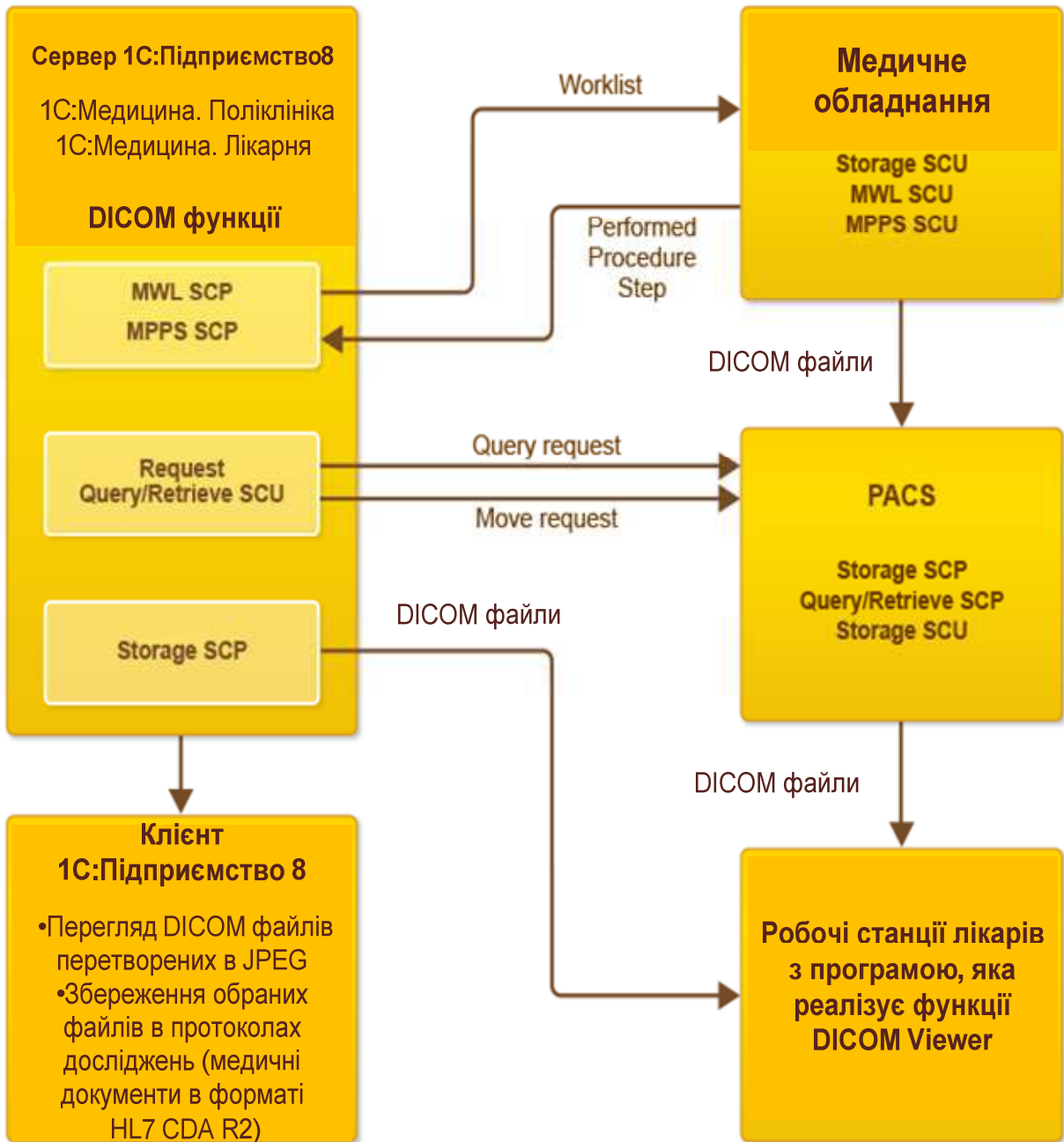


Рисунок 1.6 – Схема інформаційної взаємодії продуктів «1С: Медицина. Поліклініка »та« 1С: Медицина. Лікарня » з PACS і медичним обладнанням [71]

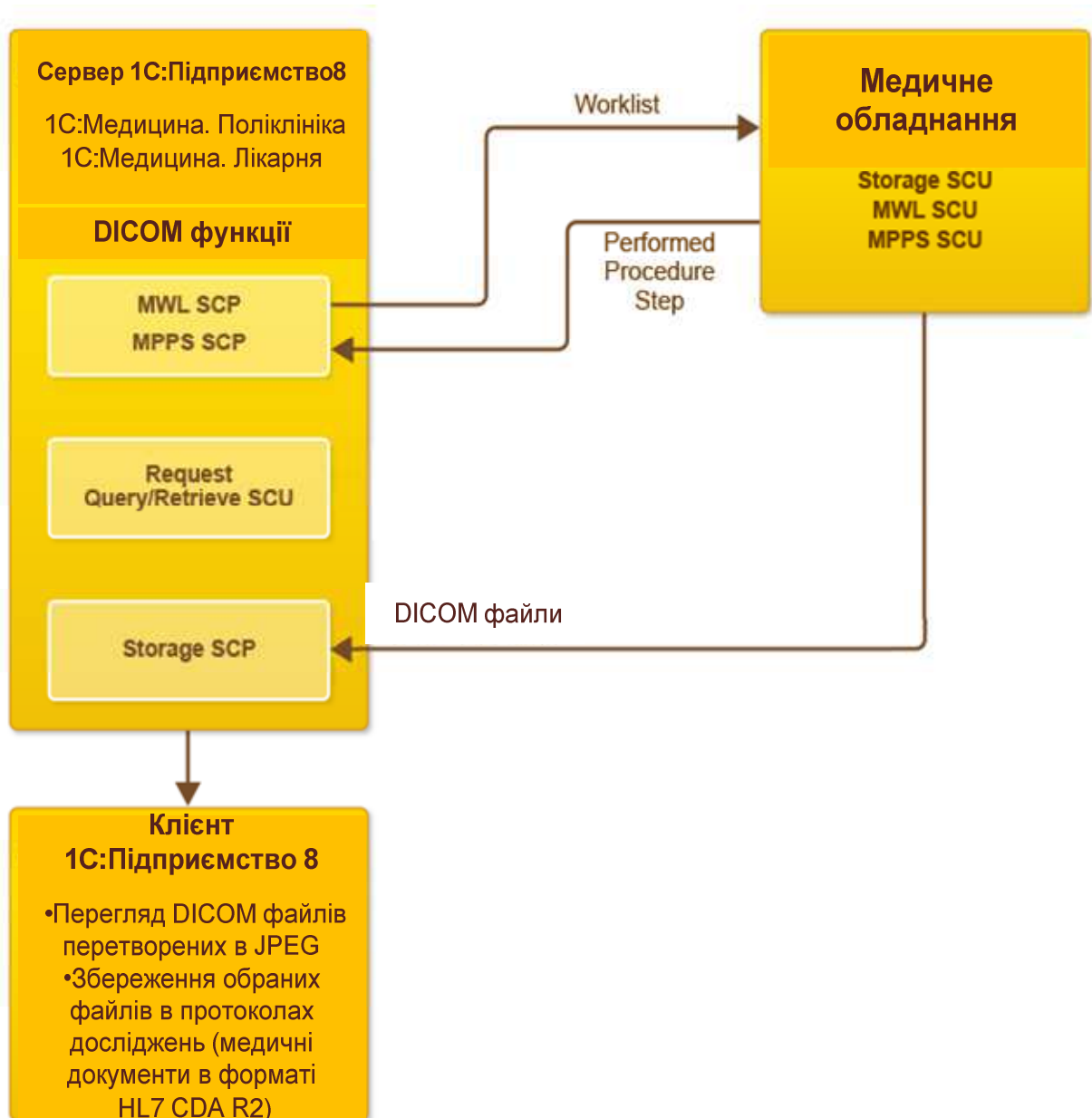


Рисунок 1.7 – Схема інформаційної взаємодії продуктів «1С: Медицина. Поліклініка» та «1С: Медицина. Лікарня» з медичним обладнанням без PACS [71]

- установка моніторів діагностичної якості для роботи рентгенологів в мінімальній конфігурації 2 + 1 (2 монітори для перегляду зображень і 1 – для роботи з РІС-системою);
- централізована установка роботів записи дисків і принтерів «твердих» копій зображень з мережевим доступом;
- можливість віддаленого доступу до бази діагностичних зображень;

Таблиця 1.2

Порівняльна таблиця функціональності чотирьох стандартів [73]

Назва функції	DICOM	xDT	EDIFACT	HL7/CDA
Інформаційна система Шпиталю	X	X	X	X
Інформація радіології	X	-	-	X
Система зберігання і обміну зображеннями	X	-	-	X
Головний індекс пацієнтів	-	X	-	X
Графічний діагноз	X	-	-	X
Архівування	X	X	-	X
Коментарі до діагнозу	-	X	-	X
Зображення в документації	X	--	-	X
Проміжні відліки	-	-	-	X
Відео в документації	-	-	-	X
Реєстрація пацієнтів	-	X	-	X
Електронна історія хвороби	X	X	X	X
Складання звітів	-	X	X	X
Рецепти	-	-	-	X
Перетворення даних	-	X	-	X
Відомості про надзвичайні ситуації	-	-	-	X
Практики лікарів	-	X	X	X

- надання лікарям-клініцистам широкого доступу до діагностичних зображень;
- наявність спеціалізованих програмних засобів перегляду та аналізу зображень;
- дотримання міжнародних стандартів передачі зображень і електронного документообігу;
- інтеграція з РІС і ГІС;

- єдиний принцип ідентифікації пацієнтів (оптимум – централізований реєстр);
- можливість ведення розкладу досліджень з прямим записом пацієнтів на діагностичні апарати [74].

1.4 Класифікація волоконно-оптичних мереж для телемедицини

Найважливішими тенденціями розвитку охорони здоров'я в даний час є:

- старіння населення і підвищення актуальності медичних послуг; їх подорожчання;
- оплата медичних послуг через систему страхування пацієнтів;
- генерація величезного обсягу інформації про пацієнтів, хвороби і засоби лікування поряд з низькою ефективністю її використання;
- прагнення до формалізації медичних знань і забезпечення доступу до них лікарів і пацієнтів;
- регламентування бізнес-процесів надання медичних послуг;
- швидкий розвиток медичного обладнання та препаратів;
- бурхливий розвиток інформаційних технологій, активно проникаючих в сферу охорони здоров'я; їх інтеграція з медичними консультаційними послугами, а також лабораторними та інструментальними засобами досліджень і впливів;
- пацієнт все більшою мірою розглядається як «знавець завдяки накопиченому досвіду», чия активна участь в ухваленні рішень має ключове значення, і стає рівноправним і активним партнером в організації і веденні своєї медичної допомоги.

Рішення проблем відповідно до вектору тенденцій розвитку сучасної охорони здоров'я можна забезпечити комплексом взаємопов'язаних заходів у соціальній, матеріально-технічній, організаційно-економічній і технологічній сферах як для галузі в цілому, так і в рамках конкретних її підсистем по областях медицини.

Місія системи Maximus – максимальне поліпшення стану пацієнта. Головна мета системи – підвищення якості лікувально-діагностичного процесу (ЛДП) [75].

Всі елементи в системі розглядаються як агреговані множини параметрів, з'єднані причинно-наслідковими зв'язками: параметри стану пацієнтів, процедур, обладнання, економічні показники, критерії оцінки якості лікування, роботи персоналу і клініки в цілому.

Керуючим модулем в Maximus є система підтримки прийняття рішень (СППР) [75], яка в якості керуючих сигналів формує передбачувані діагнози і клінічні протоколи (програми лікування), що включають заходи-рекомендації по діям і/або за додатковими дослідженнями. Виробляються керуючі сигнали - заходи – що є рекомендаціями (найкращою альтернативою з позиції прийняття рішень), які стають управліннями тільки після затвердження їх лікарем як особою, яка приймає рішення (ОПР), і пацієнтом [75].

В основу системи покладена концепція PLM (Product Life Management), основні етапи спіралеподібного життєвого циклу якої включають [75]:

- a. Ідея (медичний супровід пацієнта від надходження до результату).
- b. Дослідження і системний аналіз вимог і потреб.
- c. Створення і розвиток організаційної структури системи.
- d. Проектування і розвиток бізнес-процесів системи.
- e. Проектування системи і її компонентів, створення документації по видах забезпечення.
- f. Наповнення та ведення довідників і класифікаторів, їх аналіз і розвиток.
- д. Формування БЗ (навчання системи) і її регулярне поповнення даними статистики експлуатації системи і виявленими закономірностями причинно-наслідкових зв'язків.
- h. Навчання медичного персоналу та пацієнтів роботі в системі.
- і. Постійний контроль і оцінка якості ЛДП по розробляються критеріям.
- j. Супровід і розвиток системи на основі організації зворотніх зв'язків.
- k. Збір даних і оцінка критеріїв роботи системи, зміни потреб, соціально-

економічних і матеріально-технічних факторів зовнішнього середовища, що визначають необхідність реструктуризації системи.

Далі здійснюється перехід знову до пункту b.

Методологія PLM в системі декомпозується і реалізується також для її компонентів: пацієнтів, обладнання, бази знань, персоналу, відділення тощо [75].

Maximus побудований на основі застосування сучасних інформаційних технологій і розвивається як взаємопов'язаний багатofункціональний набір сервісів, які можуть використовуватися великою кількістю різноманітних віддалених користувачів. На основі Web-сервісів компонується, масштабується і адаптується відповідно до особливостей кожного конкретного лікувально-діагностичного закладу або медичної компанії необхідна система управління. З цією метою система будується на основі сервіс-орієнтованої архітектури (SOA) [75].

В основі критеріїв лежать різні показники процесів, стану пацієнтів, обладнання та ін., що отримуються автоматично або автоматизовано шляхом вимірювань і збору інформації.

Сучасний комп'ютерно-телекомунікаційний ринок пропонує широкий вибір різноманітних технологій. Більшість з них успішно використовуються в системах електронної охорони здоров'я, в тому числі в телемедицині [76], [77], [78].

Відома класифікація телемедичних систем за технологічною ознакою [21]:

1) Системи на основі Інтернет: електронна пошта, веб-платформи, форуми, додатки, IP-телефонія і месенджер, IP-відеоконференцзв'язку, поєднання сервісів.

2) Системи на основі спеціальних ліній зв'язку: відеоконференції (ISDN, супутниковий зв'язок), госпітальні та радіологічні інформаційні системи, ftp-мережі і додатки, радіозв'язок, лазерні системи [79], [80], [81], [82].

3) Системи на основі мобільної телефонії: голосовий зв'язок, текстові

(SMS) і мультимедійні (MMS) повідомлення, мобільний Інтернет і його сервіси (WAP, GPRS), поєднання сервісів.

Телемедичні процедури прийнято розділяти на синхронні і асинхронні. Примітно, що багато з вищевказаних технологій дозволяють проводити сеанси в будь-якому режимі (наприклад, електронна пошта в поєднанні з IP-телефонами і месенджерами). Для спрощення прийняття рішень сформовано «Телемедичні технологічні групи» (ТТГ) для клінічної практики [21].

Телемедична технологічна група №1: синхронний режим – схема «електронна пошта + IP-телефонія і месенджери», IP-відеоконференцзв'язку; асинхронний режим – сервіси Інтернет (електронна пошта, веб-платформи, форуми, додатки).

Телемедична технологічна група №2: синхронний режим – відеоконференції (ISDN, супутниковий зв'язок); асинхронний режим – сервіси Інтернет (електронна пошта).

Телемедична технологічна група №3: синхронний режим – схема «SMS / MMS повідомлення + електронна пошта»; асинхронний режим – сервіси мобільного Інтернету (електронна пошта).

Телемедична технологічна група №4: синхронний режим – голосовий зв'язок (мобільний, радіо); асинхронний режим – електронна пошта та обмін файлами по специфічному протоколу (ftn).

Телемедична технологічна група №5: спеціальні телемедичні комплекси, роботи, телелaboratorії, телемедичні робочі місця, інтегровані в госпітальні інформаційні системи.

Кожна ТТГ може забезпечуватися спеціальними телемедичними приладами і засобами оцифровки медичної інформації (цифрові стетофонендоскопи, тонометри, глюкометри, фотокамери і т.д.). Окрема група являє собою рішення для строго певної клініко-економічної ситуації. Наведемо основні характеристики груп [21].

ТТГ№1 – змішаний режим роботи, середня або низька вартість, ефективна для телемедичних процедур по різних медичних спеціальностях,

доцільно використовувати в обласних, міських і районних медичних установах.

ТТГ№2 – переважно синхронний режим роботи, висока вартість, ефективна для синхронних телемедичних процедур по різних медичних спеціальностях, створення «телеприсутності», доцільно використовувати в національних і великих обласних медичних установах.

ТТГ№3 – переважно синхронний режим роботи, середня або низька вартість, ефективна для синхронних телемедичних процедур по медичних спеціальностях з переважанням візуалізації низької роздільної здатності, доцільно використовувати в обласних, міських і районних медичних установах.

ТТГ№4 – переважно асинхронний режим роботи, низька вартість, ефективна для телемедичних процедур по різних медичних спеціальностях, доцільно використовувати в районних (сільських) медичних установах [21].

ТТГ№5 – змішаний режим роботи, висока вартість, ефективна для телемедичних процедур по різних медичних спеціальностях, доцільно використовувати в обласних, міських і районних медичних установах [21].

Відповідно, в таких галузях як внутрішні хвороби, планова хірургія, дерматологія, ортопедія, патологія доцільно використовувати ТТГ№1. Крім того, ТТГ№1 придатна для ефективного дистанційного навчання. У сучасних соціально-економічних умовах ТТГ№2 має сенс розміщувати на базах національних і великих обласних медичних центрів, університетських клінік, а використовувати для телеконсультування пацієнтів з важкою патологією і для дистанційного навчання. При вирішенні ургентних завдань, наданні невідкладної допомоги (всі розділи травматології, комбустіологія, загальна хірургія) цілком прийнятна ТТГ№3 або синхронний режим ТТГ№1.

На основі тієї чи іншої ТТГ формується телемедична робоча станція (ТМРС) [35], [83]. У тому чи іншому вигляді, основні складові ТМРС: персональний комп'ютер, пристрій оцифровки медичної інформації, ліній Інтернет. Існують два організаційних підходу до комплектації ТМРС:

- 1) придбання готового рішення (комплексу);
- 2) самостійне формування робочої станції.

Переваги першого варіанту: наявність необхідного, сумісного обладнання, іноді наявність сертифікатів і ліцензій, іноді наявність спеціального програмного забезпечення (ПЗ) для телемедицини. Недоліки першого варіанту: висока вартість (15-30 тис. USD), «однобокість» (більшість пропонуваніх на ринку рішень сконцентровані на відеоконференціях), іноді несумісність комплексів різних виробників [23], [24], [34], [35], [83], [84].

Переваги другого варіанту: дешевизна (2-3,5 тис.USD); можливість довільного формування, виходячи з певної наявної суми, можливість сформувані багатфункціональний комплекс (з використанням кишенькових персональних комп'ютерів (КПК), мобільних телефонів, різних варіантів підключення до Інтернет); можливість використання більш ефективного програмного забезпечення (в т.ч. власних розробок, програм з відкритим кодом і т.д.); сумісність з будь-яким телемедичним комплексом. Недоліки другого варіанту: труднощі підбору оптимальної комп'ютерної техніки та придбання деяких додаткових пристроїв (цифрова фотокамера з насадкою для мікроскопа і т.д.) [23], [24], [34], [35], [83], [84].

Завдання телемедицини полягає в об'єднанні інформаційних і телекомунікаційних технологій найкращим чином. При цьому повинно бути забезпечено економічно ефективне і стимулююче нарощування і використання існуючих ресурсів медичних організацій, що може бути досягнуто впровадженням інтелектуальних засобів управління телекомунікаційними та інформаційними ресурсами створюваної мережі.

Дане положення відповідає висновкам некомерційної Американської телемедичної асоціації (АТА), яка розробляє пропозиції щодо застосовності телекомунікаційних та інформаційних технологій, загальні стандарти, питання конфіденційності, безпеки і відповідальності, в тому числі, юридичної [85], [64].

На думку АТА прискорений розвиток телекомунікаційної інфраструктури в кожному регіоні країни є визначальним фактором. При цьому повинні виконуватися умови конкуренції і співробітництва в області телемедицини, що

підвищить економічну ефективність і доступність медичних послуг і навчання. Повинна бути розроблена також стратегія інтегрування телемедицини з іншими телекомунікаційними послугами.

Висновки до 1 розділу

1. Виконаний з використанням бібліосемантичного підходу критичний аналіз вітчизняного і світового контенту щодо досвіду і наукових підходів до розв'язку досліджуваної задачі – створення волоконно-оптичних мереж для обміну телемедичними даними, підтвердив її актуальність, визначив коло невирішених питань та основні напрямки їх розв'язання.

2. Адаптація проектуємої телемедичної мережі до стандартів створення, зберігання, передачі та візуалізації медичних зображень DICOM та електронного медичного документообігу HL7 забезпечує ефективний обмін медичними даними між різними закладами охорони здоров'я і є запорукою виліковування більшої кількості людей з одночасним зменшенням вартості лікування.

Результати досліджень цього розділу наведено в таких публікаціях: [2], [3], [15], [18].

РОЗДІЛ 2

РОЗРОБЛЕННЯ МОДЕЛІ І МЕТОДІВ ПЕРЕДАВАННЯ ДАНИХ У ВОЛОКОННИХ ТЕЛЕМЕДИЧНИХ МЕРЕЖАХ

2.1 Метод модової модуляції оптичних сигналів для волоконних телемедичних мереж

Волоконно-оптичні інформаційні мережі сьогодні охоплюють галузі від локальних мереж передачі даних до магістральних систем, які використовуються операторами зв'язку та провайдерами, державними організаціями і корпораціями для створення швидкісних і надійних каналів зв'язку [46], [86]. Ймовірність виявлення помилок передачі даних у сучасних волоконних мережах становить $BER \approx 10^{-11} - 10^{-12}$, однак у оптичних трактах передачі можливе виникнення перебоїв, зумовлених завадами [47]. Пошук нових методів і засобів для підвищення надійності та захисту передавання даних є актуальною задачею розвитку волоконних мереж. Зокрема, підвищення захищеності інформації при передаванні оптичних сигналів волоконними каналами є надзвичайно важливим у телемедичних мережах, де вимоги до конфіденційності інформації (персональні дані пацієнтів) є високими.

При дослідженні параметрів якості передачі імпульсів у цифрових мережах передачі, проведених авторами у роботі [48], встановлено, що для одного каналу волоконної лінії з довжиною хвилі λ_i , вихідний сигнал, що враховує часові та хвильові властивості, має вигляд [48]:

$$S(t, \lambda_i) = A \left[a_j \cdot A_\omega(t - j\Delta T) \right] + N_3(t, \lambda_i), \quad (2.1)$$

де a_j – коефіцієнт, рівний 0 при передаванні логічного «0» та 1 при передаванні логічної «1»; A_m – амплітуда оптичного сигналу, що передається; $N_3(t, \lambda)$ – рівень джерела адитивної завади в момент часу передавання t , який представляє собою вузькосмугові квазігармонійні коливання шумів із випадковими параметрами.

Інформаційна стабільність та завадозахищеність каналів у оптичних транспортних мережах забезпечуються підтриманням належного рівня якості сервісу QoS (Quality of Service) [46]. При цьому здійснюється постійний моніторинг параметрів каналів згідно з політикою QoS. Це передбачає моніторинг адитивних завад $N_3(t, \lambda)$, які залежать як від часових $S(t)$, так і від хвильових $S(\lambda)$ параметрів імпульсу (рис. 2.1).

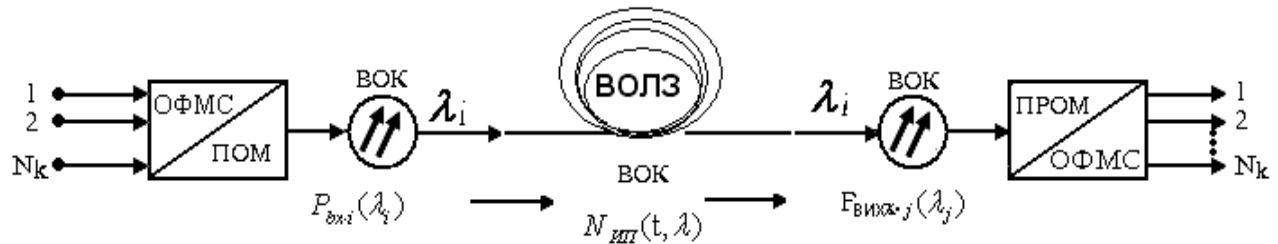


Рисунок 2.1 – Модель каналу волоконної мережі із впливом адитивних завад у $N_{\text{ДЗ}}(t, \lambda)$: ПОМ – передавальний оптичний модуль; ПРОМ – приймальний оптичний модуль; ВОК – волоконно-оптичний кабель [47]

З точки зору хвилевої оптики передача світла у волоконних світловодах здійснюється модами, поширення яких залежить від характеристик середовища, довжини хвилі випромінювання та геометрії хвилеводу [47], [48], [58].

У роботах [58], [59] для підвищення надійності та завадостійкості при передачі даних у волоконних мережах було запропоновано метод модової модуляції оптичних сигналів, який полягає у кодуванні цифрових сигналів (логічні «0» та «1») зміною модового режиму (кількістю мод випромінювання у оптичному волокні) із одномодового (передається тільки одна мода) на багатомодовий (передаються відразу декілька мод, $N \geq 2$). Критерієм здійснення є параметр нормованої частоти [58]:

$$V = \frac{2\pi d}{\lambda} \sqrt{n_1^2 - n_2^2}, \quad (2.2)$$

де λ – робоча довжина хвилі джерела випромінювання, n_1 та n_2 – показники заломлення серцевини та оболонки ОВ, відповідно, d – діаметр серцевини волокна.

Згідно теорії оптичних хвилеводів обмеженням щодо встановлення модового режиму у волокні є значення критичної частоти, яка із урахуванням коефіцієнту нормованої частоти (для одномодової передачі нормована частота $V=P_{mn}=2,405$) впливає на коефіцієнт поширення хвилі.

Так критична частота із врахуванням швидкості світла c у матеріалі серцевини волокна складає [58]:

$$f_{kr} = \frac{P_{mn}c}{\pi 2d \sqrt{n_1^2 - n_2^2}} [\text{Гц}], \quad (2.3)$$

та для оптичного діапазону має порядок 10^{14} Гц.

Відповідна критична довжина хвилі, яка обмежує можливість передачі сигналів через ОВ із визначеними параметрами [59]:

$$\lambda_{kr} = \frac{\pi 2d}{P_{mn} n_1} \sqrt{n_1^2 - n_2^2}. \quad (2.4)$$

Формула (2.4) встановлює обмеження на модуляцію довжини хвилі у вигляді $\lambda > \lambda_{kr}$ для можливості передачі більшої частини спектру випромінювання в ОВ. При умові що робоча довжина хвилі λ більша або дорівнює критичній λ_{kr} ($\lambda \geq \lambda_{kr}$) передавання оптичних імпульсів інформації не можливо у ВОЛЗ, так як більша частина оптичної потужності P_{mn} моди із індексами m, n переходить в оболонку ОВ. Аналіз теоретичних робіт в області хвилевої та волоконної оптики [47], [58], [59], [60] свідчить, що при наближенні довжини хвилі до критичної ($\lambda \rightarrow \lambda_{kr}$) більша частина енергії оптичного сигналу переходить в оболонку і стає модами оболонки, які не здатні передавати інформацію на значні відстані.

Критеріальними умовами для встановлення відповідного модового режиму та формування цифрових сигналів у запропонованому методі є такі [7]:

- якщо нормована частота лежить у межах $0 < V < 2,405$, то встановлюється одномодовий режим (поширюються моди HE_{11} або TE_{M00} не залежно від типу ОВ),

• якщо $V > 2,405$ – встановлюється багатомодовий режим передачі.

Кількість мод у оптоволокну зі стандартним ступеневим профілем показника заломлення за нормованою частотою [46]:

$$N = V^2/2. \quad (2.5)$$

Вважаємо, що усі геометричні та оптичні параметри волокна, від яких залежить його нормована частота V , окрім довжини хвилі λ , є сталими. Тоді цифрову модуляцію оптичних сигналів можна здійснювати, змінюючи модовий склад у ОВ шляхом зміни значення довжини хвилі λ (в певних межах поблизу границі критичної частоти V), щоб виконувалась умова логічної функції:

$$F_{\log} [1,0] = \begin{cases} 1, & \text{при } V > 2,405 \\ 0, & \text{при } V < 2,405 \end{cases} = \begin{cases} 1, & \text{при } \lambda > \frac{2\pi dNA}{2,405} \\ 0, & \text{при } \lambda < \frac{2\pi dNA}{2,405} \end{cases}, \quad (2.6)$$

де $NA = \sqrt{n_1^2 - n_2^2}$ – числова апертура оптичного волокна.

Таким чином, у багатомодовому режимі при $V > 2,405$ передається лог. «1», а у одномодовому – лог. «0». Ілюстрацію методу модової модуляції цифрового сигналу наведено на рис. 2.2.

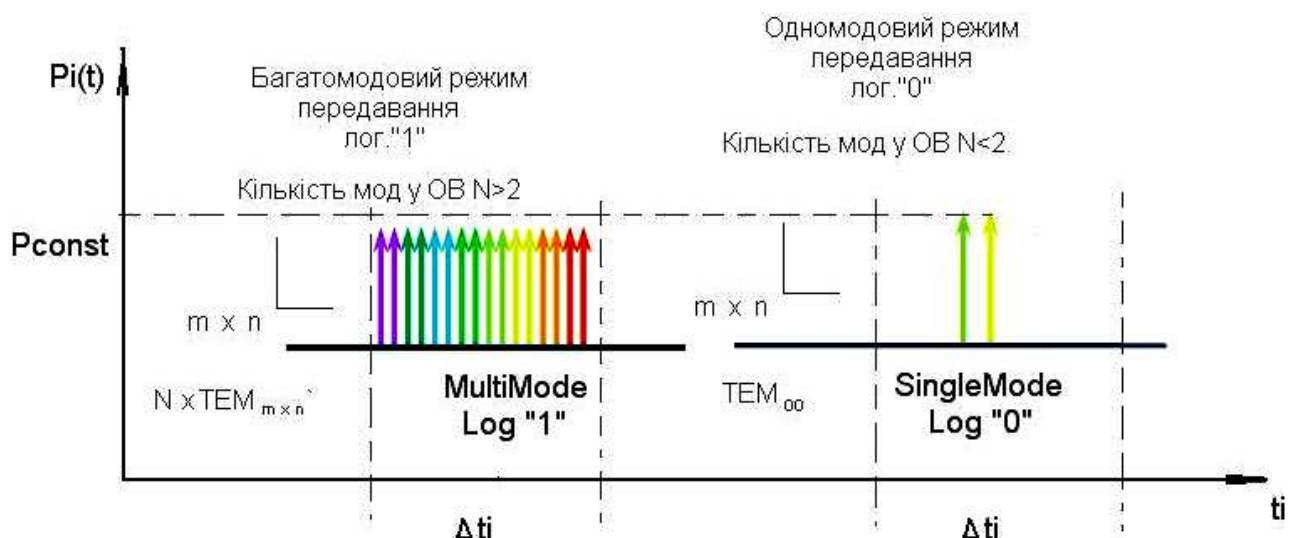


Рисунок 1.2 – Залежність оптичної потужності інформаційного сигналу в часі при реалізації методу модової модуляції [60]

Згідно рис. 2.2 у часовому вікні Δt_i оптична потужність

перерозподіляється між модами без зміни амплітудних значень $P_{maxi}(t)$ та знаходиться на визначеному постійному рівні P_{const} .

Сигнали лог. «1» і лог. «0» формуються у одному часовому вікні Δt_i . Принцип реєстрації сигналів полягає у тому, що детектується не тільки рівень оптичної потужності на фотоприймачі, але і кількість мод (модовий склад) із ustalеним рівнем потужності P_{const} . При детектуванні сигналу ця кількість мод N розділяється у просторі апаратними засобами та фіксується окремими фотоприймачами для сигналів з логічною «1» та логічним «0».

Отже, модулюючи (змінюючи) довжину хвилі в часі $\lambda(t)$, теоретично можливо здійснювати передавання інформації шляхом зміни модового складу випромінювання і реєстрації його на виході волокна. Таким чином, в одному режимі можна передавати один логічний сигнал, а в другому – інший без виконання амплітудної модуляції потужності. Застосування такого підходу теоретично дозволяє мінімізувати імпульсні та адитивні завади, які наявні у стандартному методі амплітудної модуляції оптичних сигналів у ВОЛЗ.

Енергія і оптична потужність $P_i(t)$ при цьому не змінюється в часі t_i , а лише розподіляється між модами випромінювання ОВ. Таким чином, дискретно змінюючи довжину хвилі в часі $\lambda(t)$, можливо здійснювати передавання інформації шляхом зміни модового складу випромінювання і реєстрації його на виході ОВ. За рахунок незалежності сигналу від зміни значень оптичної потужності сигналу P_{out} на виході, можна значною мірою усунути вплив потужності завади P_N та підвищити показники відношення сигнал-шум (OSNR).

Потужність втрат в оптичному тракті передачі волоконної телемедичної мережі, що використовує наведений вище метод, визначається як [60]:

$$P(\text{дБ}) = -10 \lg \frac{P_{вих.онт}}{P_{вх.онт}} = -10 \lg \frac{P_{заг.мод}}{P_{вх.онт}}, \quad (2.7)$$

де $P_{вих}$, $P_{вх}$ та $P_{заг.мод}$ – вихідна, вхідна та загальна модова оптичні потужності каналу мережі, відповідно.

Таким чином, метод модової модуляції цифрових сигналів може

використовуватись при обґрунтованому підборі і узгодженні відповідної елементної бази із параметрами волоконно-оптичного тракту [7].

На основі запропонованого методу модуляції модового складу в ОВ розроблено варіант структури для апаратної реалізації оптичного тракту передачі даних для волоконно-оптичної телемедичної мережі (рис. 2.3).

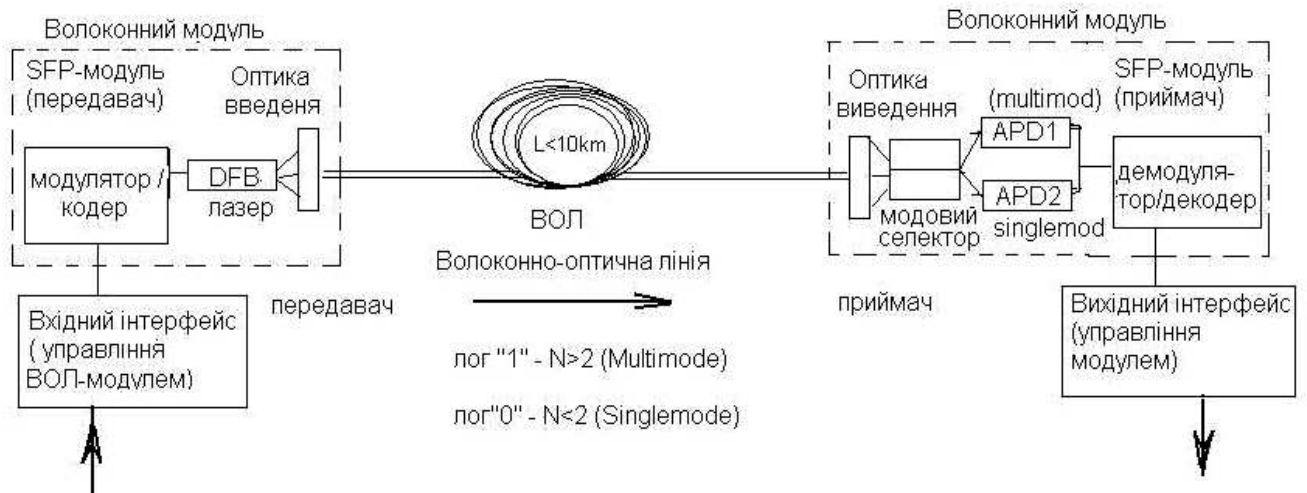


Рисунок 2.3 – Структура тракту передачі, який може бути розміщений в складі телемедичної волоконної мережі на основі методу модуляції модового складу

В структурі (рис. 2.3) волоконні тракти побудовані на основі промислових волоконних модулів SFP (Small Form-factor Pluggable), які серійно виготовляються для застосування у волоконно-оптичних мережах. Модулі SFP використовуються для безпосереднього узгодження оптичних та електронних трактів мережевих пристроїв [1], [87]-[89]. Сучасні SFP-модулі забезпечують передавання інформації у телекомунікаційних мережах на високих швидкостях з використанням таких базових технологій, як Ethernet (GE, 10GE); SDH (STM-1-64), Fibre Channel (1-10 Гбіт/с) та інших. В структурі на рис. 2.3 передбачено, що передача випромінювання від DFB-лазерів (вмонтовані безпосередньо в деякі волоконні SFP-модулі) відбувається таким чином, що при передачі логічної одиниці (лог.«1») DFB-лазерний випромінювач перелаштовується в багатомодовий режим та випромінює

постійну величину оптичної потужності. Команди керування щодо настроювання довжини хвилі надходять від контролера вхідного інтерфейсу до внутрішнього блоку модуляції кодування SFP-модуля.

Основними довжинами хвиль, які використовуються в промислових SFP – модулях є $\lambda_1=1310$ нм та $\lambda_2=1550$ нм, що відповідають вікнам прозорості оптичного волокна із мінімальними втратами (λ_2) та дисперсією (λ_1). Для запропонованої структури пропонується настроювання в діапазоні хвиль $\Delta\lambda = 20-60$ нм (для С-вікна прозорості зміна відбуватиметься у діапазоні $\Delta\lambda=1530..1565$ нм, а для О-вікна прозорості – у діапазоні $\Delta\lambda=1280..1340$ нм).

Оскільки модуль SFP-випромінює постійну величину оптичної потужності, мультиплікативні та імпульсні завади теоретично відсутні, є тільки адитивна складова $N_{AD}(\lambda, p_{n\lambda_j})$, яка менша за величину сумарних завад $N_s(\lambda, p_{n\lambda_j}, t)$ та не залежить від часового параметру t , тобто:

$$N_{AD}(\lambda, p_{n\lambda_j}) < N_s(\lambda, p_{n\lambda_j}, t) = N_{AD}(\lambda, p_{n\lambda_j}) + N_{MLT}(\lambda, p_{n\lambda_j} f(t)) + N_{IMP}(p_{n\lambda_j}, dt_i), \quad (2.8)$$

де $N_s(\lambda, p_{n\lambda_j}, t)$ – величина сумарних завад в оптичному каналі телемедичної мережі; $N_{AD}(\lambda, p_{n\lambda_j})$ – величина адитивних завад; $N_{MLT}(\lambda, p_{n\lambda_j} f(t))$ – мультиплікативні завади; $N_{IMP}(p_{n\lambda_j}, dt_i)$ – імпульсні завади в каналі; $p_{n\lambda_j}$ – оптична потужність на робочій довжині хвилі λ_i .

Якщо величина потужності $p_{n\lambda_j}$ не змінюється в процесі передавання імпульсів, на відміну від модового режиму, то складові мультиплікативних та імпульсних завад є дуже незначними, що дозволяє ними знехтувати: $N_{MLT}(\lambda, p_{n\lambda_j} f(t)) \rightarrow 0$ та $N_{IMP}(p_{n\lambda_j}, dt_i) \rightarrow 0$.

При цьому повна величина завад буде визначатись тільки адитивною складовою, тобто $N_s(\lambda, p_{n\lambda_j}, t) \approx N_{AD}(\lambda, p_{n\lambda_j})$, отже вноситиме менший вклад у відношення параметру OSNR.

На вході приймача структури (рис. 2.3) відбувається розділення мод за допомогою модового селектора, який відокремлює центральну моду TEM₀₀

(HE₁₁) (присутня в одномодовому режимі) на один фотоприймач (APD2-Singlemode), а інші моди відокремлюються селектором мод на другий фотоприймач (APD1-Multimode). Таким чином, логічні оптичні імпульси сигналів лог. «1» та лог. «0» надходять на різні фотоприймачі. Кількість мод на першому фотоприймачі (APD2-Singlemode) становить $N=1$ (центральна мода HE₁₁ або TEM₀₀). На другому фотоприймачі (APD1-Multimode) кількість мод становитиме $N=N_{max}-1$, оскільки відсутня основна мода TEM₀₀ (HE₁₁), яка відокремилась на фотоприймач 1 (APD2-Singlemode).

Таким чином фотоприймач 1 (APD2-Singlemode) реєструє тільки сигнали логічного нуля (лог. «0»), а фотоприймач APD1-Multimode – сигнали логічної одиниці (лог. «1»). Нагадаємо, що оптична потужність $p_{n\lambda j}$ основної довжини хвилі в каналі при цьому не змінюється, а лише перерозподіляється між модами ОВ, кількість яких N формує логічні сигнали інформаційних імпульсів.

Демодулятор та декодер (рис. 2.3) виконують демодуляцію оптичного сигналу та декодування із наявних основних лінійний кодів SFP ВОЛЗ в двійковий цифровий код. Після цього по високошвидкісному електронному тракту сигнал подається на вихідний інтерфейс, розташований на приймальному кінці.

Застосування методу модової модуляції для передачі сигналу у телемедицині мережах є актуальним, оскільки дозволить підвищити захищеність та завадостійкість, однак для кожного конкретного випадку обмежується вибором конкретної елементної бази і розрахунку параметрів і характеристик схеми модової модуляції. Вибір DBF – лазерних випромінювачів повинен відбуватися в залежності від геометрії оптичного волокна: його діаметру серцевини, профілю показника заломлення і т.п. Тому це накладає певні обмеження на застосування цього методу для підвищення стабільності волоконно-оптичних каналів телемедицині мереж.

Вразливим місцем оптичних систем передачі інформації є ділянки є оптико-електронним перетворенням, де світлові сигнали конвертуються в електронні з втратою швидкодії.

Ускладнюють практичну реалізацію методу модуляції модового складу необхідність забезпечення високої температурної стабільності DBF-лазерів та недостатньо висока швидкість модуляції DBF-структур на сьогоднішній день.

Температурні флуктуації $\Delta T = R_{therm} U_t(I_t) I_t$ [90] також значно впливають на стабільність основних параметрів, в основному – на робочу довжину хвилі λ . Температурна нестабільність призводить до втрат і накладання цифрового сигналу, та як наслідок до збільшення коефіцієнта виникнення помилки BER. Тому, параметр зміни температури ΔT потрібно втримувати на високому рівні.

Стосовно другого показника – швидкості модуляції DBF лазерних випромінювачів, то розрахунки дозволяють стверджувати, що перелаштовування довжини хвилі для сучасної елементної бази знаходиться в межах 2.3–5.1 нм/нс. Це дозволяє здійснювати перемикання DBF лазер у діапазоні 40–60 нм в часовому інтервалі 7,8–11,7 нс, що відповідає частоті 80–120 МГц. При умові лінійної модуляції це відповідатиме швидкості 80–120 Мбіт/с, що є порівняно невеликим значенням для сучасних волоконних мереж. Однак розвиток лазерних та оптоелектронних технологій свідчить про появу в майбутньому більш досконалих DBF-лазерів та інших компонентів, які дозволяють прогнозувати збільшення цих значень щонайменше до 1 Гбіт/с у найближчі 5-10 років. Отже, з урахуванням підвищеної завадостійкості та додаткового захисту від несанкціонованого доступу з урахуванням сучасним алгоритмів та криптокодів при передачі у телемедичних мережах запропонований метод модуляції, не зважаючи на складнощі технічної реалізації у даний час, є перспективним та практично цінним.

Таким чином, застосування методу модуляції модового складу у волоконно-оптичних трактах телемедичних мереж сьогодні обмежується каналами із порівняно невисокою швидкістю до 150 Мбіт/с і може розглядатись як окремий частковий випадок підвищення стабільності передачі і захисту даних у кінцевих пристроях волоконних трактів оптичних телемедичних мереж.

2.2 Метод двохвильового передавання даних у волоконних телемедицинних мережах

Аналіз надійності роботи цифрових телекомунікаційних мереж (включаючи телемедицині) свідчить, що важливим фактором втрат функціональності мережі (близько 10% відмов) є помилки при передачі [46]. Більша частина таких помилок викликана вузькосмуговими квазігармонійними коливаннями шумів – адитивними завадами. Рівень таких завад $N_{ДЗ}(t, \lambda_j)$ на фотоприймачі в електричній формі в момент часу передачі t може бути представлений нормальною функцією розподілу ймовірності та має вигляд [46]:

$$N(\lambda, i_n, t) = \frac{1}{\sigma_n(t)\sqrt{2\pi}} \cdot \exp\left[-\frac{i_n^2}{2\sigma_n^2(t)}\right], \quad (2.9)$$

де i_n і $\sigma_n(t)$ – миттєве та середньоквадратичне значення сумарного струму завад в момент часу t на вході порогового пристрою фотоприймача.

Враховуючи квадратичну залежність електричних параметрів від оптичних (фотоприймач реєструє квадрат інтенсивності випромінювання), для оптичних потужностей сигналів у каналі волоконної мережі на лінійній ділянці ват-амперної характеристики приймача формулу (2.9) апроксимуємо таким виразом:

$$N(\lambda, p_{i\lambda_j}, t) = \frac{k_{\lambda_j}(\eta)}{P_{i\lambda_j}(t)\sqrt{2\pi}} \cdot \exp\left[-\frac{p_{i\lambda_j}}{2P_{i\lambda_j}(t)}\right], \quad (2.10)$$

де $k_{\lambda_j}(\eta)$ – коефіцієнт ефективності перетворення оптичної потужності у електричний струм; $p_{i\lambda_j}$ та $P_{i\lambda_j}(t)$ – відповідно миттєве та середньоквадратичне значення сумарної оптичної потужності завади на довжині хвилі λ_j .

Ефективним параметром якості передачі інформації у інформаційному каналі мережі є оптичне відношення сигнал-шум $OSNR = P_S/P_N$ (дБ), що визначається рівнем потужності завади на вході підсилювача приймача. В цифрових системах передачі інформації, в тому числі у телемедицинних мережах, показник сигнал-шум (BER) визначає ймовірність передачі помилки [89].

Корегуючи рівень корисного сигналу, можна звести відношення BER до мінімуму (в сучасних мережах BER становить 10^{-10} - 10^{-14}).

Проходження оптичного сигналу у волоконному лінійному тракті супроводжується помилками, як і в будь-якому каналі зв'язку. Процес реєстрації символів логічних «1» та «0» відповідних інформаційних послідовностей $p(1)$ та $p(0)$ за наявності завад характеризується середньою імовірністю бітових помилок $P_{ном}$ та визначається сумою [87]:

$$P_{ном} = 0,5 [p(0) p(0/1) + p(1) p(1/0)], \quad (2.11)$$

де $p(0/1)$ – імовірність трансформації під дією завади «0» у «1», $p(1/0)$ – імовірність трансформації під дією перешкоди «1» у «0».

Очевидно, що ймовірність помилок можна зменшити, збільшивши корисну потужність сигналу, звівши BER до мінімальних значень та підвищуючи таким чином надійність передачі даних. Однак існує ряд обмежень щодо максимального рівня потужності у волокні, невиконання яких призводить до виникнення ряду нелінійних явищ [47] та спотворення форми основного сигналу (явище джитеру). З метою компенсації нелінійних ефектів та уникнення відповідного обмеження гіпотетично уявімо, що інформаційний сигнал у тракті телемедичної волоконної мережі одночасно представлений на декількох оптичних частотах. Розглянемо варіант, коли для передачі одного оптичного сигналу в певний момент часу t_i використовуються дві довжини хвилі (λ_1 та λ_2). Нехай складові оптичного сигналу на кожній з цих хвиль матимуть оптичні потужності $P_{\lambda 1}$ та $P_{\lambda 2}$, відповідно, для формування одного оптичного імпульсу (рис.2.4).

Спектральна енергія такого імпульсу (рис. 2.4) зосереджена в одному часовому вікні та визначатиметься як:

$$E(\lambda) = k \cdot f(t_i) \int_{\lambda_1}^{\lambda_2} P(\lambda) d\lambda = k \int_{t_i}^{\tau} dt \int_{\lambda_1}^{\lambda_2} P(\lambda, t_i) d\lambda, \quad (2.12)$$

де k – коефіцієнт форми імпульсу; $P(\lambda, t_i)$ – спектральна функція оптичної потужності імпульсу у часі; $f(t_i)$ – часова функція імпульсу.

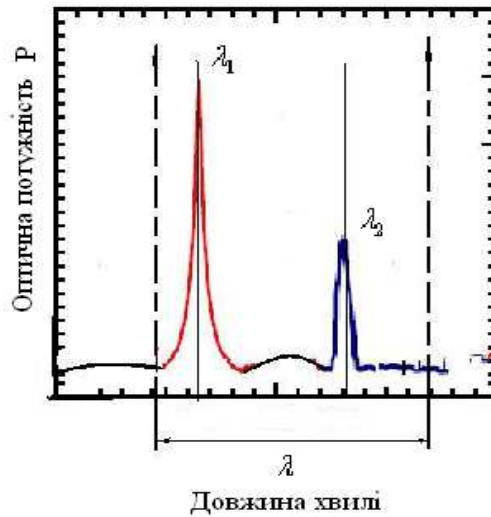


Рисунок 2.4 – Оптичний імпульс (лог. «1»), сформований одночасно на двох довжинах хвиль λ_1 та λ_2

Очевидно, що для моделі організації телемедичної волоконної мережі із декількома спектральними каналами λ_i , де $i=1..N$ (наприклад, у системах хвильового ущільнення WDM), із врахуванням часових та хвильових компонент завади, оптичний сигнал матиме вигляд [6], [59], [91]:

$$S(t, \lambda_i) = \sum_{j=1}^n A[a_j \cdot A_m(t - j\Delta T)] + N_3(t, \lambda_i), \quad (2.13)$$

За умови використання двох довжин хвиль λ_1 та λ_2 ($n=2$) у одному каналі мережі сигнал вираз (2.11) матиме вигляд:

$$\begin{aligned} S(t, \lambda_1, \lambda_2) &= \sum_{j=1}^2 A[a_j \cdot A_m(t - j\Delta T)] + N_3(t, \lambda_j) = \\ &= A[a_1 \cdot A_m(t - \Delta T)] + A[a_2 \cdot A_m(t - 2\Delta T)] + N_3(t, \lambda_1, \lambda_2) \end{aligned}, \quad (2.14)$$

де t_i – часовий інтервал імпульсу існування завади; a_1 , a_2 , A_m – діючі та максимальне значення амплітуд хвиль на довжинах хвиль λ_1 та λ_2 ; $A[a_1 A_m(t - \Delta T)]$ – сигнал у відповідному часовому вікні; $N_3(t, \lambda_1, \lambda_2)$ – амплітуда завади.

Практично можливо, що канали на довжинах хвиль λ_1 та λ_2 матимуть однакові функції розподілу ймовірностей виникнення завад $p(\lambda) = p(\lambda_1) \approx p(\lambda_2)$, а

час виникнення імпульсної складової завади в обох каналах однаковий в часовому інтервалі t_i , тоді формула (2.14) прийме вигляд:

$$S(t, \lambda_1, \lambda_2) = A[a_1 \cdot A_m(t - \Delta T)] + A[a_2 \cdot A_m(t - 2\Delta T)] + N_3(t_i, \lambda), \quad (2.15)$$

де t_i – часовий інтервал імпульсу існування завади.

У випадку одночасного передавання сигналів на двох довжинах хвиль (рис. 2.4) за умови однакових значень параметрів a_j у відповідних часових інтервалах t_i ($a_1 = a_2 = a_i$, $t_1 = t_2 \rightarrow t_i$) вираз (2.15) спрощується:

$$S(t, \lambda_1, \lambda_2) = A[a \cdot (A_m(t - \Delta T) + A_m(t - 2\Delta T))] + N_3(t_i, \lambda), \quad (2.16)$$

де різниця між $A_m(t - \Delta T)$ та $A_m(t - 2\Delta T)$ проявляється через зсув фази $\Delta\varphi$ відносно сигналів на різних довжинах хвиль λ_1 та λ_2 .

Очевидно, що завади $N_3(t, \lambda_j)$ впливають на якість результуючого сигналу $S(t, \lambda_j)$, а зменшення їх величини дозволить підвищити надійність передавання сигналів у волоконно-оптичних мережах.

Пропонується двоухвильовий метод передавання інформації у волоконних телемедицинічних мережах, який базується на представленні цифрового логічного сигналу (лог. «1») оптичним імпульсом на двох довжинах хвиль $\lambda_1 = 1310 \text{ нм}$ та $\lambda_2 = 1550 \text{ нм}$ одночасно. Довжини хвиль обрані, виходячи із умов мінімальної дисперсії (уширення імпульсів) та мінімальних втрат кварцового скла (найпоширенішого матеріалу для волоконних світловодів оптичних кабелів зв'язку). Крім того, більшість компонентів волоконної та інтегральної оптики функціонують саме в цих діапазонах [6].

Формування єдиного оптичного імпульсу (лог. «1») сукупністю одразу двох оптичних сигналів (рис. 2.5) представимо узагальненою формою сигналу в частотній області [87]:

$$\begin{aligned} S(l, t, \lambda) &= \int_{\lambda_2 - \infty}^{\lambda_2} \int_{-\infty}^{\infty} I_0(k, \lambda) \exp \left[j \left[\omega_0 + \left(\frac{d\omega}{dk} \right)_0 t - l(k - k_0) \right] \right] dk d\lambda = \\ &= I_0(k, \lambda) \left[l - \left(\frac{d\omega}{dk} \right)_0 t \right] \exp(j(\omega_0 t - k_0 l)) \end{aligned} \quad (2.17)$$

Залежність (2.17) характеризує зміну в процесі передавання оптичного інформаційного імпульсу з груповою швидкістю $v_g = (d\omega/dk)_0$ у волоконній телемедичній мережі (при застосуванні доданків ряду Тейлора більш високих порядків враховується вплив інших спектральних складових ω_i ($i=1\dots n$)). Відповідний оптичний сигнал, сформований за методом двохвилевої передачі інформації у волоконній телемедичній мережі показаний на рис. 2.5.

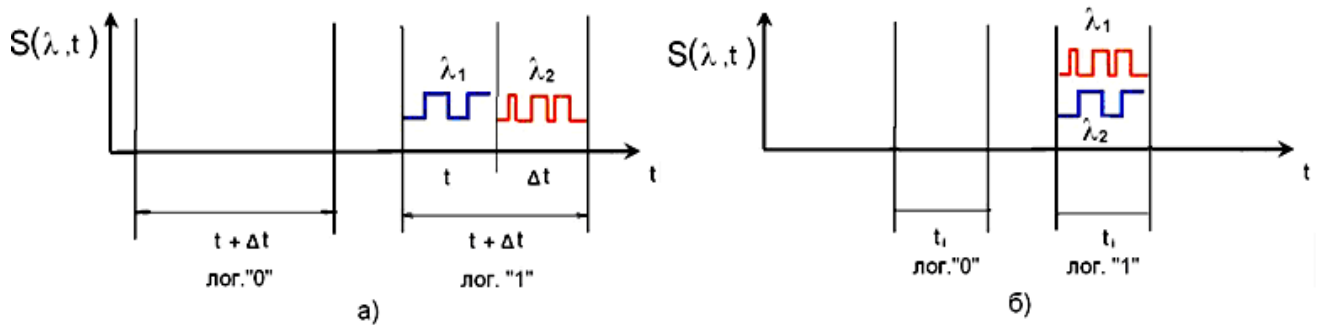


Рисунок 2.5 – Формування оптичних імпульсів одночасно на двох довжинах хвиль λ_1 та λ_2 : а) у різних часових вікнах $t_i + \Delta t$; б) у одному часовому вікні t_i

Для стандартної архітектури оптичної транспортної мережі «точка-точка» розроблено структуру волоконного телемедичного каналу із одночасним передаванням сигналів у двох спектральних каналах [6], яку наведено на рис. 2.6.

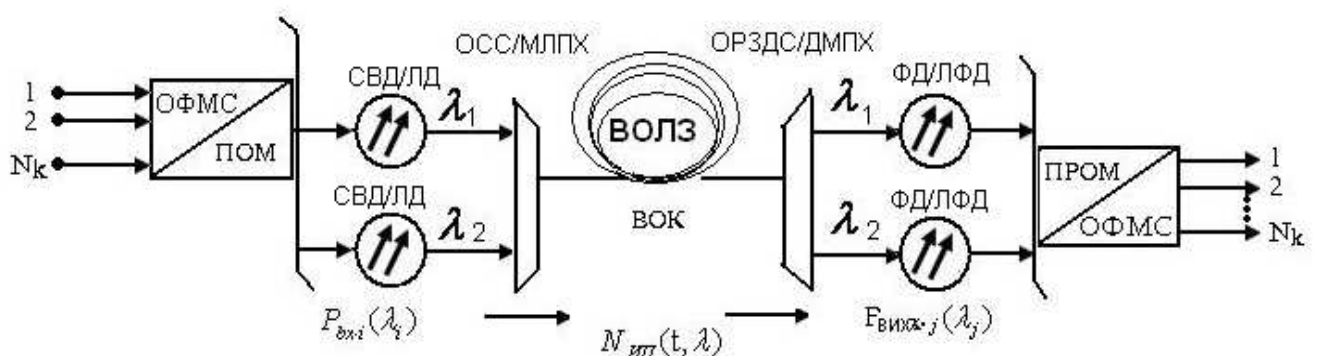


Рисунок 2.6 – Структура каналу двохвилевої телемедичної волоконної мережі:

ПОМ – передавальний оптичний модуль; ПРОМ – приймальний оптичний модуль; ВОК – волоконно-оптичний кабель; ОСС/МЛПХ – оптичний суматор/мультиплексор;

ОРЗДС/ДМПХ – оптичний розділювач/демультиплексор; СВД/ЛД – світлодіодне/лазерне джерело світла; ФД/ЛФД – фотодіод/лавинний фотодіод

На вході (рис. 2.6) у передавальному модулі електричні сигнали перетворюються на оптичні та спрямовуються у оптичне волокно. За допомогою оптичного суматора/мультиплексора (ОСС/МЛПХ) одночасно обидва оптичних сигнали із довжинами хвиль λ_1 та λ_2 вводяться у волоконно-оптичний кабель (ВОК). На виході такого каналу із ВОК за допомогою оптичного розділювача/демультиплексора (ОРЗДС/ДМПХ) оптичні сигнали виводяться на відповідний фотоприймач приймального модуля ПРОМ.

Спектральна надлишковість сигналу зменшує відношення амплітуди шуму відповідно (2.14) при розділеному детектуванні сигналів та підвищує стабільність відношення OSNR у каналі. Принцип розділеного детектування сигналів на основі диференційного приймача базується на виділенні двох спектральних сигналів із внесенням затримки. Теоретична оцінка підвищення OSNR призводить до зменшення BER до значень $BER \leq 10^{-14}$ за рахунок значного зменшення потужності джерел завад $N_z(\lambda, t)$.

Важливою умовою передавання сигналів у волоконних телемедицині мережах є детектування оптичних сигналів фотоприймачем із подальшим перетворенням їх у цифрову електронну форму. Оскільки у запропонованому методі сигнал у волокні при передаванні формується на основі сукупного оптичного імпульсу з окремими потужностями на кожній зі спектральних складових, необхідною умовою є зворотне диференціальне перетворення (на базі операцій послідовного диференціювання) із урахуванням відповідних початкових умов [58]. У загальному випадку така операція повинна базуватись на зворотному розділенні сигналів, диференційованих у часовій та у спектральній областях, тобто буде визначатись другою похідною вхідного сигналу із врахуванням втрат а у оптичному тракті мережі:

$$S_{out\lambda_1\lambda_2}(t, \omega) = S_{in\lambda_1\lambda_2}''(t, \omega). \quad (2.18)$$

Спектральні сигнали розділяються апаратно за допомогою оптичного розділювача (диференціатора) у дуплексній схемі на базі SFP-модулів, отже враховуючи операцію диференціювання проводимо за часовою складовою,

спрощуючи (2.18) до виду:

$$S_{out\lambda_i}(t) = S'_{in\lambda_i}(t). \quad (2.19)$$

Формула (2.19) є функцією формування кінцевого цифрового сигналу диференційним приймачем на виході оптичних модулів ВОЛЗ для схем волоконно-оптичних ліній на базі двох хвильової передачі інформації.

Окрему частину структури мережі двоххвильової передачі інформації – вузла диференційного приймача, що здійснює відтворення цифрового сигналу оптичної форми і в якому для одного каналу використовується один SFP-волоконно-оптичний модуль із різними оптичними трактами, які призначені для приймання окремих довжин хвиль λ_1 та λ_2 , показано на рис.2.7.

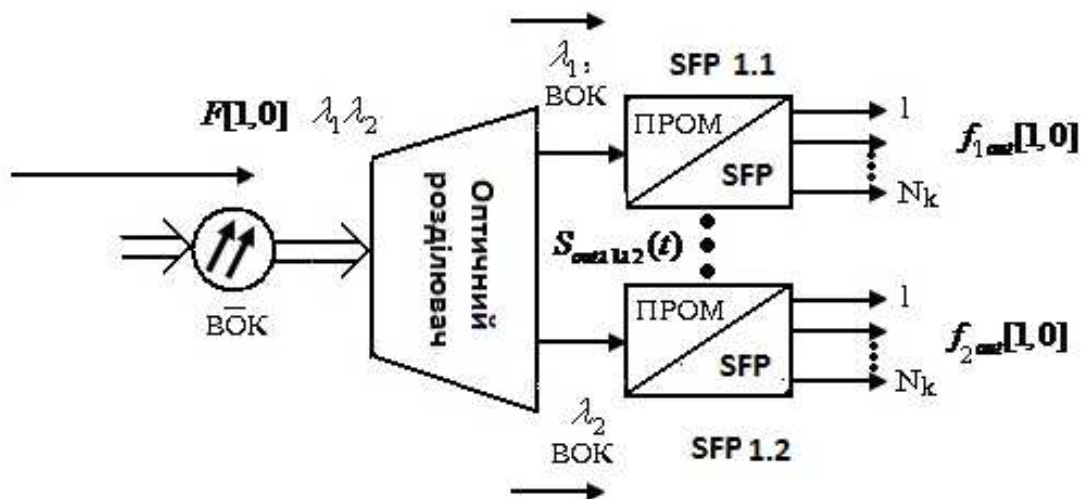


Рисунок 2.7 – Структура диференційного приймача - перетворювача логіко-часових сигналів в цифрові вихідні сигнали

Модельний спектр детектованого сигналу $S_{out\lambda_1\lambda_2}(t)$ при довільному детермінованому сигналі з оптичними потужностями для λ_1 та λ_2 показано на рис. 2.8.

Зворотнє диференційне перетворення оптичного сигналу на двох довжинах хвиль призводить до формування вихідних сигналів, які перетворюються в електронну форму і порівнюються схемою порівняння на базі сигнального процесора у приймальному пристрої. На виході цієї схеми формуються пакети інформаційних даних в цифровій формі. Це дозволяє збільшити завадозахищеність за рахунок більш чітко визначених значень.

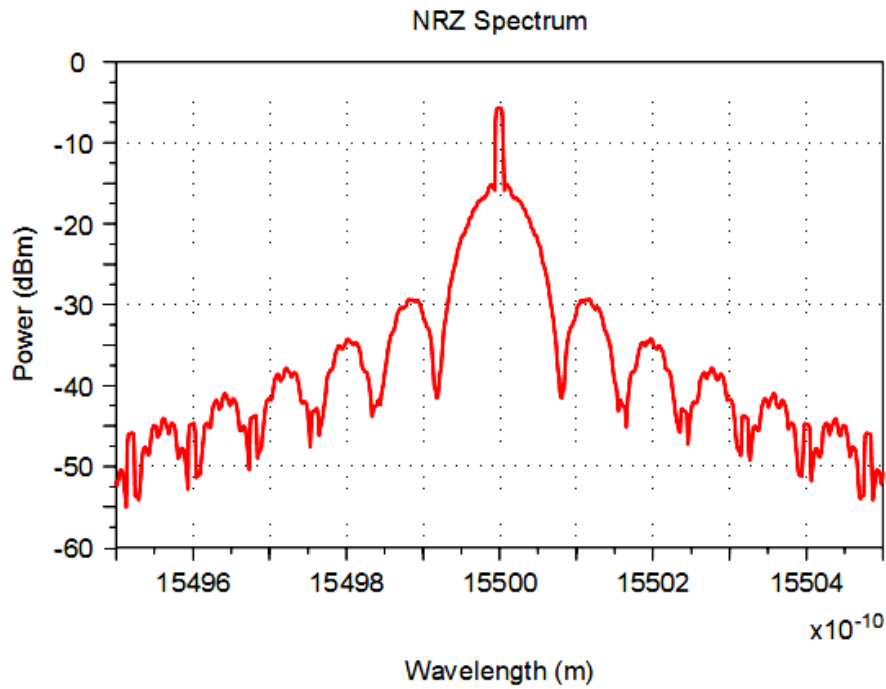


Рисунок 2.8 – Модель спектру виділеного сигналу оптичних потужностей $P_{in\lambda_1}(t), P_{in\lambda_2}(t)$ у О-вікні прозорості ($\lambda_0 = 1550\text{нм}$)

Відповідно для запропонованого методу двохвильового передавання, в якому сигнал передається одразу на довжинах хвиль $\lambda_1 = 1550\text{нм}$ та $\lambda_2 = 1310\text{нм}$, як максимальні втрати оптичної потужності, так і максимальна дальність передавання складатимуться з суми потужностей кожної із складових P_{λ_1} та P_{λ_2} . Причому оптичні втрати будуть визначатись окремо для кожної із спектральних складових хвиль як середньоарифметичне:

$$\alpha_{s\lambda_1\lambda_2} [dB] = \frac{-10 \left[\lg \frac{P_{out\lambda_1}}{P_{in\lambda_1}} + \lg \frac{P_{out\lambda_2}}{P_{in\lambda_2}} \right]}{2} = -5 \lg \left[\lg \frac{P_{out\lambda_1}}{P_{in\lambda_1}} + \lg \frac{P_{out\lambda_2}}{P_{in\lambda_2}} \right]$$

де $P_{in\lambda_1}, P_{in\lambda_2}$ та $P_{out\lambda_1}, P_{out\lambda_2}$ – відповідно вхідні та вихідні спектральні складові оптичної потужності на довжинах хвиль λ_1 та λ_2 .

Енергія оптичного імпульсу, що складається із суми потужностей $P_{in\lambda_1}, P_{in\lambda_2}$ на вході мережі для двохвильового методу передавання даних:

$$E(P_{\lambda_1}, P_{\lambda_2}, t) = \frac{k_F \cdot k_S}{T} \int_0^t (P_{\lambda_1}(t) + P_{\lambda_2}(t)) dt \quad (2.20)$$

де $P_{\lambda_1}(t), P_{\lambda_2}(t)$ – функції оптичної потужності сигналу на довжинах хвиль

λ_1 та λ_2 – потужності оптичного сигналу, T – період імпульсів, k_F , k_S – коефіцієнти форми та прогальності.

Формула (2.18) є справедливою за умови, що коефіцієнти k_F та k_S для обох оптичних імпульсів є однаковими. В іншому випадку вони множаться на відповідні значення потужностей, які стоять під знаком інтегрування. На рис. 2.9 зображено структуру двохвильової волоконної телемедичної мережі із оптичним суматором SUM та оптичним роздільником DIV. Селекція довжин хвиль здійснюється вузькосмуговими оптичними фільтрами, які пропускають лише робочу довжину хвилі λ_i .

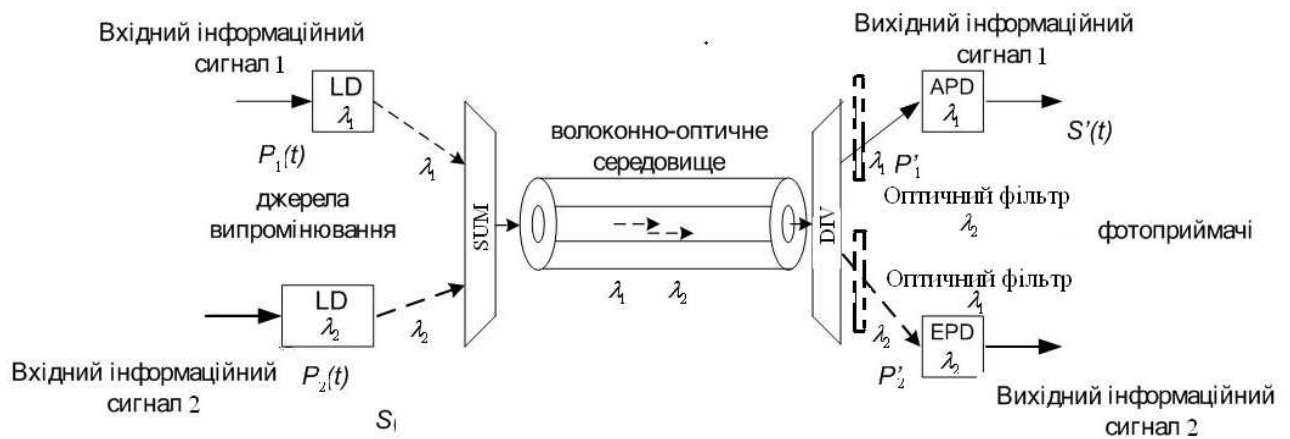


Рисунок 2.9 – Структура двохвильової волоконно-оптичної телемедичної мережі із сумуванням оптичних потужностей

Сума оптичних потужностей $P_{\lambda_1}(t) + P_{\lambda_2}(t)$ у структурі (рис. 2.9) визначає вихідну інтенсивність для волокна із радіусом серцевини r_{core} . Оскільки інтенсивність є відношенням потужності до ефективного площі серцевини P/S , для двохвильової передачі вона становитиме:

$$I_{\lambda_1\lambda_2} = \frac{1}{S_{core}} \sum_{i=1}^2 P_{\lambda_i}(t) = \frac{P_{\lambda_1}(t) + P_{\lambda_2}(t)}{\pi r_{core}^2}, \quad (2.21)$$

де P_{λ_i} – оптична потужність для λ_i ; r_{core} – радіус серцевини оптичного волокна; S_{core} – площа серцевини ОВ.

Параметр оптичної інтенсивності $I_{\lambda_1\lambda_2}$ важливий при аналізі нелінійних

явищ, які мають місце при передаванні інформаційних імпульсів волоконно-оптичними каналами інформаційних мереж. Величина нелінійних ефектів залежить від інтенсивності потоку випромінювання з урахуванням кожної із спектральних складових.

Застосування функції тривалості $F[1,0]$ для методу двохвильового передавання інформації із цифровим кодуванням сигналу у волоконних телемедицинських мережах дозволяє формувати сигнал в часових проміжках, який при передаванні мінімально залежатиме від впливу потужності завад $P_M(t_i)$.

Оскільки, як відомо [6], [48] максимальна потужність у каналах волоконних мереж обмежується границею виникнення нелінійних явищ $P < P_{NE}$, то використання підвищення потужності на двох окремих довжинах хвиль дозволить зменшити це обмеження для більшості нелінійних ефектів, підвищуючи відношення OSNR, яке в загальному випадку для одного оптичного каналу волоконної мережі визначається за формулою:

$$OSNR_{\text{вих}}(\lambda_i) = \frac{P_s(\lambda_i)}{P_n(\lambda_i)} = \frac{0,5 \left(p_{\text{ex},i}(\lambda_i) \cdot G(\lambda_i) \cdot \Delta f \cdot \eta \cdot p_{\text{nep}}(\lambda_{i/j})^{-1} \right)}{G(\lambda_{i/j}) \cdot p_{\text{ex},i}(\lambda_i) p_3(\lambda_i)}, \quad (2.22)$$

де $p_{\text{ex},i}(\lambda_i)$ – потужність оптичного сигналу з довжиною хвилі λ_i i -го каналу WDM-мультиплексора; $p_3(\lambda_i)$ – усереднена потужність завади; $G(\lambda_i)$ – коефіцієнт підсилення оптичного сигналу в системах мультиплексування по довжині хвилі; Δf – втрати оптичної потужності; η – коефіцієнт узгодження; $p_{\text{nep}}(\lambda_{i/j})$ – потужність перехідної завади з оптичного каналу із довжиною хвилі λ_i у канал із довжиною хвилі λ_j .

Остання визначається як [59]:

$$p_{\text{nep}}(\lambda_{i/j}) = \min \left[10 \lg \frac{p_{\text{ex}}(\lambda_i)}{P_{\text{вих}}(\lambda_j)} \right], \text{ де } j = \overline{1, N}, i = \overline{1, n}, i \neq j, \quad (2.23)$$

де $p_{\text{ex}}(\lambda_i)$ – оптична потужність сигналу із довжиною хвилі λ_i на вході оптичного мультиплексора; $P_{\text{вих}}(\lambda_i)$ – потужність сигналу із довжиною хвилі λ_i на виході оптичного каналу.

Як відзначається в [86] вираз (2.23) є якісною характеристикою ланки оптичних каналів в інформаційних мережах, які використовують WDM та DWDM технології ущільнення. Це справедливо також і для волоконних телемедицинських мереж, в яких передача здійснюється на двох довжинах хвилі.

Якщо для моделі двохвильового передавання припустити, що в системі є тільки дві довжини хвилі λ_1 та λ_2 , в момент інформаційного імпульсу лог. «1», які передаються умовно одночасно ($t(\lambda_1) \sim t(\lambda_2)$), перехідні завади є незначні (при виборі достатньо рознесених довжин хвиль ($\lambda_i \dots \lambda_{i+1}$ у частотній сітці WDM), а оптичні потужності їх є однаковими ($p(\lambda_1) \sim p(\lambda_2) \sim p_{cp.n\lambda_{1,2}}$) та однаково підсилюються, то вираз (2.19) можна перетворити із врахуванням (2.22):

$$OSNR(\lambda_1, \lambda_2) = \frac{0,5 \left([P_{ex.\lambda_1} + P_{ex.\lambda_2}] \cdot G(\lambda_i) \cdot \Delta f \cdot \eta \cdot 10 \lg^{P_{ex}(\lambda_i)/P_{ex}(\lambda_j)} \right)^{-1}}{G(\lambda_i) \cdot [P_{ex.\lambda_1} + P_{ex.\lambda_2}] \cdot p_s(\lambda_i)} =$$

$$\frac{P_{ex.\lambda_{1,2}} \cdot [10 \lg^{P_{ex.\lambda_1}/P_{ex.\lambda_2}}]^{-1}}{2 \cdot P_{ex.\lambda_{1,2}} \cdot P_{cp.\lambda_{1,2}}} = \frac{2 \cdot P_{z\lambda_{1,2}}}{10 \lg^{P_{ex.\lambda_1}/P_{ex.\lambda_2}}}, \quad (2.24)$$

$$\text{за умов } G(\lambda_i) \rightarrow G(\lambda_{i/j}); \Delta f \times \eta \rightarrow 1; P_{ex.\lambda_1} \approx P_{ex.\lambda_2}.$$

З отриманого аналітичного виразу видно, що OSNR такої системи на базі двохвильового кодування залежить більше від потужностей перехресних завад $p_{z\lambda_{1,2}}$ випромінювання на різних довжинах хвиль, ніж від самих вхідних потужностей $p(\lambda_1)$ і $p(\lambda_2)$ сигналів. Слід зазначити, що при використанні тільки однієї довжини хвилі коефіцієнт 2 зникає у чисельнику (2.24).

Графічні аналітичні залежності в результаті комп'ютерного моделювання передачі в різних режимах згідно (2.24), показані на рис. 2.10. Умовна потужність імпульсу «логічної 1» задавалась в діапазоні 0-20мВт.

Як видно з рис. 2.10 залежності, що відповідають режиму двохвильового кодування (λ_1 та λ_2) мають вищі значення OSNR по мірі збільшення потужності у порівнянні із режимом передавання на одній довжині хвилі λ_1 . Отже, стабільність передачі інформації у двохвильовому режимі є вищою порівняно із передачею на одній довжині хвилі при тому ж рівні сигналу.

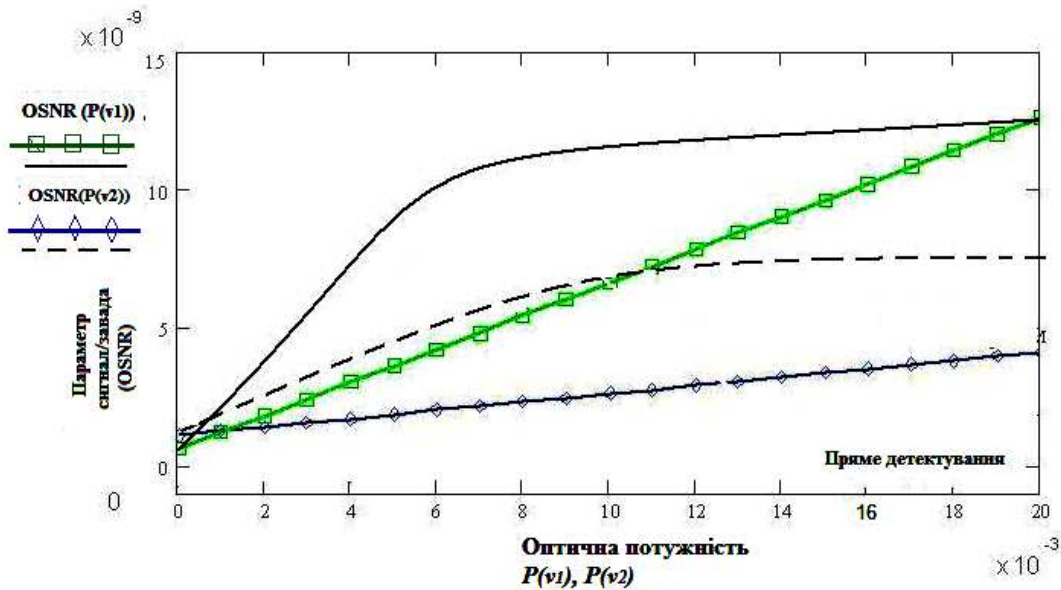


Рисунок 2.10 – Залежності параметру сигнал/шум: $OSNR(P(v1))$ – при передачі на довжини хвилі λ_1 , $OSNR(P(v2))$ – при передачі на двох довжинах хвиль одночасно

Для більш детального формулювання методу двохвильової передачі інформації та його показників необхідно розглянути основні фактори впливу на оптичний сигнал та обмеження при його поширенні у оптичному волокні. До числа останніх належать хроматична та поляризаційна модова дисперсія, а також фундаментальні механізми оптичних втрат у оптичних хвилеводах [8].

2.3 Модель процесу передавання інформації у волоконно-оптичному тракті телемедичної мережі

Удосконалення моделі передавання інформаційного імпульсу у оптичному тракті волоконної телемедичної мережі за методом двохвильового передавання із логіко-часовим кодуванням базується на аналізі амплітудних і часових характеристик сигналів з урахуванням параметрів впливу середовища. На поширення оптичного імпульсу, сформованого двома спектральними джерелами у волоконно-оптичному тракті телемедичної мережі впливають такі фактори:

- оптичні втрати у лінійному тракті;
- дисперсія τ_z та додаткові уширення сигналу Δt_z , які впливатимуть на кінцеву ширину вихідного імпульсу;
- ефекти взаємодії фронтів і піків амплітуд оптичних потужностей спектральних складових сигналів.

Механізми впливу дисперсії та оптичних втрат у волоконних мережах розглянуті в літературі [46] - [48], [59]. Причому, головним є те, що застосовуючи метод евристичного синтезу та дедукції із врахуванням фізичних принципів формування оптичних сигналів, дисперсія буде впливати на часові характеристики оптичного імпульсу, а втрати на амплітудні. Для цього необхідно розглянути ці складові детально.

Згідно [60], дисперсія у волоконно-оптичних лініях має три основні складові:

- міжмодова дисперсія τ_{mod} (різниця швидкостей поширення окремих мод в ОВ);
- поляризаційна τ_{pmd} (спрямовуючі властивості самого оптичного волокна);
- хроматична τ_{chr} (вплив властивості матеріалу ОВ та заломлення різних довжини хвиль λ_j під різними кутами).

Остання складова — хроматична дисперсія поділяється на матеріальну τ_{mat} та хвилеву τ_w складові дисперсії в ОВ [60]. Тобто сукупний вплив хроматичної дисперсії визначається як: $\tau_{chr} = \tau_{mat} + \tau_w$.

Результуюча дисперсія у світловодах волоконно-оптичних мереж визначається за формулою [92]:

$$\tau = \sqrt{\tau_{mod}^2 + \tau_{pmd}^2 + \tau_{chr}^2} = \sqrt{\tau_{mod}^2 + \tau_{pmd}^2 + (\tau_{mat} + \tau_w)^2}, \quad (2.25)$$

де τ_{mod} — міжмодова дисперсія, τ_{chr} — хроматична дисперсія (включає матеріальну τ_{mat} та хвилеводну τ_w), τ_{pmd} - поляризаційна модова дисперсія.

Смуга пропускання каналу телемедичної мережі, що обмежується

результуючою дисперсією волокна, визначається за формулою [60]:

$$\Delta F = 0,44/\tau . \quad (2.26)$$

Вона визначає гранично допустимі можливості символної швидкості передачі інформації [Мбіт/с] у оптичному світловоді.

При двохвильовому передаванні найбільш характерними складовими у (2.26) є міжмодова та хроматична дисперсії, які виникають при різних групових швидкостях розповсюдження мод і розкиду довжин хвиль у спектральному діапазоні. Міжмодова складова дисперсії проявляється переважно у багатомодовому волокні (у одномодових – відсутня), хроматична складова має місце у всіх типах волокон. Однак для методу двохвильового передавання із модуляцією модового складу обидві складові дисперсії будуть проявлятися у одномодових волокнах. Порядок розрахунку міжмодової дисперсії в залежності від параметрів довжини хвилі λ та кількості мод N , а також профілю показника заломлення у різних волокнах наведений у [8].

Для перспективних типів оптичного волокна зі зміщеною дисперсією, яке використовується у сучасних системах оптичної передачі застосовують емпіричну формула оцінки часових затримок при питомій хроматичній дисперсії $D(\lambda)$ [59], [60]:

$$\begin{aligned} \tau_{chr}(\lambda) &= A + B \times \lambda^2 + C \times \lambda^2 \ln \lambda; \quad \tau_{chr}(\lambda) = D(\lambda) \times \Delta \lambda; \\ D(\lambda) &= \partial \tau / \partial \lambda = B + C + C \ln \lambda = \lambda_0 S_0 \ln(\lambda / \lambda_0), \end{aligned} \quad (2.27)$$

де $S_0 = C/\lambda_0$, λ – робоча довжина хвилі, λ_0 – довжина хвилі нульової дисперсії, S_0 – нахил нульової дисперсії; $\Delta \lambda$ – ширина спектра випромінювання джерела.

Для мінімізації хроматичної дисперсії у традиційних оптичних системах передачі використовують лазерні джерела випромінювання із високою монохроматичністю, для запропонованого методу із використанням декількох довжин хвиль λ_1 і λ_2 та значним модовим складом ($N \gg 2$) шляхом мінімізації є використання довжин хвиль, наближених до довжини хвилі нульової дисперсії у поєднанні із волокном NZDSF (волокном із ненульовою зміщеною

дисперсією).

Оптичні втрати у волоконних каналах оптичних транспортних та телемедицинських мереж складаються із таких складових [60]:

- втрати на поглинання α_{abs} ;
- втрати на розсіювання α_{sct} ;
- кабельні втрати α_{rad} .

Отже, величина оптичних втрат у оптичному тракті телемедицинської мережі визначається за формулою [60]:

$$\alpha = \alpha_{abs} + \alpha_{sct} + \alpha_{rad} = \alpha_{int} + \alpha_{rad} \quad [\text{дБ}] \quad (2.28)$$

Складові кабельних втрат α_{rad} у формулі (2.28) зумовлені механічними та геометричними деформаціями оптичного волокна, а також різного роду вигинами, в результаті інсталяції волоконно-оптичних ліній та утворених додаткових механічних навантажень у волокнах. В середньому величина кабельних втрат лежить у межах 0,15–0,35 дБ/км для кварцових одномодових волокон. В системах ВОЛ величина кабельних втрат враховується не більше 20 % ($0,2\alpha$) від повних оптичних втрат [90].

Оптичні втрати (загасання) a [дБ] у волоконній телемедицинській мережі для обраних $\lambda_1=1550\text{нм}$ та $\lambda_2=1310\text{ нм}$ повинні бути мінімальними. Для конкретної марки волокна і оптичного кабелю втрати у тракті передачі визначаються виходячи з вхідної P_{in} та вихідної P_{out} оптичних потужностей [59]:

$$a[\text{дБ}] = -10 \lg \frac{P_{out}}{P_{in}} = -10 \lg D, \quad (2.29)$$

де D — коефіцієнт загасання $D = P_{out}/P_{in}$.

У сучасних одномодових оптичних волокнах величина загасання становить 0,1–0,15 дБ/км для кварцових (SiO_2) [59] та 0,3–2,5 дБ/км – для полімерних (POF) [59], [86] волокон та 0,05–0,1 дБ/км для волокон на основі кварцу [60].

Виходячи із максимального показника оптичних втрат a_{max} визначається гранична дальність L_{max} виходячи із умов втрат визначеного

відсотка оптичної потужності на одиницю довжини dL. Граничну дальність передачі із допустимими оптичними втратами a_{max} , які припадають на відстань L_{max} , визначаємо у вигляді:

$$L_{max} = -\frac{10}{a_{max}} \lg \frac{P_{out}}{P_{in}} = -\frac{10}{a_{max}} D, \text{ [км]} \quad (2.30)$$

Відповідно для методу двохвильового кодування, в якому сигнал передається одразу на двох довжинах хвиль $\lambda_1=1550$ нм та $\lambda_2=1310$ нм, як максимальні втрати оптичної потужності, так і максимальна дальність передавання складатимуться із суми потужностей кожної із довжин хвиль P_{λ_1} та P_{λ_2} . Оптичні втрати визначаються окремо для кожної спектральної складової як середньоарифметичне втрат:

$$a_{S\lambda_1\lambda_2}[dB] = \frac{-10 \left[\lg \frac{P_{out\lambda_1}}{P_{in\lambda_1}} + \lg \frac{P_{out\lambda_2}}{P_{in\lambda_2}} \right]}{2} = -5 \lg \left[\lg \frac{P_{out\lambda_1}}{P_{in\lambda_1}} + \lg \frac{P_{out\lambda_2}}{P_{in\lambda_2}} \right], \quad (2.31)$$

де $P_{in\lambda_1}$, $P_{in\lambda_2}$ – вхідні та $P_{out\lambda_1}$, $P_{out\lambda_2}$ – оптичні потужності на довжинах хвиль λ_1 та λ_2 .

Для окремого спектрального каналу мережі із довжиною хвилі λ_i загальний вираз сигналу [48[, [58]:

$$S(t, \lambda_i) = A[a_j \cdot A_m(t - j\Delta T)] + N_{IP}(t, \lambda_i), \quad (2.32)$$

Аналітичний вираз моделі сигналу волоконної телемедичної мережі, що функціонує згідно запропонованого двохвильового методу передавання:

$$\begin{aligned} S_{in}(t, \lambda_i) &= A[a_j \cdot A_m \sin(\omega t_i - j\Delta T)] = A[a_j \cdot A_m \sin(2\pi\nu t_i - j\Delta T)]; \\ S_{out}(t, \lambda_i) &= D(\lambda_i) \cdot S_{in}(t, \lambda_i) = A[a_j \cdot a_{kT} \cdot D(\lambda_i) \cdot a_d \cdot A_m \sin(\omega t_i - j\{\Delta T + \tau + \Delta t_{zi}\})] + N_{IMP}(t, \lambda_i), \end{aligned} \quad (2.33)$$

де λ_i – довжина хвилі, a_j – коефіцієнт сигналу (0 при передаванні логічного «0» та 1 при передаванні логічної «1»), A_m – амплітуда оптичного

сигналу, ω – циклічна частота, ν – частота, t_i – тривалість імпульсу, j – комплексна змінна, ΔT – період імпульсу, $D(\lambda_i)$ – спектральний коефіцієнт загасання;

a_d – коефіцієнт оптичних втрат (для чисельних розрахунків $a_d = D$); a_{KT} – коефіцієнт впливу температури; τ – дисперсія волокна, Δt_{zi} – додатковий часовий зсув імпульсу, зумовлений розбіжностями спектральних складових та нелінійностями, $N_{IMPT}(t, \lambda)$ – адитивні завади.

Аналогічно (2.33) залежність завад $N_{IMPT}(t, \lambda_i)$ з урахуванням дисперсійних характеристик і оптичних втрат:

$$N(\lambda, i_n, t) = \frac{D(\lambda_i) \cdot a_d}{\sigma_n(t+) \sqrt{2\pi}} \cdot \exp\left[-\frac{i_n^2}{2\sigma_n^2(t)}\right], \quad (2.34)$$

де i_n і $\sigma_n(t)$ – миттєві та середньоквадратичні значення сумарного струму завади в момент часу t на вході порогового фотоприймального пристрою.

Отже, повна модель сигналу матиме вигляд:

$$\begin{aligned} S_{out}(t, \lambda_i) &= D(\lambda_i) \cdot S_{in}(t, \lambda_i) = \\ &= A[a_j \cdot D(\lambda_i) \cdot a_d \cdot a_{KT} \cdot A_m \sin(\omega t_i - j\{\Delta T + \tau + \Delta t_{zi}\})] + \frac{D(\lambda_i) \cdot a_d}{\sigma_n(t+) \sqrt{2\pi}} \cdot \exp\left[-\frac{i_n^2}{2\sigma_n^2(t)}\right] \end{aligned} \quad (2.35)$$

При двохвильовій передачі інформації узагальнений сигнал $S(t, \lambda_1, \lambda_2)$ є логічною суперпозицією амплітуд окремих спектральних складових $A_{m\lambda_1}$ та $A_{m\lambda_2}$, для яких забезпечується стабільна передача імпульсів. Логічна суперпозиція сигналів амплітуд може бути подана однією із базових булевих функцій, які наведено у таблиці 2.1 [8], [91].

Аналіз таблиці 2.1 свідчить, що найвищу стабільність при втраті одного (будь-якого біта) на довжинах хвиль λ_1 та λ_2 має операція логічна операція «АБО» — OR при усіх комбінаціях, окрім першої (всі логічні біти дорівнюють 0, а на виході присутній сигнал «лог 1»).

Таблиця 2.1

Базові логічні операції із двома операндами та їх таблиці істинності і відповідно вихідної функції для формування двохвильового сигналу [8], [91]

Логічне «І» (AND: &)

λ_1 (біт 1)	λ_2 (біт 2)	Сумарний сигнал λ_1 (біт 1) & λ_2 (біт 2)
0	0	0
0	1	0
1	0	0
1	1	1

Логічне «АБО» (OR: V |)

λ_1 (біт 1)	λ_2 (біт 2)	Сумарний сигнал λ_1 (біт 1) λ_2 (біт 2)
0	0	0
0	1	1
1	0	1
1	1	1

Логічне «виключаючи АБО» (XOR: ^~)

λ_1 (біт 1)	λ_2 (біт 2)	Сумарний сигнал λ_1 (біт 1) ^ λ_2 (біт 2)
0	0	0
0	1	1
1	0	1
1	1	0

Результуючий вихідний сигнал амплітуди при здійсненні двохвильової цифрової передачі даних складається із суперпозиції амплітуд кожного із спектральних сигналів:

$$A_m = [D(\lambda_1) \cdot A_{m\lambda_1}] \cup [D(\lambda_2) \cdot A_{m\lambda_2}] \quad (2.36)$$

Таблиця істинності такої логічної суперпозиції амплітуд визначається

результатом операції лог. АБО (табл. 2.1, 2-га колонка). При будь-яких комбінаціях, окрім обох нульових сигналів на виході буде завжди «лог. 1», що підвищує загальну стійкість до втрат такого сигналу. В такому випадку, кінцева модель двохвильової передачі сигналів у оптичному тракті волоконної телемедицинської мережі може бути записана із врахуванням (2.35) та (2.36):

$$S_{out}(t, \lambda_i) = A \left(a_j \cdot a_d \cdot a_{kT} \cdot [D(\lambda_1) \cdot A_{m\lambda_1}] \cup [D(\lambda_2) \cdot A_{m\lambda_2}] \cdot \sin(\omega t_i - j \{ \Delta T + \tau + \Delta t_{zj} \}) \right) + \frac{D(\lambda_i) \cdot a_d}{\sigma_n(t+) \sqrt{2\pi}} \cdot \exp \left[-\frac{i_n^2}{2\sigma_n^2(t)} \right]. \quad (2.37)$$

На практиці важливо утримувати оптичну потужність у допустимих межах лінійності оптичного волокна. Так, для одномодових волокон NZDSF типу EIA значення оптичної потужності знаходяться на рівні 1-10 мВт при дальності до 70км (стандарт передачі 1000Base-X) [93].

В результаті моделювання за формулами (2.9)-(2.11) в середовищі MathCAD було отримано оціночні залежності значень адитивних завад при різних значеннях миттєвих потужностей завади для методу двохвильового передавання у волоконних телемедицинських мережах (рис. 2.11).

Інша ситуація спостерігається у випадку, коли показники відношення потужностей суттєво різні (рис. 2.19). Тут існують області невизначень складової завади $N(\lambda, p_{nj}, t)$, і залежність (2.34) має обмеження. У цих областях ефективного рішення значення величини завади по формулі (2.34) відсутнє.

На рис. 2.12 представлені результати моделювання джерела шуму при рішенні рівняння для фіксованого значення індексу $j=4$.

Різні криві відповідають різним значенням показника j та параметрам BER. У даному випадку в розглянутій структурній моделі каналу волоконної телемедицинської мережі (рис. 2.11) відбувається поширення двох хвиль для всіх розглянутих значень параметрів $N(\lambda, p_{nj}, t)$.

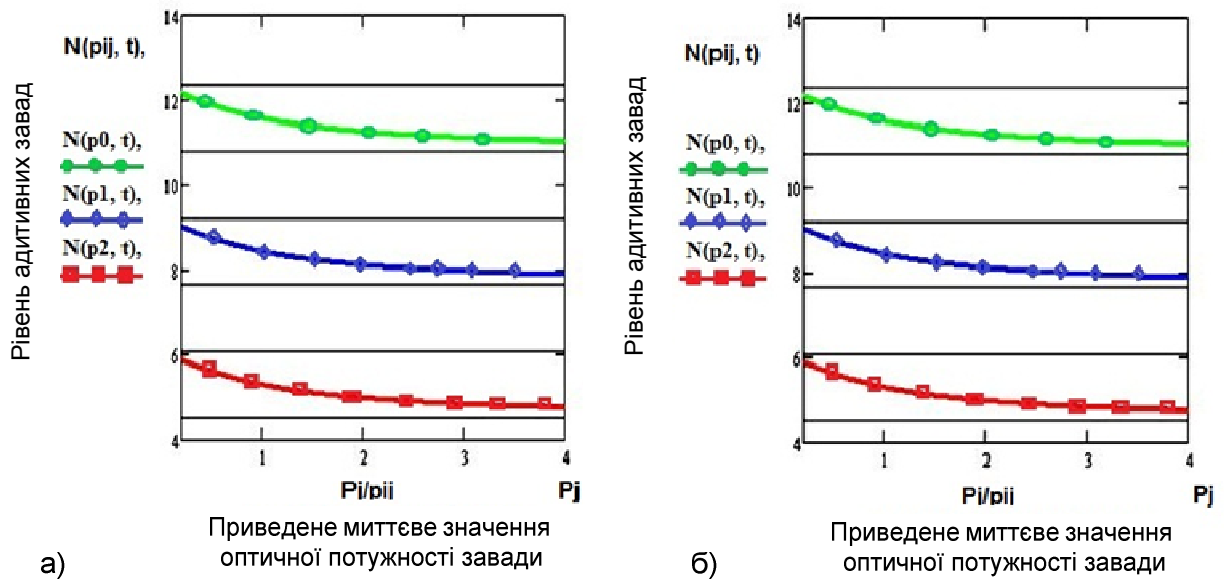


Рисунок 2.11 – Оціночні залежності адитивних завад $N(\lambda, p_{nj}, t)$ для методу двоххвильового передавання даних у волоконних телемедицих мережах:

а) при $BER=10^{-3}$; б) при $BER=10^{-7}$

Нелінійні явища зумовлюють спотворення оптичного сигналу та підвищення коефіцієнту виникнення помилок, або взагалі унеможливають передачі імпульсів у мережі. Для їх усунення і пропонується використання декількох довжин хвиль із власними оптичними потужностями для передачі одного оптичного імпульсу.

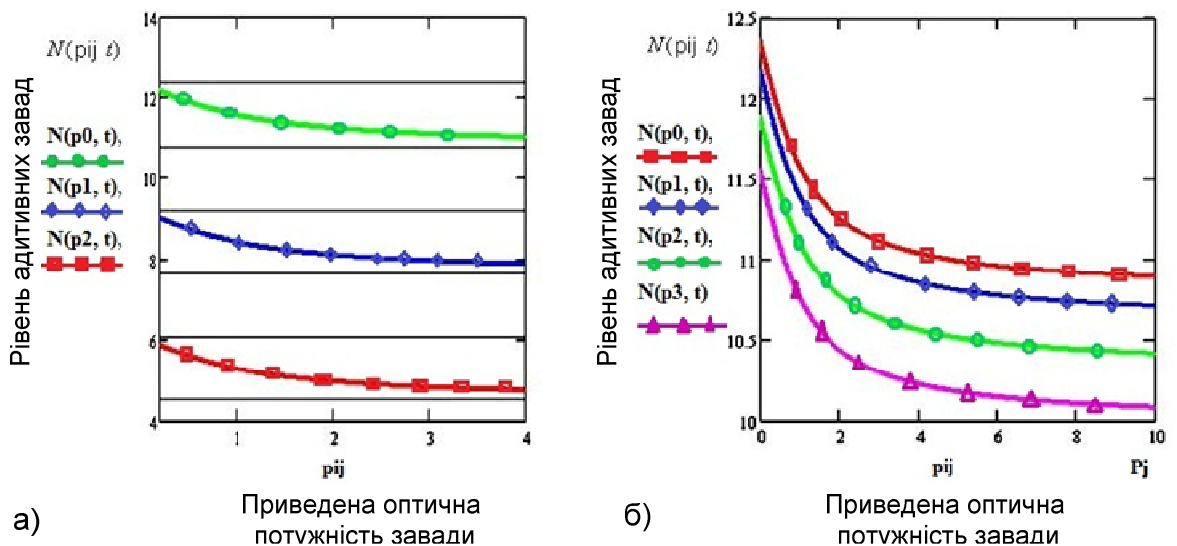


Рисунок 2.12 – Залежності характеристик адитивних складових завад $N(\lambda, p_{nj}, t)$ у ВОЛЗ при фіксованого значення індексу $j=4$: а) при $BER=10^{-3}$; б) при $BER=10^{-7}$

Обмеження смуги пропускання волокна та загальної величини дисперсії у каналі зменшує результуючу швидкість передачі інформації у телемедичній мережі, яка згідно із критеріями Шеннона-Найквіста для оптичного каналу зв'язку становить [48]:

$$Bit\ rate = k_z \frac{0,44}{\tau_z} \log_2 [2 + OSNR], \quad [bit / сек] \quad (2.38)$$

де τ_z - загальна дисперсія каналу передачі, *Bit rate* – максимальна швидкість передачі, k_z – коефіцієнт передачі сигналу, OSNR – оптичне відношення сигнал-шум.

Для визначення мінімально допустимого рівня OSNR виконуємо обернену задачу, встановивши його мінімальний рівень для цифровій передачі сигналу при заданих параметрах швидкості та дисперсії:

$$OSNR_{min} = \exp\left(\frac{Bit\ rate \times \tau_z}{0,44 \times k_z}\right) - 2. \quad (2.39)$$

Для того щоб в процесі передачі сигналу зберігалась його форма, а величина амплітуди зазнавала найменших спотворень необхідно зберігати співвідношення сигнал/шум у (2.39) встановлених допустимих межах $OSNR \leq OSNR_{min}$. При цьому мінімально допустиме значення сигнал/шум визначається з граничних умов максимальної швидкості передавання даних із врахуванням зменшення смуги пропускання.

Для зменшення дисперсії та відповідно збільшення швидкості передавання у (2.38) окрім заходів підтримання величини сигнал/шум обирають одномодове оптичне волокно, в якому відсутня модова дисперсія.

Висновки до 2 розділу

1. Отримана в результаті моделювання модель враховує ключові параметри волоконно-оптичного середовища – оптичні втрати і дисперсію сигналу, що дозволяє їх компенсувати і сформувати сигнал, який спроможний пройти

максимальну відстань при мінімальних часових спотвореннях і втратах, які залежать від конкретного типу оптоволокна.

2. Розроблення методу модової модуляції медичними сигналами забезпечило передачу по волоконно-оптичних каналах оптичного сигналу «лог.1» в багатомодовому і «лог.0» в одномодовому режимах, що було досягнуто зміною довжини хвилі DBF –джерела випромінювання поблизу нормованої частоти оптоволокна і забезпечило стабільну передачу оптичних сигналів при менших рівнях адитивних та імпульсних завад, які залежать від рівня оптичної потужності.

3. Розмежування потужності оптичного імпульсу за спектральною складовою підтвердило необхідність компенсації завад в ВОКЗ сучасних інформаційних мереж та уникнення в них нелінійних явищ.

4. Подальший розвиток методу двохвилевої передачі медичних даних у волоконно-оптичних каналах телемедичних мереж створив умови для передачі оптичного інформаційного імпульсу одночасно на двох довжинах хвиль λ_1 і λ_2 в одному часовому вікні, що зменшило вплив завад, підвищило показник сигнал/шум і загальну стабільність передачі телемедичної інформації.

Результати досліджень цього розділу наведено в таких публікаціях: [1], [6], [7], [8], [13].

РОЗДІЛ 3

ПРОЕКТУВАННЯ ВОЛОКОННО-ОПТИЧНОЇ ТЕЛЕМЕДИЧНОЇ МЕРЕЖІ ДЛЯ ОБМІНУ ВІДЕОЗОБРАЖЕННЯМИ

3.1 Методологія побудови волоконно-оптичної телемедичної мережі для обміну медичними зображеннями

Одним з головних соціальних зобов'язань сучасних демократичних держав є завдання збереження здоров'я громадян країни, як найвищої суспільної і індивідуальної цінності. Вирішення цього завдання забезпечується наявністю розгалуженої системи медичних установ, як спеціалізованих, так і змішаного типу, що покривають практично всю територію держави і забезпечують доступ до лікувально-профілактичних ресурсів системи охорони здоров'я не тільки населенню міст і селищ міського типу, але і жителям сільських поселень, в т.ч. малих і віддалених від регіональних і районних центрів [92].

Традиційно система надання медичної допомоги населенню передбачає надання лікувальних послуг тільки в разі виникнення захворювання і безпосереднього звернення пацієнтів до лікаря. Подібний підхід передбачає наявність мережі лікувально-профілактичних установ (ЛПУ), де висококваліфікований медичний персонал здійснює первинний і поглиблений огляд хворих, забезпечує виконання аналітико-діагностичних процедур, визначає схеми лікування пацієнтів і де є медичне і лікарське оснащення, необхідне для діагностики і лікування хворих. Однак останнім часом у Україні намітилася тенденція, згідно з якою, проводиться скорочення числа районних лікувальних установ і приєднання їх до більш великих медичних установ, відносно рівномірно розподілених по всій території країни або організованих за принципом медичного зонування [92], з одночасним розвитком міжмуніципального обслуговування і способів логістики пацієнтів від місць проживання (в т.ч. з віддалених населених пунктів) до місць надання медичної

допомоги.

Подібне управлінське рішення, яке виправдане, на перший погляд, з позиції оптимізації фінансово-економічних витрат на підтримання функціонування закладів охорони здоров'я в «глибинці» депресивних регіонів, з іншого боку приводить в кінцевому підсумку до погіршення ефективності і своєчасності надання медичних послуг жителям малих і видалених населених пунктів. Причинами такого ефекту від оптимізації мережі лікувальних установ у регіональній «глибинці» є наступні фактори [92]:

По-перше, останнім часом в сільській місцевості ряду областей України має місце поступове зростання питомої ваги осіб старших вікових груп, що призводить до зростання навантаження на медицину в зв'язку зі збільшенням серед сільського населення хронічних захворювань [92].

По-друге, своєчасність надання лікарської допомоги пацієнтам, які проживають в населених пунктах, істотно віддалених від місць розташування міжрайонних (зональних, опорних) ЛПУ, залишає бажати кращого в силу наявності досить великих витрат часу доставки засобів медичної допомоги до пацієнтів або прибуття останніх від місць проживання до місць лікування (місцях розташування зональних або опорних ЛПУ) [92].

По-третє, має місце зниження реальних доходів жителів сіл в силу посилення безробіття, спаду виробництва, зниження рівня оплати праці зайнятого сільського населення, викликаних збільшенням інфляції та погіршенням економічної обстановки, що в кінцевому підсумку суттєво знижує рівень доступності медичної допомоги при зверненні хворих віддалених поселень, зокрема, через наявність фінансово-економічних труднощів у жителів при оплаті проїзду до місць розташування міжрайонних (зональних, опорних) ЛПУ.

Одним з ефективних методів вирішення проблем є впровадження в практику лікарського нагляду і надання медичної допомоги жителям малих і віддалених населених пунктів методології «hospital-at-home» («госпіталь-на-дому») [94], заснованої на технологіях «sensor-on-a-chip» («датчик-на-

кристалі») [94] і «laboratory-on-a-chip» («лабораторії-на-кристалі») [95] і відкритих телекомунікаційних системах зв'язку. Дана методологія передбачає використання коштів постійного моніторингу функціонального стану пацієнтів та надання оперативної лікувальної допомоги хворим незалежно від їх місця розташування. Це дозволяє змістити завдання охорони здоров'я жителів малонаселених і віддалених поселень з площини високотехнологічних методів лікування в сферу первинної профілактики та діагностики [96]. Пріоритетним напрямком такого підходу до охорони здоров'я населення регіональної «глибинки» стає персоналізація медицини, максимальне наближення лікувального процесу до пацієнта за місцем його проживання, залучення хворого до процесу контролю стану свого здоров'я на підставі принципу партисипативності [97], [98].

Реалізація методології «hospital-at-home» в умовах широкої оптимізації мережі лікувальних установ в «глибинці» передбачає використання сучасних інформаційних технологій, мобільних програмно-апаратних вимірювальних комплексів медичного призначення типу «sensor-on-a-chip» і «laboratory-on-a-chip», що забезпечують як автономний, так і дистанційний персональний моніторинг здоров'я населення, а також різноманітних телекомунікаційних систем зв'язку від простих, морально застарілих, але, тим не менш, успішно функціонуючих телефонних і радіорелейних мереж, до сучасних систем передачі даних, включаючи регіональні обчислювальні мережі, мобільні (стільникові) і супутникові системи зв'язку [92].

Для сучасної медицини характерним є перехід до медичних інформаційних технологій, як в діагностиці, так і в лікуванні та реабілітації. Їх впровадження покращує загальну картину справ, сприяє розвитку персоналізованої медицини, телемедицини та електронної охорони здоров'я. Як правило, розроблені телемедичні системи і мережі, які працюють в режимі реального часу представляють собою складні комплексні рішення, що забезпечують виконання високих вимог: до інформаційної компоненти в частині організації великих баз даних; до обчислювальної, яка реалізує

процедури оброблення даних, логічного виводу і прийняття рішення; до телекомунікаційної, як сукупності технічних рішень і стандартів, що визначають архітектуру мережі і врешті до медичної, яка забезпечує високоякісну індивідуальну діагностику, лікування і відновлення організму людини [99], [100], [101], [102], [103], [104].

При розробленні волоконно-оптичної телемедичної мережі для обміну телемедичними зображеннями, було враховано, за аналогією з [63], що при її функціонуванні у комплексі з PACS-системами і локальними інформаційними мережами в режимі оброблення растрових променевих зображень передбачено два рівні ієрархії [117], [118].

1. Оброблення запиту лікаря в реальному часі, що передбачає ідентифікацію стану пацієнта за результатами співставлення показників його стану з інформацією з бази даних.

2. Структуризація і каталогізація даних для постійного систематизованого поповнення бази даних інформацією та уточнення параметрів моделей в базі знань.

Водночас, на кожному із зазначених рівнів повинні підтримуватися відповідні атрибути якості [119]: доступність, продуктивність, надійність, гнучкість, досягненість при таких вимогах до концепції:

- Обмін даними в локальній мобільній мережі і забезпечення зв'язку до 100 учасників без доступу до Інтернету;
- Віддалений обмін спецповідомленнями незалежно від часу і місцезнаходження користувача;
- Наявність мобільного сервера.

Кінцевий результат методології полягає в створенні структури республіканської волоконно-оптичної мережі для обміну медичними зображеннями в стандарті DICOM 3.0 з різних типів медичного обладнання для променевої діагностики і телемедичними центрами для мінімізації часу попереднього оброблення зображень і втрат його якості [120].

Предметом дисертаційного дослідження є тривірнева структура (село,

район, обласний центр) волоконно-оптичної мережі для обміну медичними відео зображеннями в стандарті DICOM 3.0, а точніше, її технічна та інформаційна інфраструктури. Технічна інфраструктура представляє собою апаратно-програмне забезпечення VOTM, за допомогою якого відбувається доступ до інформаційних ресурсів всіх суб'єктів VOTM [121]. Інформаційна інфраструктура представляє собою сукупність джерел отримання інформації і засобів її оброблення, систем стандартизації форм представлення і передачі інформації, форм і методів надання інформаційних послуг [122], [121].

Водночас *предметом дослідження методології* є канал зв'язку; процедури отримання і формування візуальної діагностичної інформації з різних типів обладнання для променевої діагностики: магніто-резонансного томографа, спірального комп'ютерного томографа, рентгенівських апаратів, ангиографів та апаратів для ультразвукової діагностики; технологій і систем передачі даних медичних досліджень – ADSL, HDSL, волоконно-оптичних каналів зв'язку, стандартів зображень і технологій формування файлів даних з діагностичною інформацією.

На рис. 3.1 представлено методологічну модель взаємодії суб'єктів телемедичного консультативного процесу, представлену трьома активними рівнями функціонування: на рівні села або селища міського типу, району та обласного центру, який взаємодіє безпосередньо з Республіканським центром.

На найнижчому рівні методологія передбачає наявність фельдшерсько-амбулаторних пунктів (ФАП) або сімейних лікарів, які здійснюють моніторинг, збір, попередній аналіз, накопичення та оброблення даних, що характеризують як загальний стан здоров'я, так і індивідуальний рівень здоров'я кожного жителя. Об'єднуючим елементом 1-го рівня є локальні центри, або сховище даних нижнього рівня. Районний – 2-рівень складається із зональних медичних центрів, розташованих, як правило, на площах районної лікарні або іншого досить потужного закладу охорони здоров'я (ЗОЗ). Загальні медичні центри (ЗМЦ) за аналогією з [92], забезпечують накопичення і зберігання медичних даних від локальних центрів 1-го рівня, їх оперативне оброблення, підключення

через «хмарку» відповідної зони до АРМ лікарів в зональних ЗОЗ, а про необхідності, через регіональну ВОТМ, до медичних центрів 3-го рівня [92].

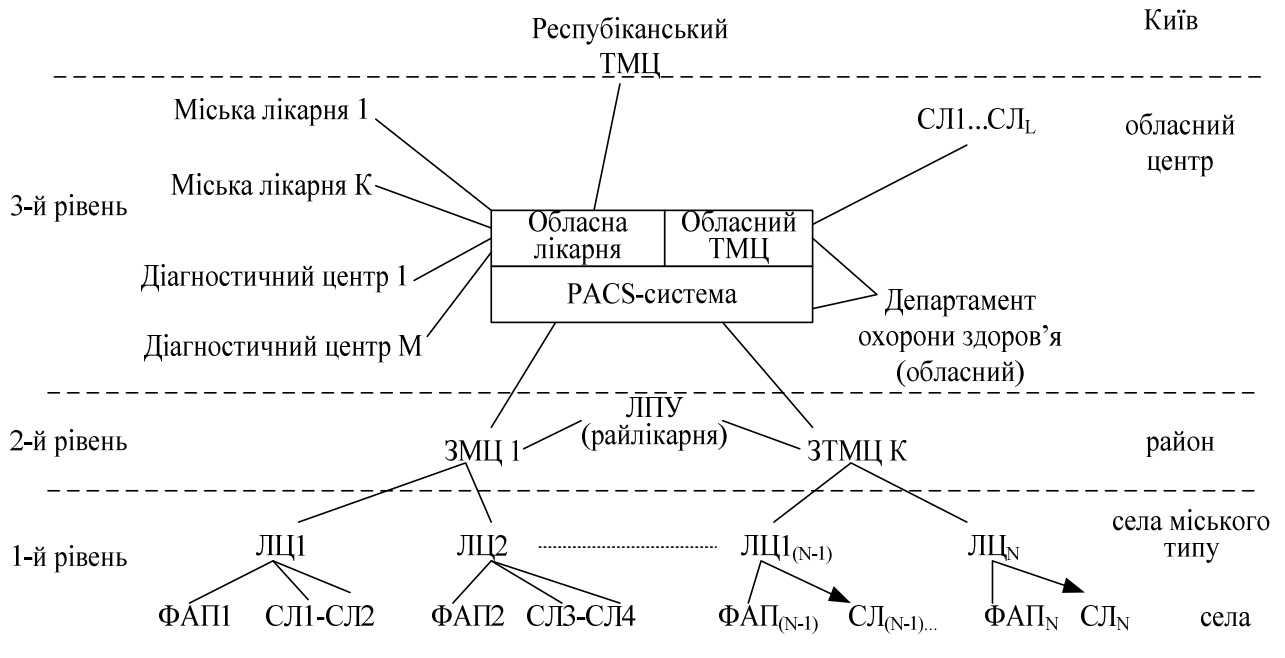


Рисунок 3.1 – Методологічна модель взаємодії суб'єктів телемедичного консультативного процесу

Включення до складу локальних центрів відповідного комплексу медичної діагностичної апаратури разом із більш функціонально-потужною апаратурою, якою оснащений сімейний лікар, дозволяє наблизити лікувально-діагностичний процес до місця проживання хворого і ліквідувати той розрив між селом і райцентром, який сьогодні існує в частині надання кваліфікованої медичної допомоги, в т.ч. і невідкладної.

Аналізуючи медико-інформаційні функціонали запропонованих рівнів надання телемедичної допомоги, слід відзначити, що вони залежать від лікувально-профілактичної направленості, рівня (медичного і технічного) суб'єктів і структур охорони здоров'я та територіальної ознаки. Виходячи з цього, як показано в [92], на нижньому рівні (локальні центри), зазначений функціонал зосереджено на пацієнтах, що проживають у віддалених районах, оперативному контролю стану їх здоров'я, організації медикаментозної або

невідкладної допомоги у критичних випадках та забезпечення їх взаємодії з зональним центром 2-го рівня.

Функціонал 2-го рівня, або рівня зонального обслуговування, орієнтований на забезпечення довгострокового медико-інформаційного супроводження персоніфікованих баз даних медичного призначення громадян, що проживають в межах даного рівня, а також, на організацію дистанційного спілкування і взаємодії лікарів зональних ЗОЗ з суб'єктами та об'єктами першого рівня своїх зон [92].

І нарешті, третій медико-інформаційний функціонал направлено на реалізацію послуг по координації роботи підсистем всіх рівнів, інформаційне супроводження спеціалізованих БД і БЗ тощо.

Такий підхід до територіальної організації телемедичної волоконно-оптичної телемережі дозволяє визначити її інформаційно-телекомунікаційний простір, як складне ієрархічне середовище, в якому кожний рівень характеризується своїми інформаційними, медичними, діагностичними, лікувальними і комунікаційними ресурсами: власними наборами технологій і систем та програмними додатками, в т.ч. і мобільними, які забезпечують оброблення та інтерпретацію медичної інформації на кожному із рівнів тощо [123], [124]. Такий інформаційно-телекомунікаційний простір адекватно відповідає визначенню «персоніфікований інформаційний простір».

Ядро телемедичної мережі (системи) (рис. 3.2) базується на єдиних форматах і протоколах збору, зберігання, передачі та інтеграції даних. Архітектура ВОТМ побудована таким чином, що забезпечує адаптивний розвиток структури і функціоналів мереж [125].

Клієнт встановлює з'єднання з сервером за допомогою протоколу TCP, орієнтованого на гарантовану доставку повідомлень. При з'єднанні запускається завдання, що обслуговує даного клієнта, виконує аутентифікацію і ауторизацію клієнта та розпізнає тип служби, яка необхідна клієнту. Після цього, у відповідності з типом служби передачі даних, запускається завдання обробки клієнтських команд, передачі файлів чи телеконференції. Кожен тип

завдання у відповідності зі своїм призначенням отримує команди від клієнта, обробляє їх і відправляє відповідь. Одночасно з сервером може працювати велика кількість клієнтів.

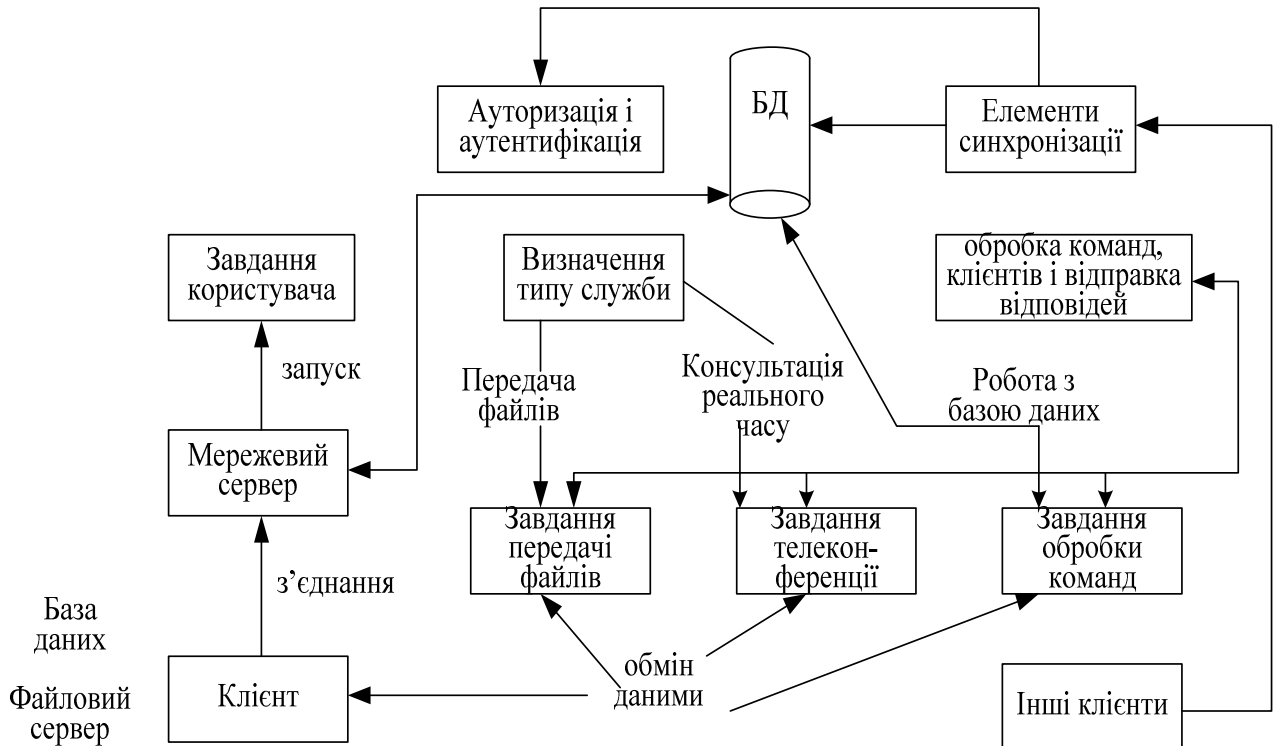


Рисунок 3.2 – Схема функціонування ядра телемедичної системи [125]

Завдання клієнтських команд зв'язано з каналом керування, який по можливості підтримується у з'єднаному стані. Через цей канал надходять команди керування сервером та відповіді на запити клієнтів. Команди керування пов'язані з запитами до бази даних, запуском телеконференції чи ініціації сеансу передачі файлів. Завдання передачі файлів відповідає за стійку передачу файлів обстежень і відновлення цієї передачі в результаті збоїв. Передача файлів здійснюється паралельно до командного каналу. Завдання телеконференції відповідає за конференцію реального часу. Це завдання відповідає за обмін повідомленнями між учасниками конференції та за ведення протоколу конференції [125].

Елементи синхронізації роботи відповідають за доступ до спільних ресурсів даних і відправку повідомлень клієнтам про те, що відбулись певні події, наприклад, запущено телеконференцію.

У складі ВОТМ можна виділити, за аналогією з [126], чотири основні типи елементів, взаємодія яких і утворює ВОТМ.

1. Каналоутворююче середовище – набір апаратно-програмних засобів, носіїв інформації і технологічних рішень, які забезпечують передачу різнобічної інформації в територіально-розподіленому середовищі.

2. Консультаційний центр – медичний заклад з висококваліфікованими лікарями за напрямками медицини, відповідне обладнання для проведення дистанційних консультацій, консилиумів і лікувально-діагностичних та реабілітаційних заходів, а також навчання і підвищення кваліфікації лікарів кожного рівня мережі.

3. Диспетчерський пункт – відокремлена або функціонуюча у складі ВОТМ структура, яка виконує функції координації і фільтрації запитів на консультування, планування консультацій, а також – адміністративні функції та функції супроводження, як окремих етапів телемедичного процесу, так і всього в цілому.

4. Віддалені пункти – спеціалізований медичний заклад, персонал якого безпосередньо взаємодіє з пацієнтами і виконує комплекс лікувальних, діагностичних, реабілітаційних і профілактичних заходів.

Розвиток і досягнення телемедицини зумовлюють необхідність доповнення вищезазначеного комплексу ще одним кластером – мобільними телемедичними комплексами, які включають в себе портативні комп'ютерну та медичну апаратуру, засоби широкосмугового супутникового зв'язку і бездротової передачі даних та функціонують на базі санітарних автомобілів (як правило, реанімообілів) і потягів. Мобільні телемедичні комплекси забезпечують оцінювання функціонального стану, діагностику і надання невідкладної медичної допомоги пацієнтам безпосередньо за місцем їх знаходження.

Ще одним доповненням до чотирьох базових структур по праву можна вважати «Інтернет-медицину» [33], яка позиціонується, як одна із форм телемедичних послуг в середовищі, де глобальна комп'ютерна мережа виступає в якості інформаційного і комунікаційного каналу, в межах якого взаємодіють

всі учасники телемедичного процесу.

В основу запропонованої методології покладено базові принципи її побудови, серед яких пріоритетними є такі:

Принцип адекватності – передбачає відповідність рівня надаваної телемедичної допомоги наявній нозологічній формі стану здоров'я населення віддалених районів.

Принцип достатності – регламентує мінімально-необхідний рівень ВОТМ і конфігурацію волоконно-оптичного каналу зв'язку, а також – професійний рівень медичного персоналу, достатній для надання невідкладної телемедичної допомоги населенню.

Принцип оптимальності – визначає верхній максимально-можливий рівень ВОТМ і каналу зв'язку, а також вищий рівень медичного персоналу (професора, академіка), які спроможні надати пацієнту кваліфіковану телемедичну допомогу, незалежно від складності діагнозу і клінічної картини захворювання.

Принцип призначення – підтверджує принцип адекватності, але в його розвиток передбачає встановлення точного діагнозу для пацієнта з подальшою персоніфікацією медичної допомоги.

Принцип відповідальності – передбачає повну ідентифікацію медичного персоналу з оцінюванням кожного із лікарів на відповідність посадовій інструкції на всіх етапах телемедичного процесу.

Принцип конфіденційності – означає нерозголошення медперсоналом або технічними членами телемедичного процесу персональних даних пацієнта без його письмової згоди.

Етапи побудови методології:

1. Оцінювання предметної області та збір вихідних даних

Розроблення карти технічного рівня (КТР). Вибір оптимального складу функціонально-технічних характеристик засобу.

2. Технічне пророблення засобу

Розроблення технічного завдання (ТЗ) або медико-технічних вимог

(МТВ) і створення специфікацій. Побудова ескізного проекту. Вибір архітектури засобу і базової комплектації.

3. *Розроблення дослідного зразка засобу*

Комплект технічної документації. Комплект конструкторсько-експлуатаційної документації. Програма і методика випробувань.

4. *Виготовлення і дослідження дослідного зразка засобу*

Дослідний зразок. Стендове обладнання. Протоколи досліджень. Коригування документації.

5. *Тестування і верифікація доопрацьованого дослідного зразка.*

Дослідний зразок з літерою «Д». Комплект експлуатаційної документації. Пасопрт. Формуляр. Інструкція з експлуатації.

6. *Проведення медичних випробувань.*

Протоколи медичних випробувань. Затвердження медико-технічних вимог (МТВ) на засіб. Прийняття рішення про дослідну експлуатацію.

7. *Дослідна експлуатація засобу.*

Резюме методології

Змістовність кінцевого резюме розробленої методології побудови волоконно-оптичної мережі для обміну медичними відеозображеннями здобувач бачить в початку переходу до більш високого, інтелектуально-змістовного та ефективного рівня надання телемедичної допомоги населенню відділених районів, який отримав назву «mHealth» або «мобільної охорони здоров'я». В свою чергу, це зумовлює необхідність конкретизації, з одного боку, і розширення, з іншого, терміну «телемедицина» до «персональна або персоніфікована мобільна телемедицина. При цьому, «персональність» [127] відображає той факт, що об'єктом, і водночас, суб'єктом телемоніторингу є людина, яка відповідально і самостійно піклується про своє здоров'я, а «мобільність» свідчить про його можливість вести нормальне соціальне життя, використовуючи засоби моніторингу для контролю власного здоров'я.

3.2 Структурно-функціональна організація мережі для обміну медичними відеозображеннями

Процес проектування ТМС, які використовують для обміну телемедичними даними волоконно-оптичні канали зв'язку (ВОКЗ) є, за своєю сутністю, поступовим та логічно-зумовленим і таким, що будується на відповідній технологічній платформі. Така платформа включає в себе [21]:

- медичний портал з особистими кабінетами лікарів і пацієнтів та базою даних для зберігання електронних історій хвороб і звітів по проведених телеконсультаціях;
- захищений корпоративний зв'язок для телеконсультацій і відеоконференцій між пацієнтом і лікарем;
- засоби формування, моніторингу, управління та контролю заявок на телемедичні відеоконсультації;
- створення і цілодобову підтримку роботи консультаційного центру;
- резервний канал зв'язку між пацієнтом і лікарем.

Відповідно до принципів медичної реформи, яка зараз відбувається в Україні, поняття і зміст телеконсультації та звичайної консультації прирівнюються, що збільшує кількість лікуючих лікарів по відношенню до лікарів діагностуючих, а значить, збільшує кількість медичних знімків пацієнтів, які лікуючі лікарі виставляють на сервер телемережі, а діагностуючі – повинні обробити і дати своє заключення (поставити діагноз). В такій комбінації лікуючий лікар з точки зору телемедицини виступає як замовник, а діагностуючий – як консультант. Подібна ситуація веде до подальшого розподілу медицини на добре обладнані високоякісним медичним і комп'ютерним обладнанням центри обробки медичних даних і зображень і власне кажучи – на діагностуючих лікарів. Це сприяє спонтанному формуванню співтовариств лікарів, що працюють у даному конкретному закладі охорони здоров'я (ЗОЗ) і пацієнтів, які лікуються в даному ЗОЗ.

При цьому на етапі їх формування кожному лікарю і пацієнту виділяється спеціальний телефонний номер (СТН), який одночасно є його унікальним ідентифікатором в тій чи іншій телемедичній мережі або системі. Пацієнту відомий тільки СТН лікаря, у якого він лікується, завдяки чому пацієнт, з одного боку, не може подзвонити лікарю в обхід мережі (системи), а з іншого – лікар захищений від втручання в його приватне життя з боку пацієнта або його родичів і друзів. Лікар, в свою чергу, не має права і не повинен спілкуватися із пацієнтом в реальному часі без зайвих на те причин, поширювати будь-яким чином його медичні знімки без згоди пацієнта [21].

Однією із форм організації співавторств лікарів є створення за аналогією з [20], робочих груп, до складу яких входять фахівці з розвитку та удосконалення телемедичних мереж, систем і центрів, їх апаратного, програмного та інформаційного забезпечення та лікарі того ЗОЗ, де подібні групи створюються і функціонують. Кожна група складається в основному з дослідницької (більшість складають фахівці-дослідники) і медичної (основа – це лікарі того ЗОЗ, де група створюється і працює. Основною функцією дослідницької групи є подальший розвиток програмного та інформаційного забезпечень, нарощування і розширення можливостей апаратної (технічної) підтримки.

Як уже відзначалося базовим технологічним процесом є процес консультування пацієнта лікарем лікуючим і лікарем-консультантом, один із варіантів якого приведений на рис. 3.3 і рис.3.4 [20].

На рис.3.5 представлено структурну схему алгоритму телемедичного консультування сімейного лікаря під час його візиту до пацієнта за місцем проживання. Структура алгоритму побудована таким чином, що вона максимально захищає пацієнта від непрофесійних дій, які властиві молодим лікарям відразу після закінчення навчання. Це і врахування різних ризиків, пов'язаних із хворобою пацієнта, і наявність бази даних лікарських засобів, що практично виключає помилки при призначенні ліків, і подвійний контур підтримки прийняття рішень лікарем і багато того, що необхідно для надання

високоякісної медичної допомоги пацієнту [20].

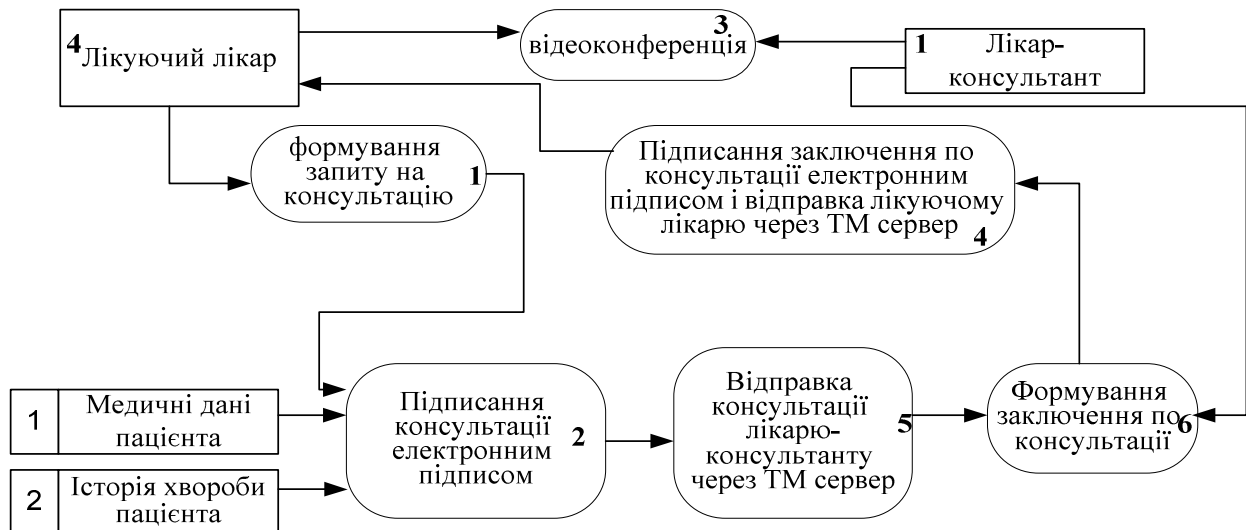


Рисунок 3.3 – Процес консультування пацієнта між лікуючим лікарем і лікарем-консультантом [20]

За основу взято алгоритм, запропонований в [128], який пройшов різнобічну клінічну апробацію і зарекомендував себе надійним та ефективним програмним продуктом. Удосконалений алгоритм складається фактично із трьох частин: робота у пацієнта за місцем проживання; вибір клінічного випадку та обмін інформацією; проведення телеконсультації та прийняття рішення експертами і доведення його до сімейного лікаря.

Розроблений алгоритм, на відміну від існуючих, встановлює попередній діагноз, після чого проводить його перевірку на наявність хоча б одного із вищеперерахованих ризиків. При їх наявності відбувається корекція попереднього діагнозу, який затверджується в подальшому як основний і на його основі призначається лікування [128]. Отримавши від сімейного лікаря необхідну інформацію, черговий лікар визначається, чи в змозі він самостійно надати необхідні пояснення і рекомендації сімейному лікарю чи ні. Якщо відповідь позитивна, то він самостійно проводить консультування, якщо негативна – черговий лікар за участі модератора скликає консиліум, який і визначає діагноз, тактику лікування і необхідні заходи по їх виконанню. В обох випадках прийняття рішення повинно бути затверджено на адміністративному рівні, і тільки після цього, відправлено сімейному лікарю [129].

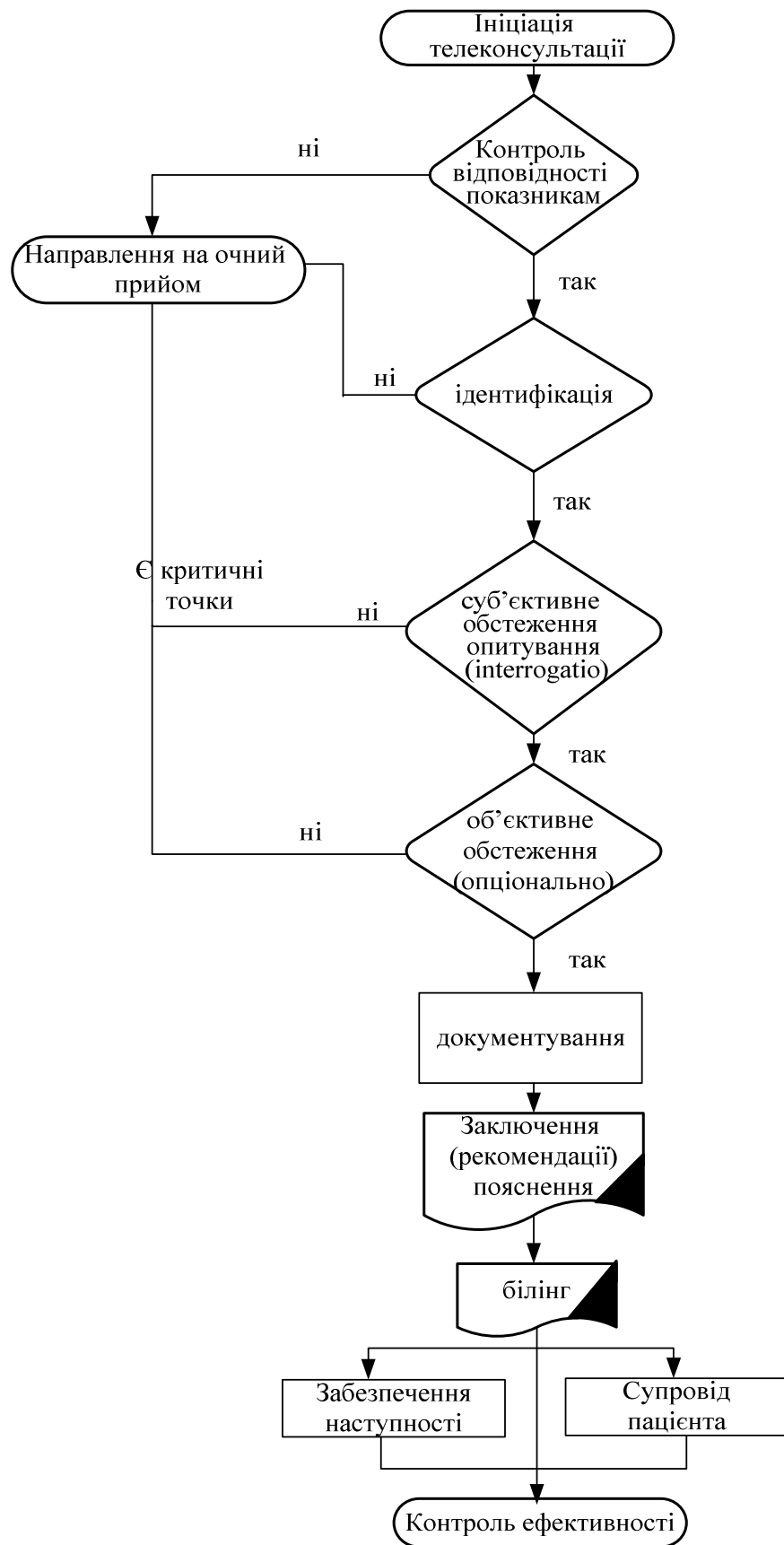


Рисунок 3.4 – Схема первинної ТМ консультації «пацієнт-лікар» [20]

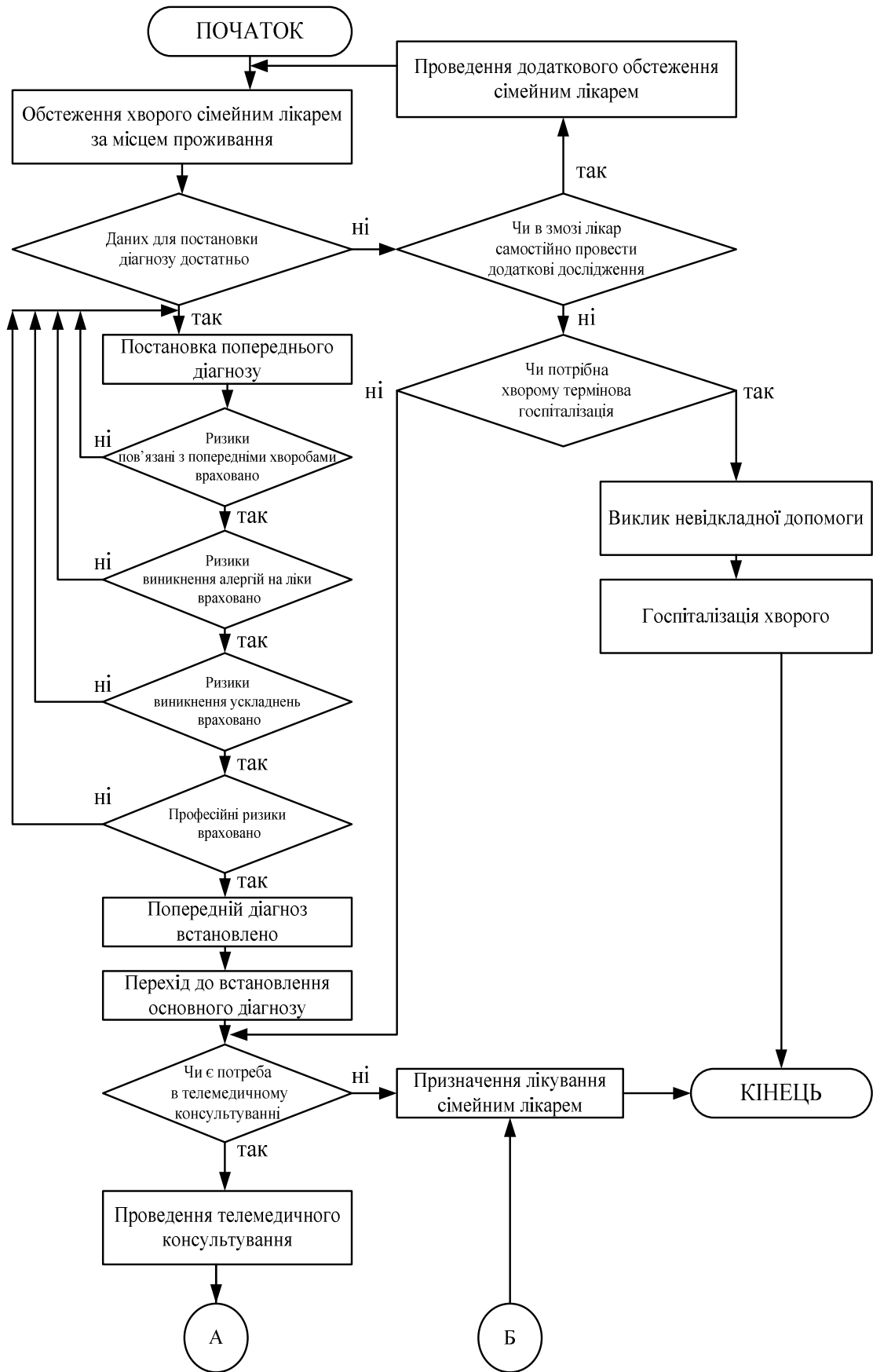


Рисунок 3.5 – Структурна схема алгоритму телемедичного консультування сімейного лікаря (початок) [129]

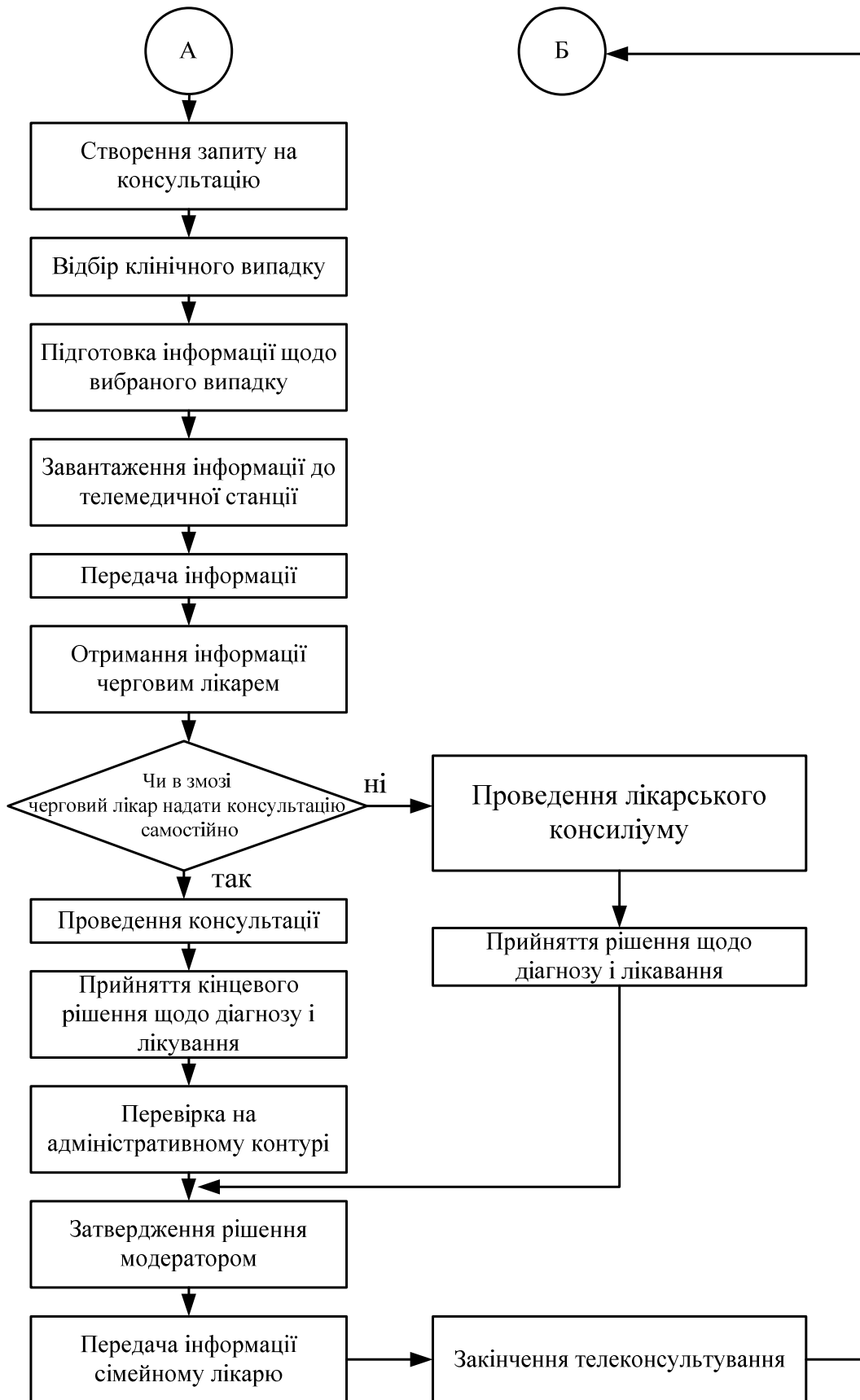


Рисунок 3.5 – Структурна схема алгоритму телемедичного консультування сімейного лікаря (завершення) [129]

Всі розглянуті алгоритми в повній мірі відповідають не тільки загальним вимогам до алгоритмічно-програмного забезпечення, а і вимогам до системного і прикладного апаратно-програмне забезпечення (рис.3.6).

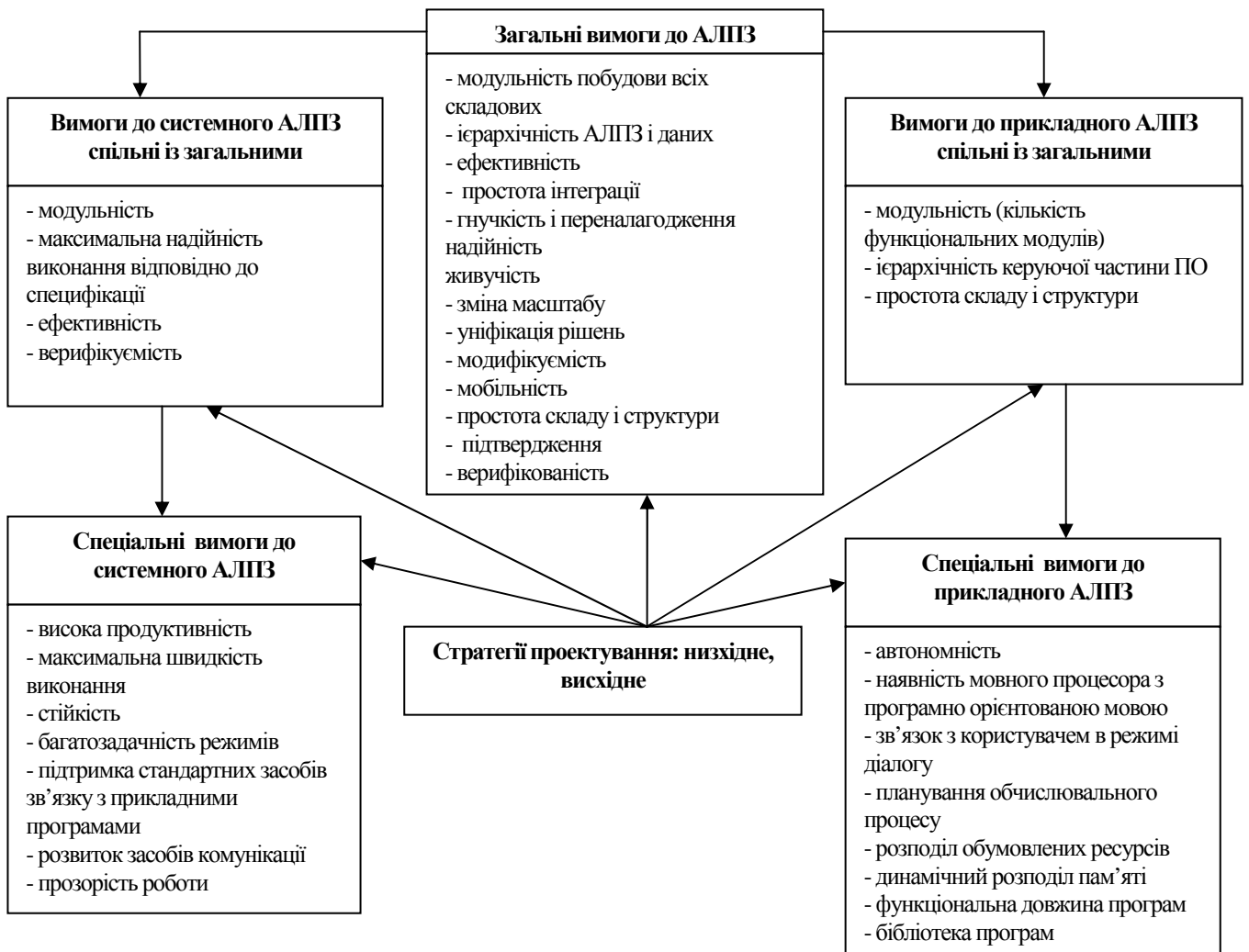


Рисунок 3.6 – Структура вимог до алгоритмічно-програмного забезпечення (АЛПЗ) і стратегії проектування

Перш за все, це вимоги модульності, максимальної надійності виконання АЛПЗ відповідно до специфікації з одного боку і надійності, яка передбачає відповідність заданому алгоритму; захист від несанкціонованого доступу, а з іншого – ефективності; верифікованості; простоти і наочності складу, структури та вихідних текстів програми; ієрархічності побудови тощо. Серед загальних вимог особливого значення набуває вимога живучості АЛПЗ, яка, на

жаль, не завжди враховується, хоча і передбачає виконання покладених функцій в повному або частковому обсязі при збоях і відмовах та відновленні після збоїв.

Недостатній рівень медичної допомоги у регіонах, нестача кваліфікованих кадрів і сучасного медичного обладнання суттєво впливають на ефективність роботи сімейного лікаря, яка залежить від багатьох чинників, один із яких полягає у його вмінні працювати в інформаційному телемедичному середовищі, фактично виконуючи функції лікаря-дослідника в парі «сімейний лікар» (лікар-дослідник) – експерт (лікар-фахівець за профілем захворювання), яку в технічній інтерпретації можна розглядати як модель «клієнт-сервер». В такій ситуації важливого значення набувають принцип побудови алгоритму консультування, його структура, інформативність, швидкодія, рівень реалізації тощо.

Слід відзначити, що не тільки розглянуті алгоритми, а і всі інші, які були розроблені в процесі виконання дисертаційної роботи відповідають вимозі забезпечення і дотримання конфіденційності [32] всієї інформації особистого характеру, яка стосується як пацієнта, так і лікаря. Збереження лікарської таємниці в умовах телемедицини мають деякі особливості, зумовлені тим, що до телемедичного лікувально-діагностичного процесу мають відношення не тільки медперсонал, ознайомлений з правилами медичної етики, а і технічний, який обслуговує апаратуру, комп'ютери тощо. Тому важливе значення отримують бази даних (закритий інформаційний простір, який об'єднує інформаційні медичні ресурси ЗОЗ і надає до них тільки контролює мий доступ).

При проектуванні телемедичних мереж і систем необхідно вирішувати і враховувати низку питань, обов'язковими з яких, є такі [32], [130]:

- розробка структури телемедичного центру, який працює безпосередньо в структурі закладу охорони здоров'я і включає в себе сервер і телемедичні робочі станції. Основною технічною вимогою до сервера є його надійність, за якої, ймовірність пошкодження зберігаємих на ньому даних

повинна бути мінімальною. Це досягається цілою низкою технічних рішень (RAID-диски, ком пакт-диски, магніто-оптичні диски тощо), серед яких найбільшого поширення отримав так званий подвійний сервер, який представляє собою два абсолютно розділених сервера з дублюванням інформації на обидва. При виході першого з них з ладу, другий автоматично переключається на його місце з максимальною затримкою 1-3 хвилини, що є допустимим для такого варіанту. Сервер повинен мати DICOM-інтерфейс, джерело безперебійного живлення, статичну IP-адресу і програму серверної бази даних SQL [131], [132];

- побудова телемедичної робочої станції, до складу якої входить комплекс апаратно-програмного забезпечення у вигляді багатопрофільного і багатозадачного автоматизованого робочого місця фахівця з двома моніторами: звичайним (роздільна здатність 1024x1024) і спеціальним радіологічним (роздільна здатність 3000x3000, а число відтінків сірого – до 4096); обсягом оперативної пам'яті – до 1 Гб; потужним комп'ютером для потужної обробки зображень; спеціальним софтом для потужної обробки зображень; мережевою картою тощо [32];

- розробка телемедичного диспетчерського центру з мережею телемедичних пунктів, які, перш за все, забезпечують телескринінг первинної діагностичної інформації з її передачею на телемедичний диспетчерський пункт, який представляє собою цілодобовий диспетчерський пункт, де чергують кваліфіковані лікарі, готові до проведення відео конференцій і відео консилиумів за участі високопрофесійних фахівців [32];

- організація телемедичного кабінету в конфігурації телемедичної робочої станції з розширеним комплектом діагностичних засобів для оцінки стану пацієнта і технічних – для проведення широкоформатних відеоконференцій;

- побудова віддаленої телемедичної станції.

Окремим питанням є питання розробки структури телемедичної мережі або системи, яка повинна відповідати таким вимогам:

Технічні вимоги до мережі [32], [21]/

Мінімальні вимоги до функціональної ТМ:

1. Швидкість мережі – від 100 Мбіт і вище для роботи в «реальному» часі, коли лікар може замовити зображення пацієнта з архіву і тут же його побачити.

2. Відсутність проблеми «останньої ланки».

3. Захищеність мережі за такими вимогами та умовами [32], [21]:

- класичний захист типу firewall, коли сам медичний заклад вибирає, хто до нього може приєднуватися і як. Причому цей вибір обмежений не фізичними рамками мережі, а диктується тільки практичними потребами. Купівля окремого firewall (VPN) сервера цілком вирішує цю задачу.

- при бажанні, до мережі клініки може бути підключений будь-який зовнішній користувач, наприклад, лікар тієї ж клініки, що працює з дому. Захист створюється за допомогою Virtual Private Network.

4. Зв'язок між організаціями здійснюється через шлюзові сервери. Як правило, це окремий МС, виділений для спілкування з зовнішнім світом. Наявність такого МС покращує і ефективність і безпеку внутрішньої мережі клініки.

У структурі телемедичного центру повинен бути адміністратор – людина, здатна стежити за правильністю роботи мережі і своєчасно виправляти всі її збої.

Вимоги до DICOM – забезпечення [25], [21]

DICOM-забезпечення і є той елемент, який зв'язує розрізнені прилади й комп'ютери в єдину медичну мережу. Стандарт DICOM сам по собі досить складний і налічує не один десяток томів. Тому при виборі програмного забезпечення на перше місце повинні бути поставлені чистота, ефективність і простота реалізації DICOM. Структура цієї реалізації також повинна збігатися зі структурою ТМС: програма для сервера (МС), робочої станції (РС) і віддаленої станції (ДРС).

Програмне забезпечення повинно підтримувати такі елементи стандарту:

1. DICOM Storage Provider.

2. DICOM Query / Retrieve.
3. DICOM Echo, Find, Get, Move, Store, Print.
4. Діагностичний показ монохромних зображень (як мінімум).
5. Основні функції налаштувань вікна яскравості, збільшення, вимірювань, анотацій та ін.
6. Потужні функції фільтрації зображень, 3-х мірного перегляду, аналізу та інші.
7. Підтримку багаторівневих призначених для користувача прав.
8. Стиснення і архівацію зображень.
9. Роботу через Інтернет.
10. Мінімальність системних вимог.

Устаткування і мережа [32], [21]

У мінімальному обсязі, як уже було сказано, ТМС можна створити вже на базі існуючого комп'ютерного обладнання. Будь-який нормальний ПК може бути використаний як в МС, так і в РС (не кажучи вже про ДРС, де будь-який ПК підійде за визначенням).

Удосконалення обладнання буде диктуватися винятково навантаженням на нього. Добре відомо, що одна цифрова рентгенограма займає 10МБ, одна МР-томограма - 0,1-0,5МБ (але їх може бути 20-100), що КТ вимагає 12 біт на піксель, і т.д. [20]

Найбільш повно сформульованим принципом, концепції і вимогам відповідає структура телемедичної системи (рис.3.7), яку ми і приймаємо за основу розробляємої в дисертаційній роботі телемедичної мережі.

Структурно-функціональна організація запропонованої здобувачем телемедичної системи, наведена на рис. 3.8. Систему представлено у вигляді сукупності трьох базових ресурсозберігаючих компонент будь-якої системи: апаратного, аналітичного та інформаційного ресурсів. Таке представлення є, на погляд здобувача, більш наочним і сприйнятливим, оскільки одночасно надає необхідну інформацію про склад і функції кожного із компонент.

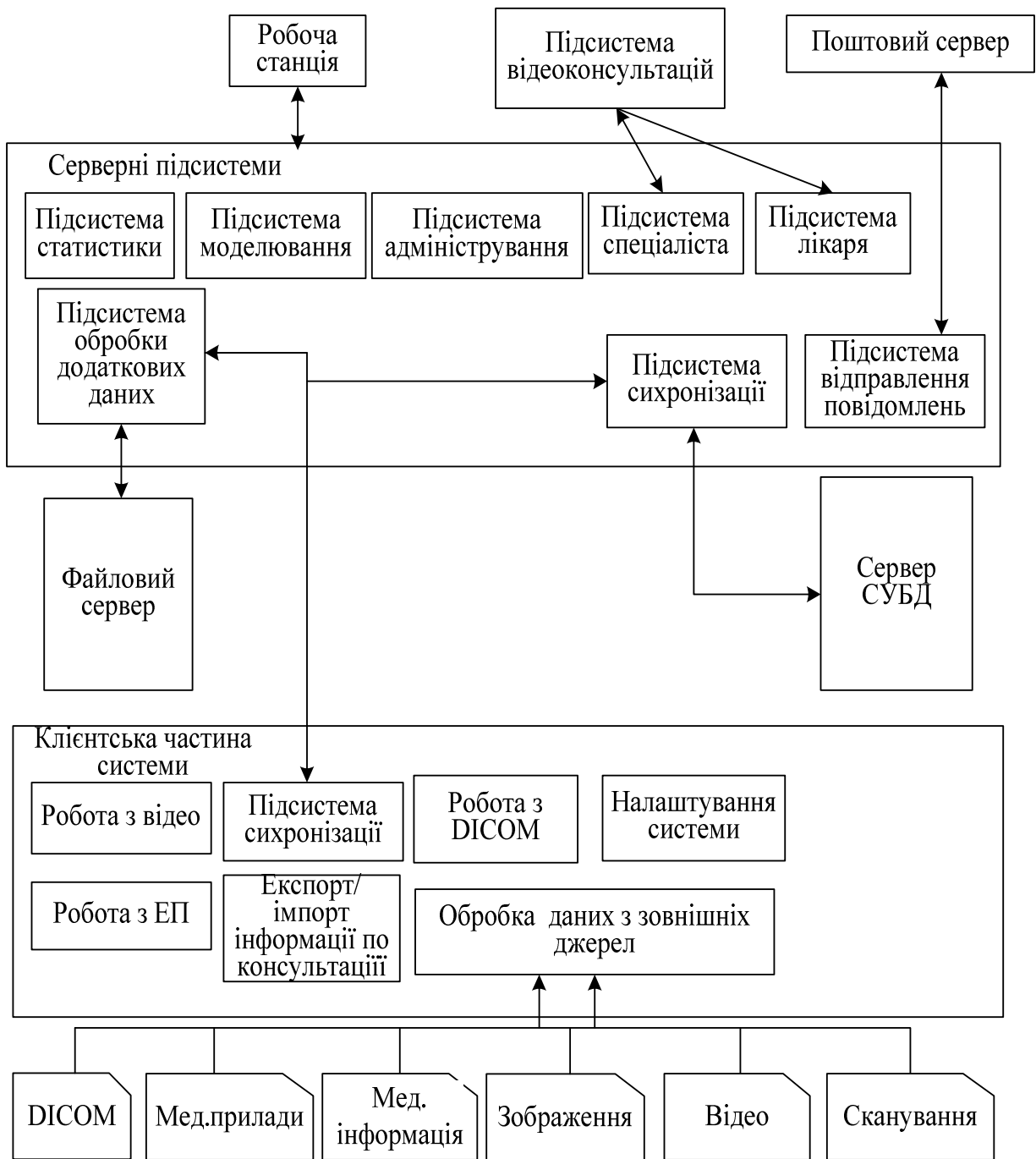


Рисунок 3.7 – Структура телемедичної системи [20], [21]

До складу системи також входить каналотворююче середовище, сервери СУБД, поштовий і діалоговий, підсистема допуску і контролю обміну даними, підсистема синхронізації.

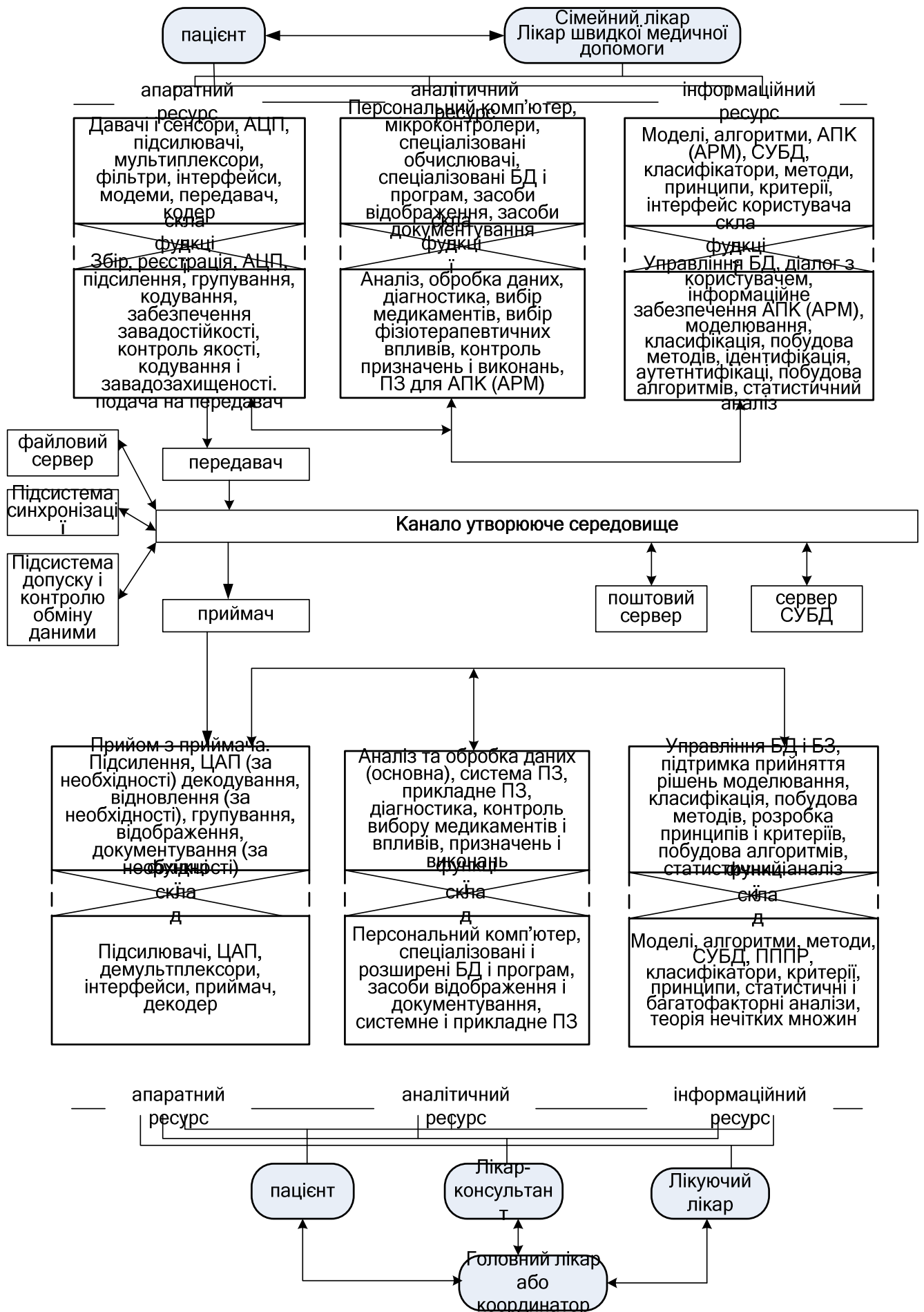


Рисунок 3.8 – Структурно-функціональна організація телемедичної мережі

3.3 Розроблення волоконно-оптичного каналу зв'язку (ВОКЗ)

3.3.1 Структурна організація оптичного тракту двохвильової волоконної телемедицинської мережі

Для практичної реалізації запропонованих теоретичних підходів щодо методу двохвильової передачі оптичних сигналів у волоконних телемедицинських мережах з урахуванням новітніх промислових стандартів волоконно-оптичних компонентів для систем передачі інформації, пропонується узагальнена схема побудови лінійного оптичного тракту передавання даних з підвищеною стабільністю (рис. 2.9) на основі SFP-модулів (*small form-factor pluggable modules*). SFP – модуль являє собою модульну конструкцію, яка включає: волоконно-оптичний трансівер на основі лазерного передавача (іноді SLED - діода) та фотоприймача (p-i-n чи APD фотодіодів); оптики введення-виведення випромінювання; оптичного порту; електронних схем модуляції та стабілізації струмів; модулятора випромінювача; підсилювача та демодулятора фотоприймача; програмованої електронної схеми кодування сигналу у один із кодів оптичних транспортних мереж (1b2b, ADI, AMI, B3Z9, B6ZS, CMI, HDB2, HDB3, mBnD, NRZ, RZ, Miller code чи інші) та цифрового інтерфейсу введення-виведення [1], [89], [92], [133].

Слід зазначити, що більшість модулів SFP розраховані на передачу і приймання одного із вищезазначених цифрових волоконних кодів. Тому для реалізації методу двохвильового передавання інформації необхідно внести зміни у програмне забезпечення електронного блоку SFP-модулів схеми із формуванням цифрового сигналу на базі логіко-часової функції тривалістю $F[1, 0]$. Типова схема організації каналу волоконного зв'язку на базі SFP-модулів в тому числі для транспортних оптичних мереж представлена на рис. 3.9.

На основі наведеної на рис. 2.11 структури функціонує більшість традиційних оптичних транспортних мереж, які використовують передавання цифрових оптичних сигналів на одній довжині хвилі. Волоконно-оптичний

канал на основі описаного вище у роботі методу двохвильового передавання імпульсів для волоконних телемедичних мереж пропонується реалізувати на базі промислових SFP-модулів, орієнтованих на стандартні вікна прозорості оптичного волокна $\lambda_1=1310\text{нм}$ $\lambda_2=1550\text{нм}$.

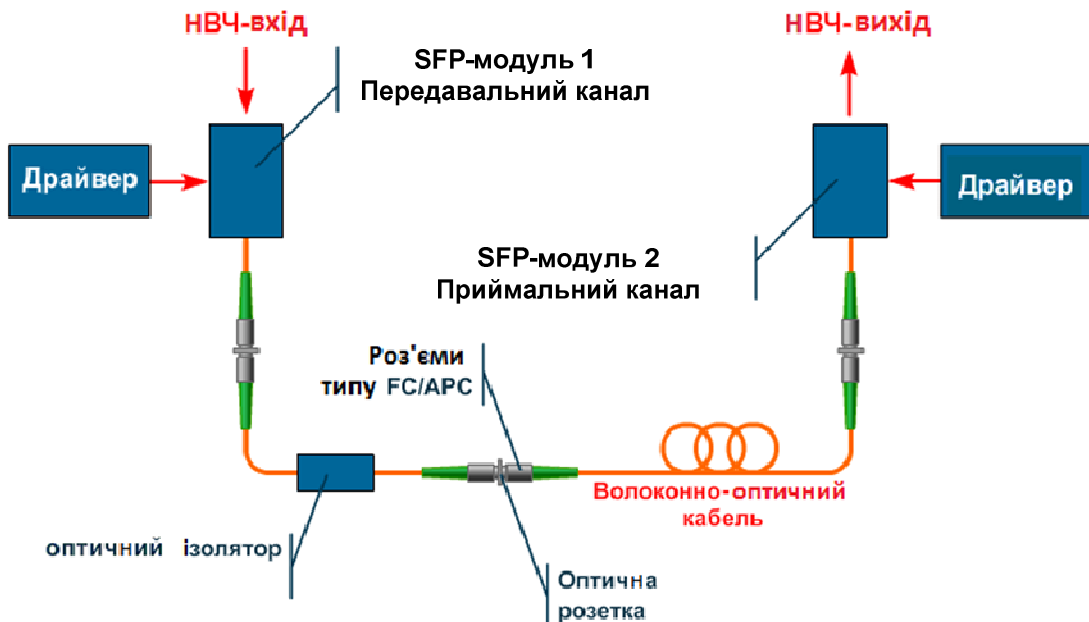


Рисунок 3.9 – Структурна схема організації каналу волоконного зв'язку оптичної транспортної мережі

Структура (рис.3.10) передбачає передачу цифрового сигналу лог. «1» $S_1(t)$ на довжинах хвиль $\lambda_1=1310\text{нм}$ та $\lambda_2=1550\text{нм}$ із удосконаленого двохвильового передавального модуля SFP₁. У приймальній частині удосконаленого модуля SFP₂ відбувається прийом оптичних сигналів перетворення їх у електричну форму, підсилення та декодування із селекцією за відповідними спектральними складовими. Передавання даних у такому каналі може здійснюватись лише в одному напрямку, що є обмеженням його подальшого практичного застосування.

Розширення функціональних можливостей методу з урахуванням сучасних вимог до телемедичних мереж на основі волоконних каналів зв'язку є можливими при застосуванні двонаправленої передачі даних на основі структур, наведених на рис. 3.11.

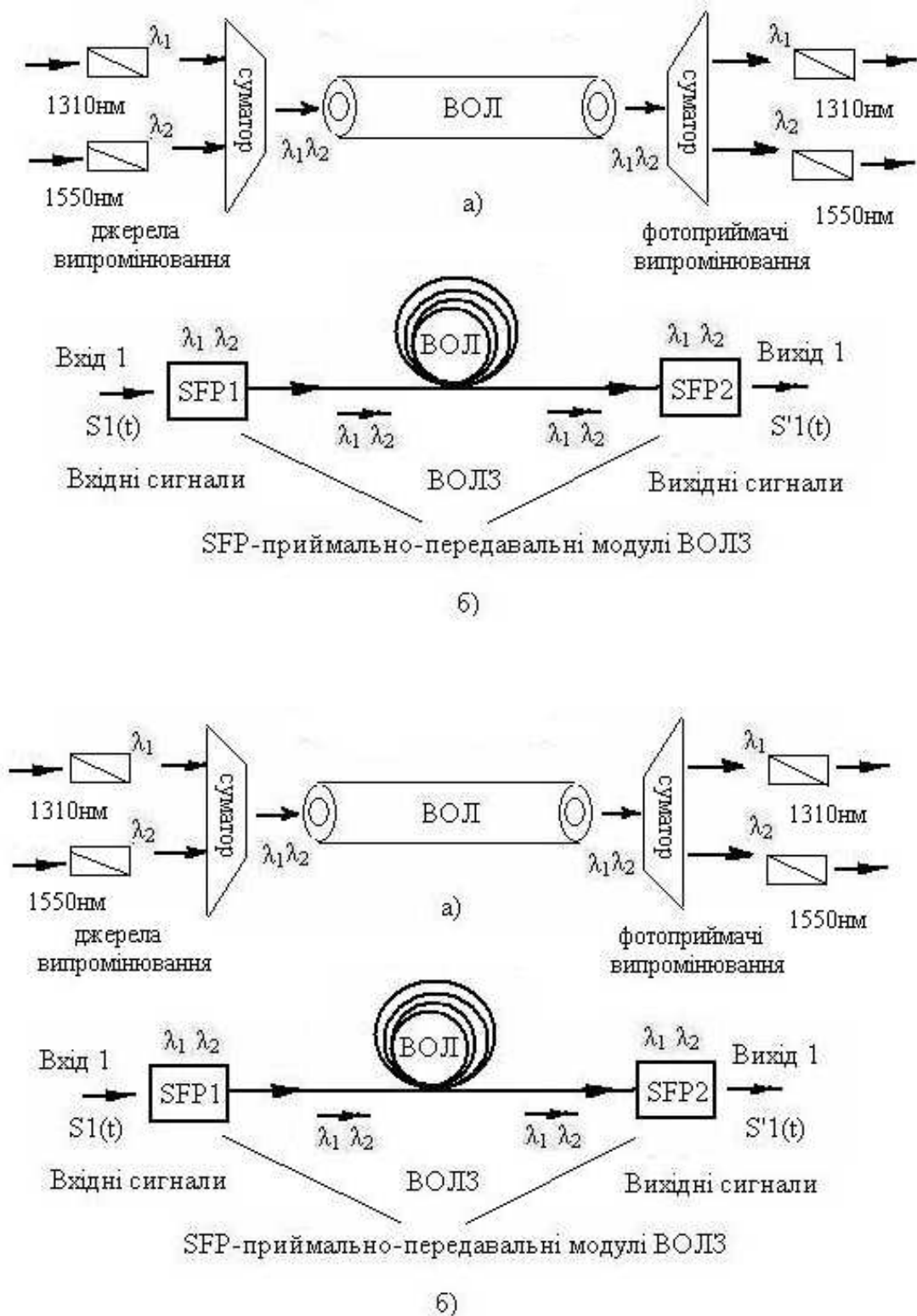


Рисунок 3.10 – Структурна організація волоконно-оптичної лінії (каналу передачі) телемедичної мережі: а) узагальнена схема каналу; б) структура каналу із використанням SFP-модулів

Наведена на рис. 3.11,б структура волоконно-оптичного каналу телемедичної мережі призначена для передачі інформації у двохсторонньому напрямку через одне оптичне волокно, що дозволяє її використання у комп'ютерних мережах для більшості задач передавання інформації у телемедицині. Це реалізується за рахунок використання двох каналів на 4-х довжинах хвиль $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \lambda_4$ (по дві на кожний SFP-модуль).

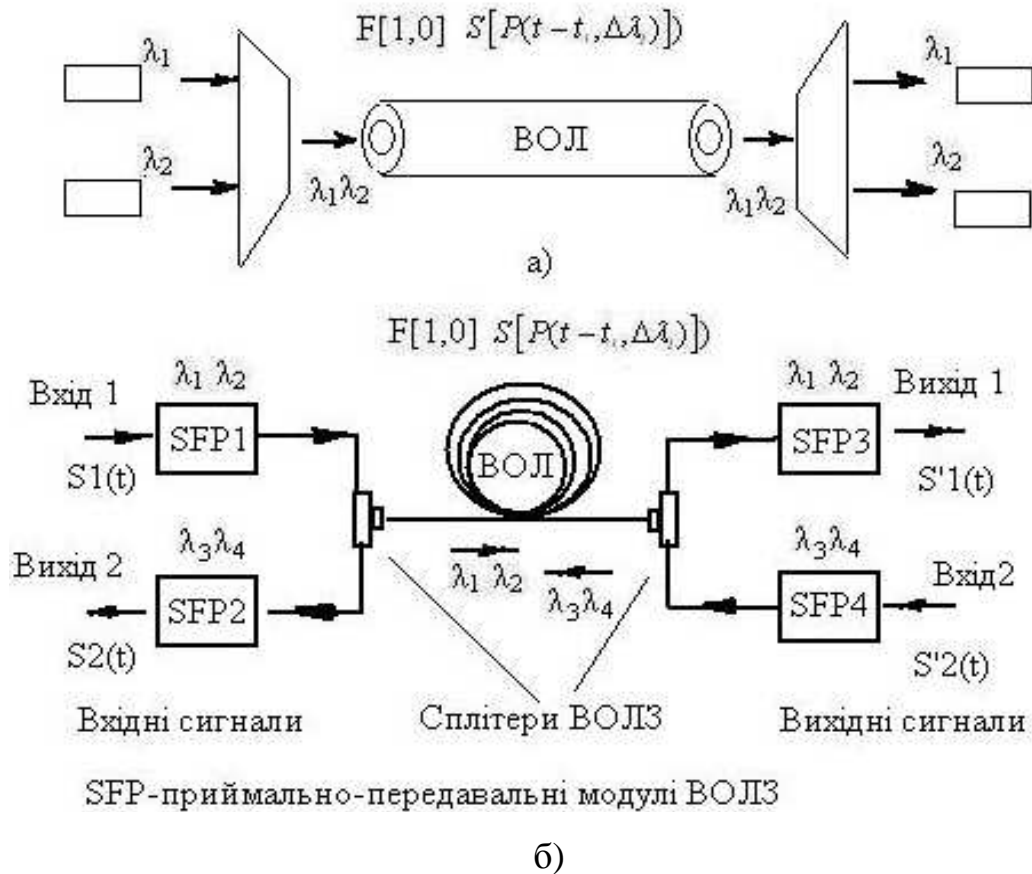


Рисунок 3.11 – Структура волоконно-оптичних каналів телемедичної мережі:

- а) узагальнена схема побудови однонаправленого каналу; б) структура двонаправленого каналу мережі із використанням 4-х SFP-модулів

Оптичні суматори організовують двонаправлене введення сигналів у волоконний канал. Так, на вході 1 сигнал $S_1(t)$ надходить на SFP1-модуль, який формує двохвильовий сигнал передачі на базі логіко-часової функції тривалості $F[1,0]$ (формула 2.9) на відповідних довжинах хвиль λ_1, λ_2 . На виході 1 модулем SFP3 здійснюється приймання двохвильового сигналу $S_1'(t)$, його демодуляція і декодування за схемою диференціального фотоприймача, яка буде описана

далі. Передавання сигналу від входу 2 (SFP4) на довжинах хвиль λ_3 , λ_4 до виходу 2 (SFP2) здійснюється аналогічно.

Для наведеної на рис. 3.11, б схеми для прямого каналу волоконної телемедицинської мережі пропонується обрати довжини хвиль $\lambda_1=1310$ нм для SFP1 та $\lambda_2=1550$ нм для SFP3, а для зворотного каналу – $\lambda_3=1320$ нм для SFP2 та $\lambda_4=1560$ нм для SFP4, відповідно (дисперсія та оптичні втрати у зворотного тракту при цьому також будуть мінімальними). Схема організації волоконно-оптичного каналу телемедицинської мережі на основі двохвильового передавання інформації (рис. 3.11, б) може бути практично реалізована на стандартних промислових компонентах волоконної та інтегральної оптики. Однак при цьому потрібно внести відповідні зміни у роботу електронних трактів (сигнального процесора, пам'яті EPROM) приймально-передавальних модулів [134] та спеціалізованого технічного забезпечення – телемедицинської частини тракту. Перш за все, мова йде про базову робочу станцію (БРС).

Базова робоча станція абонента (консультанта) представляє собою, як правило, апаратно-програмний комплекс (АПК) фахівця з можливостями збору, попереднього оброблення, аналізу, структурування та кодування (декодування) біомедицинських даних. Одночасно БРС виконує функції спеціалізованого автоматизованого робочого місця (АРМ) фахівця, яке входить до структури закладу охорони здоров'я і використовується для проведення телемедицинських консультацій, відео консилиумів, відеоконференцій тощо [19].

До складу БРС абонента входять також комплекс діагностичної апаратури з пристроями вводу даних до комп'ютера абонента, власне сам комп'ютер, засоби реєстрації і відображення біомедицинських даних, модем або інтерфейс для узгодження з апаратурою волоконно-оптичного каналу зв'язку (ВОКЗ) [19].

БРС консультанта також включає додатковий аналітично-інформаційний комплекс, до якого входять бази даних, інтернет-ресурси, апаратура для аналізу та розшифровки біомедицинських даних від абонента, засоби їх відображення та архівування [19].

Оптичний підсилювач з автоматичним регулюванням підсилення

забезпечує компенсацію затухання або зростання сигналу, яке виникає внаслідок дії іонізуючого випромінювання та інших зовнішніх і внутрішніх впливів, в т.ч. і втрат, зумовлених несанкціонованим доступом до оптичного волокна. Для підвищення достовірності і підтримки якості передачі біомедичних даних, до структури ВОКЗ може бути введено блок автоматичного контролю і діагностики оптичного кабелю, який за аналогією з [19] забезпечує: дистанційний автоматичний контроль стану волоконним кабелем з визначенням розподілу втрат вздовж каналу зв'язку; документування і формування бази даних результатів контролю; автоматичну діагностику стану кабелю зв'язку з точним визначенням місця і характеру пошкодження шляхом порівняння поточних та еталонних результатів вимірювання параметрів об'єкту; автоматичний аналіз зміни параметрів ВОКЗ в часі.

Характерною ознакою більшості телемедичних, т. ч. і опто-волоконних мережі систем є наявність типових операцій, пов'язаних з отриманням, обробленням, поданням і передачею інформації. У загальному вигляді структуру, що здійснює оброблення і передачу інформації в телемедичній системі можна представити моделлю інформаційного каналу (рис. 3.12) [32], в якій на вхід надходить аналоговий векторний сигнал (повідомлення) $X(t)$, з довільного джерела, наприклад, медичного діагностичного приладу, який далі дискретизується, квантується і кодується [32].

Далі сигнал в цифровій формі подається на пристрій попереднього оброблення повідомлень, в якому виконується фільтрація, стиснення сигналу та обчислення параметрів сигналу. Остання операція може бути використана, якщо одержувача не цікавить вихідний сигнал в цілому, а тільки окремі його параметри. Водночас, обчислення характеристик сигналу дає можливість згрупувати потоки повідомлень відповідно до їх динамічних характеристик. Пристрій групування потоків повідомлення формує загальний каналний сигнал, який надходить на пристрій завадостійкого кодування і, далі, в передавальний пристрій, де модулює несучу частоту. Поширюючись по каналу сигнал спотворюється шумами і завадами, які мають адитивну та

мультипликативну складову і надходить на пристрій декодування, після якого відбувається виділення інформаційних повідомлень. На останньому етапі оброблення відбувається відновлення вихідних сигналів та обчислення параметрів сигналів, необхідних користувачеві [32].

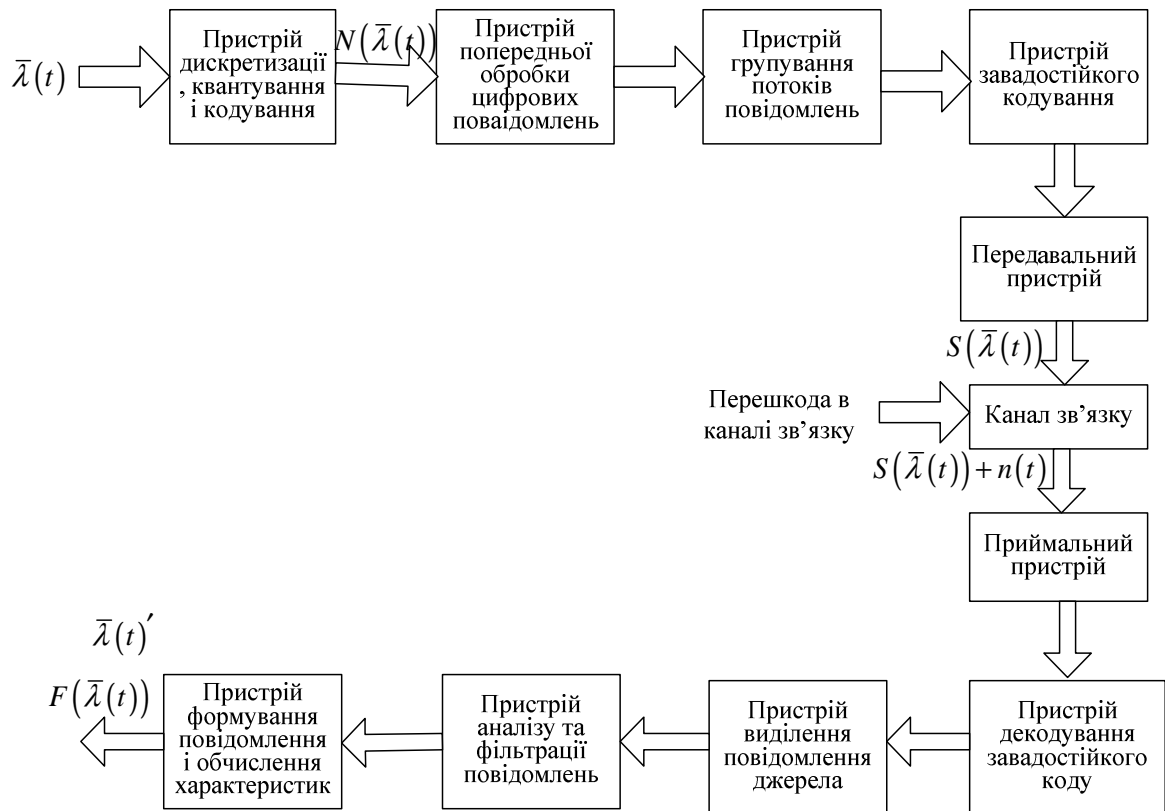


Рисунок 3.12 – Модель інформаційного каналу телемедичної системи

Запропоновану модель покладено в основу волоконно-оптичного каналу зв'язку, узагальнена структурна схема якого представлена на рис.3.13.

Отже, запропонована структурна схема волоконно-оптичного каналу зв'язку телемедичної мережі (рис. 3.13) вирішує питання стабільної, захищеної і контролюємої передачі і прийому біомедичної інформації; підвищення швидкості її передачі з одночасним захистом від несанкціонованого доступу; функціонування ВОКЗ в розширеному температурному діапазоні, що як і попередній показник, досягнуто завдяки застосуванню вітчизняної елементної бази [24], [21], [32].

Проаналізуємо ще одну конфігурацію волоконно-оптичного каналу зв'язку, структурна схема якого приведена на рис.3.14.



Рисунок 3.13 – Узагальнена структурна схема волоконно-оптичного каналу зв'язку для обміну телемедичною інформацією

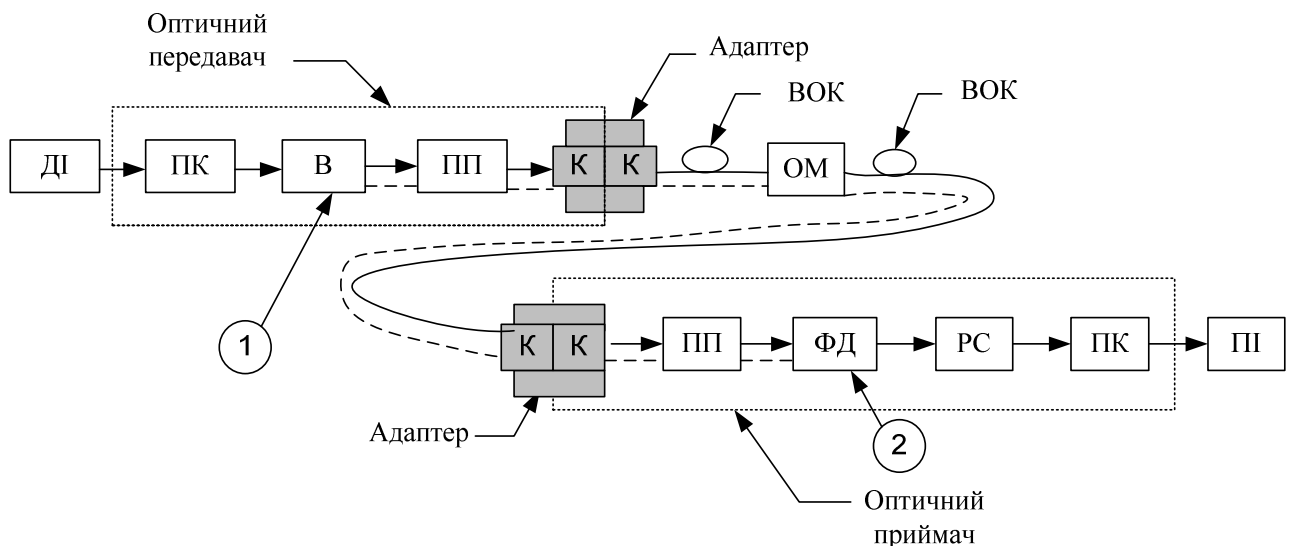


Рисунок 3.14 – Структурна схема волоконно-оптичного каналу зв'язку[24], [21], [32]

Оптичний передавач (optical transmitter) і оптичний приймач (optical receiver) виділені пунктирною лінією. У точці 1 світловий сигнал формується, в точці 2 світловий сигнал перетворюється в електричний.

Водночас передавач і приймач конструктивно об'єднано в один пристрій з двома оптичними адаптерами для приєднання оптоволокон. Саме тому мережева картка комп'ютера має на виході адаптер для двох оптоволокон: по одному світло поступає в адаптер, по іншому виходить.

На структурній схемі позначені: ДІ – джерело інформації; ПК – перетворювач коду; В – випромінювач світла; ПП – погоджувальний пристрій (оптичний); К – конвектор оптичний; ВОК – волоконно-оптичний кабель; ОМ – оптична муфта кабелю; ФД – фотодіод; РС – регенератор Сігала; ПІ – приймач інформації.

Відстані між трансиверами на оптичній лінії знаходяться в обернено пропорційній залежності від швидкості передачі інформації (рис. 3.15).

Каналоутворююче середовище телемедичної мережі, яке фактично можна розглядати як інфраструктуру передачі і прийому біомедичних даних складається, в свою чергу, з відповідних спеціалізованих апаратних та програмних засобів, носіїв інформації і технологічних рішень (протоколи і стандарти), фізичних каналів для обміну даними. Склад спеціалізованого комп'ютерного і медичного обладнання визначається, виходячи із потреб закладу охорони здоров'я, наявності власної локальної мережі та медичної апаратури, яка підключається до неї безпосередньо або через модеми та інтерфейси. Найбільше, для застосування в телемедичних мережах підходить спеціалізоване медичне обладнання (томографи, УЗД-апаратура, мікроскопи, бронхоскопи, ендоскопи, комп'ютеризовані комплекси для обробки ЕКГ, ЕЕГ та інші), які мають візуальний або акустичний зворотний зв'язок з лікарем та вбудовану мережеву підтримку [135], [136].

Існуючі телемедичні мережі використовують різноманітні телекомунікаційні середовища, такі як телефонні мережі загального користування, локальні мережі, цифрові мережі з інтеграцією служб, цифрові

виділені канали зв'язку (дротові і бездротові), волоконно-оптичні лінії зв'язку тощо. При виборі того чи іншого типу телекомунікаційного середовища слід врахувати не тільки технічні аспекти, а й – фінансові, які для існуючих каналів обміну даними мають досить широкий діапазон значень [137].

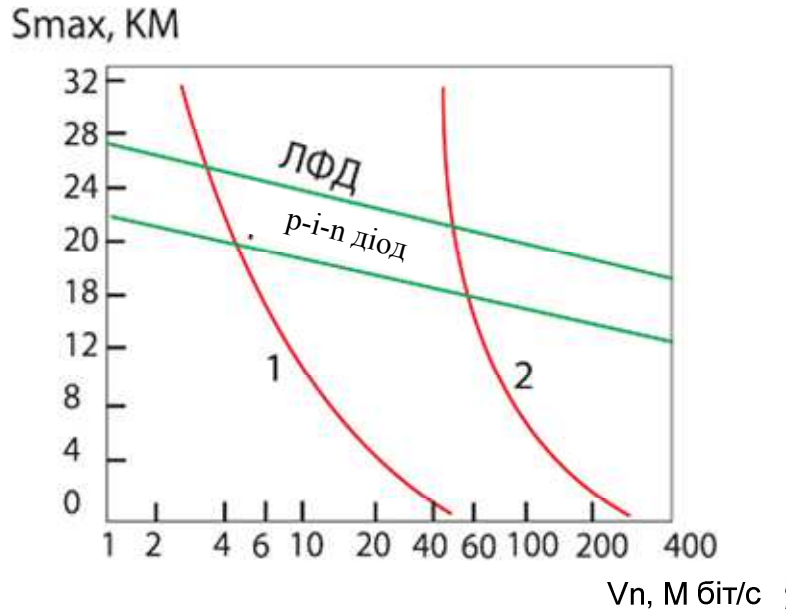


Рисунок 3.15 – Залежність відстані від швидкості передачі інформації

Враховуючи, що Вінницька область, як і вся Україна, має розгалужену, з відпрацьованою конфігурацією, інформаційно-енергетичну мережу земельного Кадастру України, яка побудована на волоконно-оптичних лініях, має відповідний захист інформації та ресурсний резерв, було прийнято рішення, узгоджене з керівництвом земельного Кадастру щодо використання цієї мережі для побудови волоконно-оптичної мережі для обміну медичними відео зображеннями [138], [139], [140], [141].

3.3.2 Рекомендації по вибору волоконно-оптичних кабелів

Оптичні волокна, що застосовуються для передачі даних, мають принципово схожу будову. Світлопередаюча частина волокна (ядро, осердя або серцевина) знаходиться в центрі, навколо якої розташовується демпфер (який іноді називають оболонкою). Завдання демпфера – створити межу розподілу середовищ і не дати випромінюванню «вийти» за межі ядра.

І ядро, і демпфер виготовляються з кварцового скла, при цьому показник заломлення ядра дещо вищий, ніж показник заломлення демпфера, що сприяє реалізації явища повного внутрішнього відображення. Для цього досить різниці в соті частки – наприклад, ядро може мати показник заломлення $n_1=1,468$, а демпфер – значення $n_2=1,453$ (рис. 3.16) [142], [143].

Діаметр ядра одномодових волокон становить 9 мкм, багатомодових - 50 або 62.5 мкм, при цьому діаметр демпфера у всіх волокон однаковий і дорівнює 125 мкм. Будова світловодів в масштабі показано на рис. 3.17 [143].

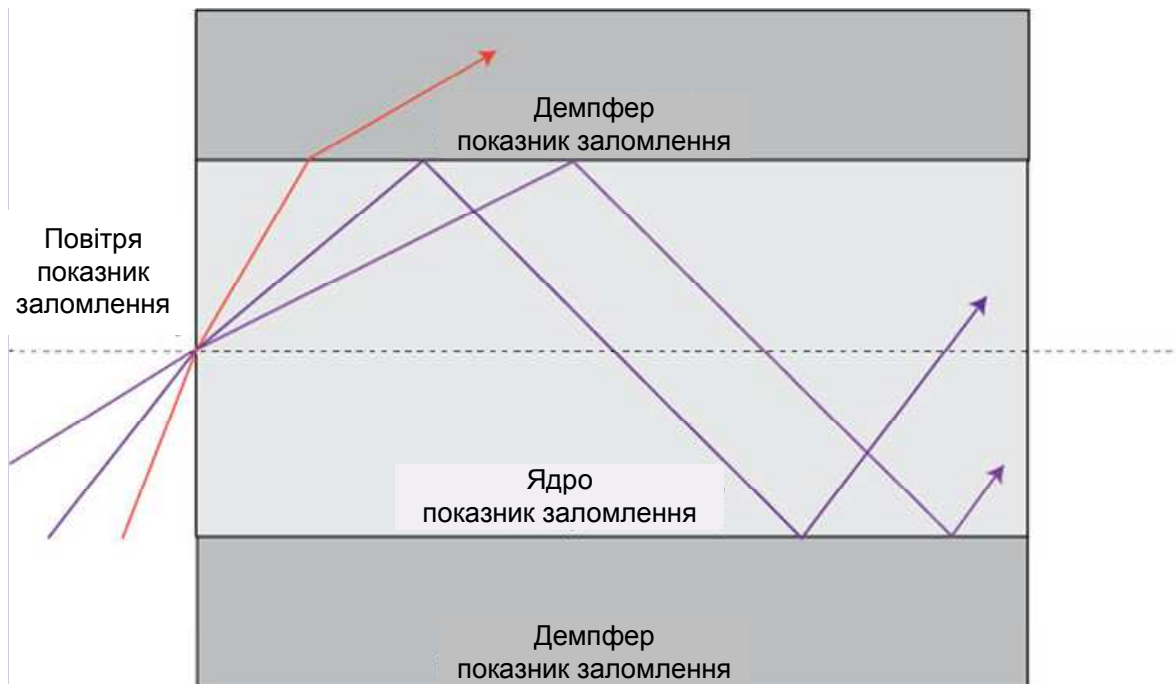


Рисунок 3.16 – Показник заломлення [143]

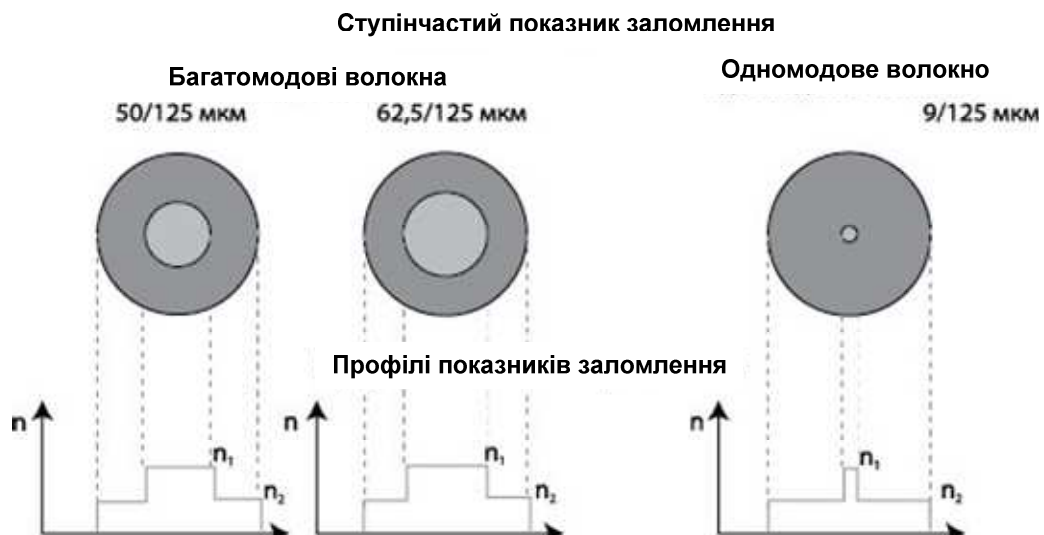


Рисунок 3.17 – Будова світловодів в масштабі [143]

Ступінчастий профіль показника заломлення найпростіший для виготовлення світловодів. Він прийнятний для одномодових волокон, де умовно вважається, що «мода» (маршрут поширення світла в ядрі) одна. Однак для багатомодових волокон з ступінчастим показником заломлення характерна висока дисперсія, яка викликана наявністю великої кількості мод і призводить до розсіювання і «розповзання» сигналу, що в підсумку обмежує відстань, на якому можлива робота додатків. Мінімізувати дисперсію мод дозволяє градієнтний показник заломлення. Для багатомодових систем рекомендується використовувати саме волокна з градієнтним показником заломлення, в яких перехід від ядра до демпфера не має «сходинок», а відбувається поступово (рис.3.18).

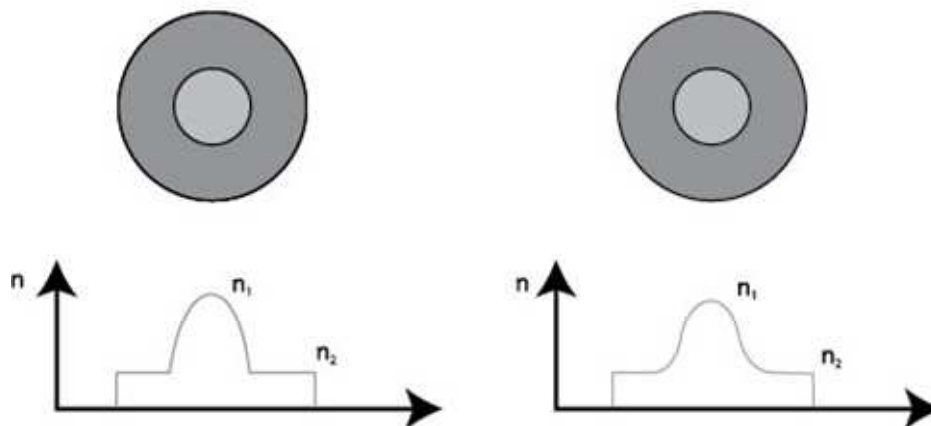


Рисунок 3.18 – Градієнтний показник заломлення [143]

Основний параметр, що характеризує дисперсію і, відповідно, здатність волокна підтримувати роботу додатків на певні відстані - коефіцієнт широкосмуговості. В даний час багатомодові волокна діляться за цим показником на чотири класи, від OM1 (які не рекомендується застосовувати в нових системах) до найбільш продуктивного класу OM4 [143]. Це може стати основою для рекомендації по вибору типу волокна в залежності від продуктивності програми та відстані, на яку воно повинно працювати [143]:

- для швидкостей понад 10 Гбіт/с вибір на користь одномодового волокна незалежно від відстані;

- для 10-гігабітних додатків і відстаней понад 550 м вибір на користь одномодового волокна;
- для 10-гігабітних додатків і відстаней до 550 м також можливе застосування багатомодового волокна OM4;
- для 10-гігабітних додатків і відстаней до 300 м також можливе застосування багатомодового волокна OM3;
- для 1-гігабітних додатків і відстаней до 600-1100 м можливо застосування багатомодового волокна OM4;
- для 1-гігабітних додатків і відстаней до 600-900 м можливо застосування багатомодового волокна OM3;
- для 1-гігабітних додатків і відстаней до 550 м можливо застосування багатомодового волокна OM2.

Вартість оптичного світловода багато в чому визначається діаметром ядра, тому багатомодовий кабель при інших рівних умовах обходиться дорожче одномодового. При цьому активне обладнання для одномодових систем через використання в них потужних лазерних джерел (наприклад, лазер Фабрі-Перо) коштує істотно дорожче ніж для багатомода, де використовуються або відносно недорогі лазери поверхневого випромінювання VCSEL або ще більш дешеві світлодіодні джерела. При оцінюванні вартості системи необхідно враховувати витрати як на кабельну інфраструктуру, так і на активне обладнання, причому останні можуть виявитися значно більше [143].

На сьогоднішній день склалася практика вибору оптичного кабелю в залежності від сфери використання. Одномодове волокно використовується [143]:

- в морських і трансокеанських кабельних лініях зв'язку;
- в наземних магістральних лініях далекого зв'язку;
- в провайдерських лініях, лініях зв'язку між міськими вузлами, в виділених оптичних каналах великої протяжності, в магістралях до обладнання операторів мобільного зв'язку;
- в системах кабельного телебачення (в першу чергу OS2, широкосмугова

передача);

- в системах GPON з доведенням волокна до оптичного модему, що розміщується у кінцевого користувача;

- в СКС в магістралях довжиною понад 550 м (як правило, між будинками);

- в СКС, які обслуговують центри обробки даних, незалежно від відстані.

Багатомодове волокно в основному використовується [143]:

- в СКС в магістралях всередині будівлі (де, як правило, відстані до 300 м) і в магістралях між будівлями, якщо відстань не перевищує 300-550 м;

- в горизонтальних сегментах СКС і в системах FTTD (fiber-to-the-desk), де користувачам встановлюються робочі станції з багатомодовими оптичними мережевими картами;

- в центрах оброблення даних на додаток до одномодового волокна;

- у всіх випадках, де відстань дозволяє застосовувати багатомодові кабелі.

Хоча самі кабелі обходяться дорожче, економія на активному обладнанні покриває ці витрати.

Можна очікувати, що в найближчі роки волокно OS2 поступово витіснить OS1 (його знімають з виробництва), а в багатомодових системах зникнуть волокна 62,5/125 мкм, оскільки їх повністю витіснять світловоди 50 мкм, ймовірно, класів OM3-OM4 [143].

3.3.3 Модуль «Передача-Прийом» ВОКЗ

Обов'язковими складовими волоконно-оптичних каналів зв'язку є приймачі і передавачі даних, конструктивна реалізація яких передбачає як окремі варіанти, так і комплексний – прийомо-передавач, який об'єднує в одному конструктиві і приймач, і передавач. Як передавач (на вході), так і приймач (на виході) маніпулюють з цифровими електричними сигналами, в той час, як передача інформаційних сигналів по волоконно-оптичних каналах зв'язку здійснюється за допомогою оптичних [144].

Приймачі оптичного випромінювання (фотоприймачі) в цифрових системах зв'язку представляють собою складні пристрої, які здійснюють

перетворення світлових сигналів в електричні [144], [145]. Для цього світлове випромінювання перетворюється в електричний струм, підсилюється, після чого відновлюється передане повідомлення і формується відповідний даному повідомленню електричний сигнал. Більшість діючих оптичних систем передачі інформації використовують двійковий (бінарний) код і найпростішу амплітудну модуляцію з двома значеннями амплітуди сигналу. Приймачі оптичного випромінювання для таких систем мають найбільш просту структуру, в яких складовою частиною присутні бінарні амплітудно-модульовані сигнали. Цифровий фотоприймач складається з чотирьох блоків: у першому блоці відбувається послідовне перетворення оптичних сигналів в електричний струм; у другому блоці здійснюється лінійне підсилення електричного струму; в третьому – відновлення даних, і в четвертому – формування вихідного електричного сигналу. Структура приймача показана на рис. 3.19.

Перетворення модульованого світлового випромінювання (світлового сигналу) в модульований електричний струм відбувається в фотодіоді. Струм фотодіода посилюється трансімпедансним підсилювачем з низьким рівнем шумів. Вихідні імпульси струму підсилюються лінійним підсилювачем з автоматичним регулюванням підсилення (АРП), фільтруються і поступають в блок відновлення даних, де електричний імпульс ділиться на три частини. Одна частина імпульсу використовується для формування частоти в блоці синхронізації. Друга частина електричного імпульсу служить для формування постійного порогового струму, який використовується в якості рівня порівняння з імпульсами струму інформаційного сигналу. Третя частина подається на схему порівняння, де порівнюється з граничним значенням струму для прийняття рішення про те, який символ («1» або «0») переданий. Порівнювати значення імпульсу струму з граничним значенням необхідно в точно визначені моменти часу, які відповідають середині тактових періодів. Інтервали часу, в які відбувається порівняння порогового струму з величиною струму фотодіода, задає генератор тактової частоти. Для оптимальної роботи

фотоприймача величина середнього значення підсиленого струму повинна приблизно збігатися з пороговим значенням. Виконання цієї умови забезпечує блок автоматичного регулювання підсилення. Схема АРП керує роботою формувача електричних сигналів, який в залежності від результатів порівняння виробляє електричний сигнал, який відповідає логічній «1» або «0» [144], [145].

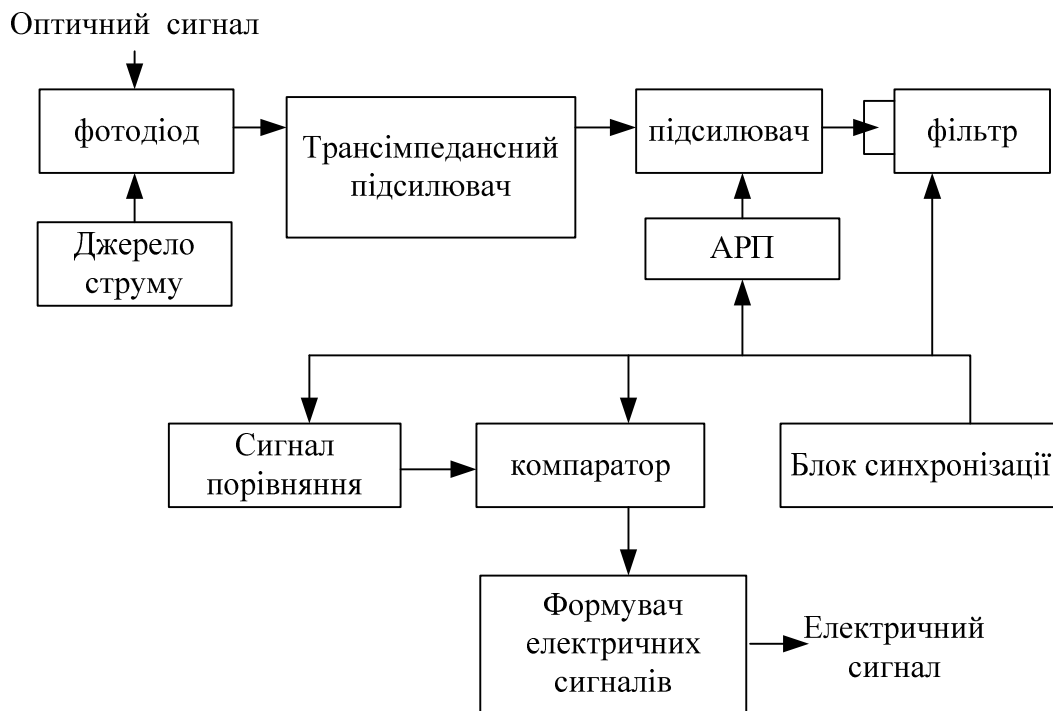


Рисунок 3.19 – Структурна схема цифрового фотоприймача [144], [145]

Зазвичай в волоконно-оптичних лініях зв'язку в якості фотоприймачів використовуються лавинні і р-і-n фотодіоди. Фотоприймачі для ВОЛЗ повинні бути широкопasmовими, мати високе значення добутку ширини смуги на коефіцієнт лавинного множення, мати низький рівень надлишкового шуму (для ЛД), бути швидкодіючими, мати малу ємність, малий темновий струм, бути стабільними до зовнішніх впливів, мати максимальну чутливість на довжині хвилі випромінювача і великий термін служби, а також забезпечувати можливість узгодження з наступним каскадом підсилювача [146], [147].

Виконання цих суперечливих вимог дозволило створити серію фотодіодів в корпусах, зручних для з'єднання з ВОЛЗ з такими параметрами [146], [147]:

- кремнієві р-і-n фотодіоди - струмова чутливість 0,4-0,5 А/Вт,

довжина хвиль - 0,85 мкм, швидкодія - 1-10 нс, темновий струм - 2-10 нА при робочій напрузі 5В (24 В);

- р-і-n фотодіоди на основі гетероструктур InGaAsP/InP з робочими довжинами хвиль 1,3 і 1,55 мкм, струмовою чутливістю 0,6-0,9 А/Вт, швидкодією 0,07-0,3 нс, темновим струмом 0,1 -5 нА при робочій напрузі 5-10 В;

- германієві лавинні фотодіоди з робочими довжинами хвиль 1,3 мкм і 1,55 мкм з струмовою чутливістю 6014 А/Вт, щільністю шумового струму (5-10) 10-12 А/Гц -1/2, швидкодією 0,1-0.6 нс, ємністю 0,6-2 пФ при робочій напрузі 30-100 В;

- фотоприймальні пристрої з р-і-n FET з робочими довжинами хвиль 1,3 і 1,55 мкм, пропускну здатністю 170-700МГц, чутливістю від -36 до 43 дБм.

Оптоволоконні передавачі найбільш надійне і якісне обладнання передачі сигналів по ВОЛЗ. Комплекти приймачів-передавачів відео та аудіо призначені для передачі сигналів по оптоволокну на великі відстані, а також передачі даних RS-485 з оптики. Використовуючи комплекти передачі відео по ВОЛЗ, можна здійснювати передачу реле «сухі контакти» по одній жилі оптоволокна. Специфіка передавачів по оптиці в тому, що весь набір відеосигналів, аудіо, RS-485 можна вести по ВОЛЗ всього по одній жилі оптоволокна. Це створює велику перевагу перед передачею по «крученій парі», оскільки по ній неможливо транслювати стільки сигналів, скільки передавати відео по ВОЛЗ. Передачу відеосигналів по оптоволокну рекомендується вести по одномодовому кабелю. Кількість відеосигналів (аудіосигналів) в одній жилі оптоволокна для одномодової оптики набагато перевершує передачу сигналів по багатомодовому оптоволокну.

Основні характеристики оптичних передавачів [148]:

- Довжина хвилі передачі по оптоволокну – 1310 або 1550 нм.
- Максимальна відстань передачі по ВОЛЗ.
- Діапазон передаваних частот МГц.

- Оптичний бюджет дБ.
- Наявність або відсутність управляючого RS-485 інтерфейсу.
- Автоматичне або ручне регулювання рівня вихідного сигналу в оптичну лінію.
- Корпус для настінного монтажу чи монтажу в стійку rackmounte 1U.

Приймач-передавач волоконно-оптичної лінії зв'язку (рис.3.20) призначений для обміну інформаційними сигналами у вигляді імпульсної послідовності по волоконно-оптичному каналу і забезпечує захист передаваної інформації від хроматичної дисперсії при використанні кодів RZ [149].

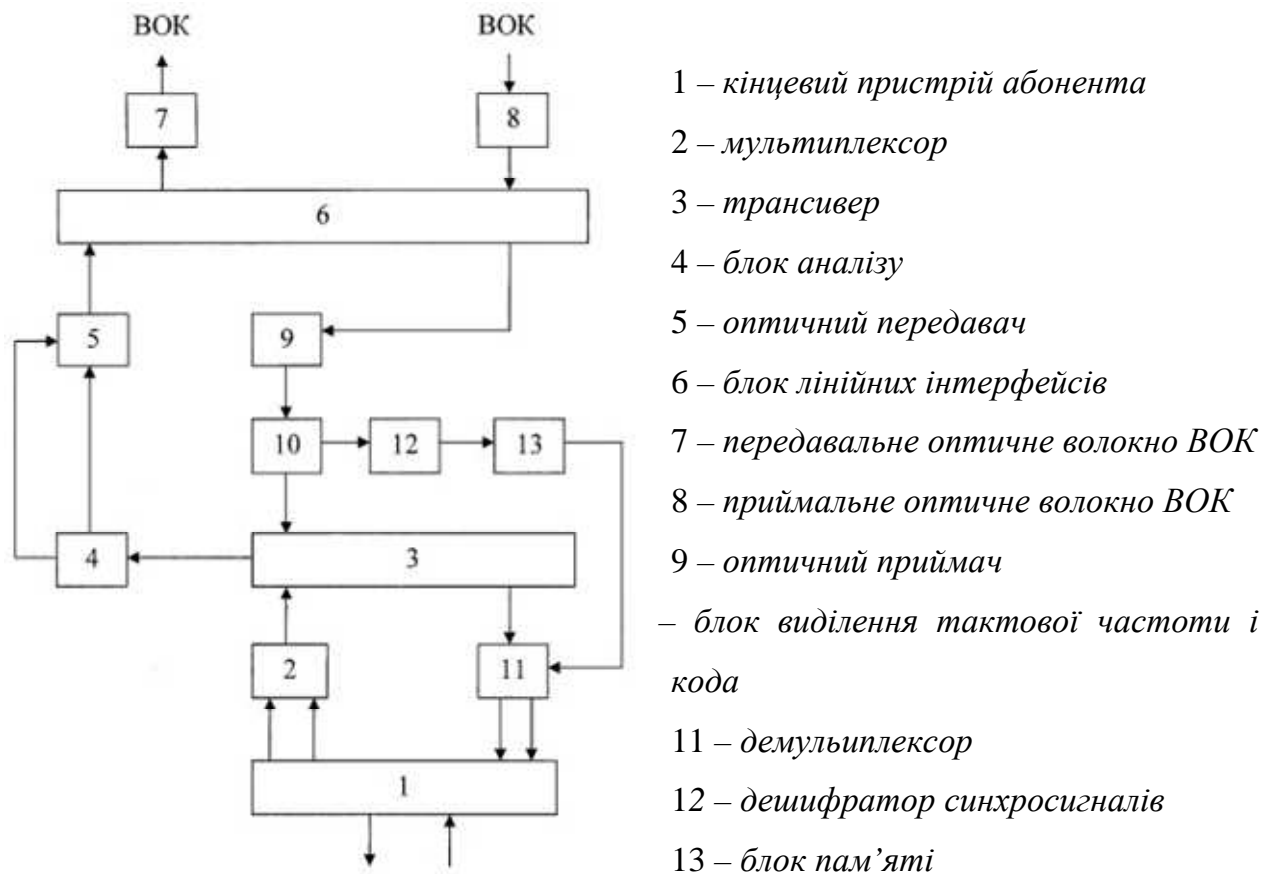


Рисунок 3.20 – Приймач-передавач для волоконно-оптичного зв'язку [149]

Для збільшення об'ємів передаваної інформації застосовують волоконно-оптичні системи з хвильовим (спектральним) ущільненням (WDM), перевагою яких є незалежність ущільнення від вигляду передаваних трафіків

(SDH, PDH, IP, ATM). Це досягається генеруванням кожної несучої частоти незалежним лазером і передачею цифрових сигналів у відповідності з методами, що застосовуються в різних синхронних системах передачі даних. Однак недосконалість алгоритмів керування потоками даних по ВОКЗ призводить до достатньо чутливих порушень зв'язку, що проявляються в нелінійному заломленні, непружному розсіюванні, модуляційній нестійкості і виникненню параметричних процесів [34], [83], [150].

Іноді використовують волоконно-оптичну систему передачі інформації, до складу якої входять в т.ч. і модифіковані блоки передавача і приймача оптичного сигналу, які у сукупності з оптичними підсилювачами і компенсатором хроматичної дисперсії, для збільшення максимальної відстані між ретрансляторами, підвищують швидкість передачі даних і забезпечують роботу системи в розширеному температурному діапазоні [151].

На рис. 3.21 представлено структурну схему передавача, а на рис. 3.22 – приймача системи. Вхідним блоком передавача, і відповідно, вихідним приймача, є N -розрядна шина даних 7 (як правило 8-ми розрядна), до виходу якої підключено формувачі імпульсів даних – 8 ($t_g = T_c/2N$), які синхронізовані імпульсами синхронізації $t_c = T_c/2N$ з блоку синхронізації 9 через формувач імпульсів 10. Виходи формувачів імпульсів 8 підключені до N -перших оптоелектронних модулів 11, які перетворюють інформаційні електричні сигнали в оптичні імпульсні сигнали на довжині хвилі оптичного випромінювання λ_g . Аналогічна процедура відбувається з $N+1$ сигналом синхронізації, оптоелектронним модулем 12, але вже на довжині хвилі оптичного випромінювання λ_c [151]. Інформаційні оптичні сигнали N з довжиною хвилі λ_g поступають через волоконно-оптичні лінії затримки 13 на входи оптичного мультиплексора 14 з матрицею передачі $N \times 1$. Сигнали з довжиною хвилі λ_c подаються на 1-й вхід спектрально-селективного мультиплексора 15 з матрицею передачі 2×1 , що дає змогу отримати на виході передавача оптичні сигнали з довжинами хвиль випромінювання λ_g і λ_c [151].

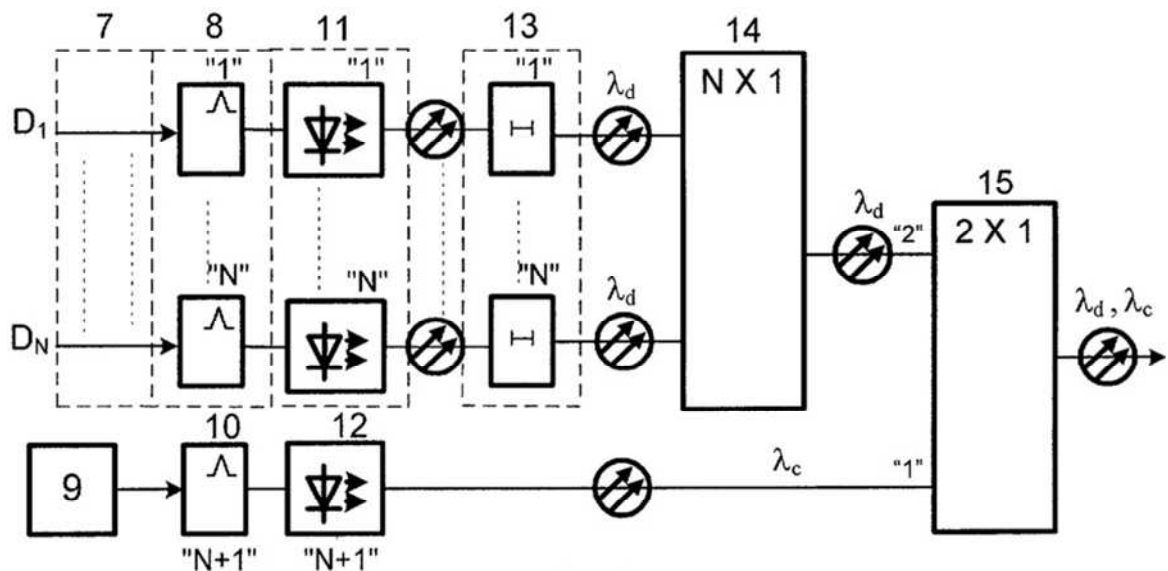


Рисунок 3.21 – Структурна схема передавача [151]

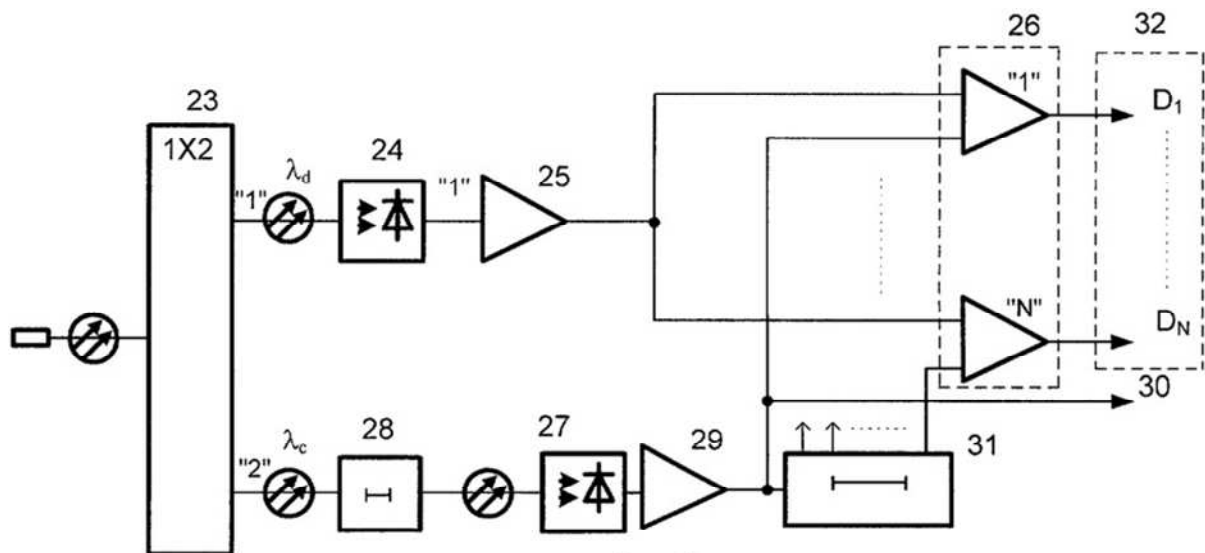


Рисунок 3.22 – Структурна схема приймача [151]

N -розрядна шина даних

формував імпульсів

пристрій синхронізації

формував імпульсів

· передавальний оптичний модуль

· оптоелектронний модуль

· волоконно-оптична лінія ВОЛ затримки

14 – оптичний об'єднувач з матрицею передачі $N \times 1$

15 – спектрально-селективний об'єднувач з матрицею передачі 2×1

23 – спектрально-селективний розгалужувач з матрицею передачі 1×2

1 – перший приймальний оптоелектронний модуль

5 – перший електронний підсилювач

5 – електронні ключі

7 – другий приймальний оптоелектронний модуль

3 – ВОЛ затримки

3 – другий електронний підсилювач

3 – вихідна шина синхронізації

1 – пристрій формування синхроімпульсів

2 – вихідна N -розрядна шина даних

Волоконно-оптичний канал зв'язку представлено стандартним одномодовим оптичним волокном (SMF), для якого характерна наявність хроматичної дисперсії 17пс/(нм.км) на довжині хвилі 1,55мкм, що веде до розширення передаваних імпульсних оптичних сигналів, а в подальшому – до виникнення помилок при передачі інформації. Для компенсації позитивної хроматичної дисперсії до структури ВОКЗ введено компенсатор з великою негативною дисперсією порядку 100пс/(нм.км) [151].

На вході приймача включено спектрально-селективний демультиплексор 23, який розділяє загальний сигнал на два із λ_g і λ_c . Весь подальший процес перетворення сигналів є дзеркальним по відношенню до передавача.

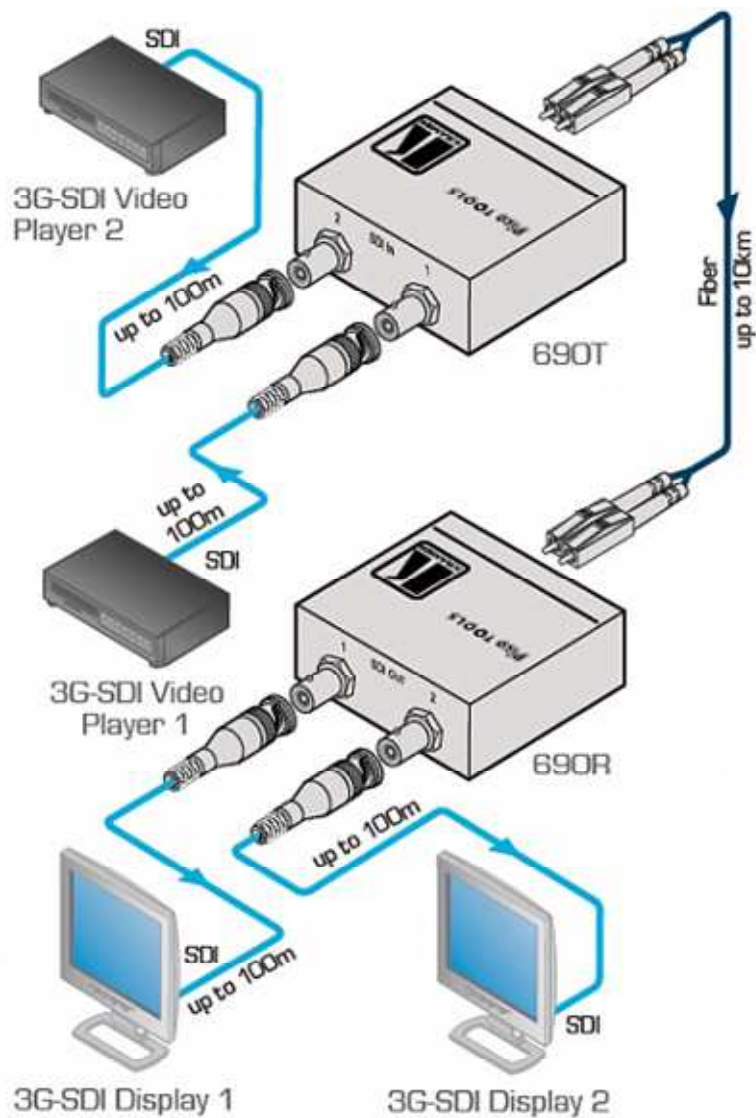


Рисунок 3.23 – Діаграма підключення 690T, 690R [152]

Характеристики [152]

Габаритні розміри (ШхГхВ)	6,2смх5,2смх2,4см
Маса	0,14кг
В комплекті	джерело живлення 5В, 1А
Входи	690T:SDI (2вх.): роз'єми BNC 690R: оптоволокно (2вх.):одномодовий (9/125), роз'єми LC
Виходи	690R:SDI (2вих.): роз'єми BNC 690T: оптоволокно (2вих.):одномодовий (9/125), роз'єми LC
Максимальна швидкість передачі	До 3Гбіт/с для кожного входу
Довжина лінії зв'язку волоконно-оптичної	До 10 км (3G-SDI)
Вхідна компенсація АЧХ кабеля	200м для SDI, 100м для 3G-SDI
Живлення	5В, 480 мА(690Т); 350мА (690R)

При виготовленні експериментального зразка волоконно-оптичної телемедицинської мережі були використані двоканальні волоконно-оптичні приймач і передавач 3GHD-SDI Kramer 690T, 690R [151].

Kramer 690T/690R – високоякісний волоконно-оптичний передавач відеосигналу SDI з роздільною здатністю до 3G HD-SDI, який перетворює два сигнали 3G HD-SDI в оптичний сигнал, що передається по волоконно-оптичному кабелю. Зворотне перетворення виконує приймач 690R, сумісний з волоконно-оптичним матричним комутатором VS-88FO [152].

Особливості:

- максимальна швидкість передачі даних 3 Гбіт/с
- два виходи SDI, роз'єми BNC
- два одномодових волоконно-оптичних виходи, роз'єми LC
- сумісність з HDTV
- підтримка стандартів SDI (SMPTE 259M і SMPTE 344M), HD-SDI (SMPTE 292M) і 3G HD-SDI (SMPTE 424M)

- технологія Kramer Equalization & re Clocking™ відновлює цифровий сигнал, спотворений передачею по коаксіальному кабелю (200 м для HD-SDI і 100 м для 3G HD-SDI)
- дальність передачі до 10 км
- компактний корпус Kramer TOOLS™. Три прилади встановлюються поруч в 19-дюймову стійку (1U) за допомогою адаптера RK-4PT (опція) [152].

3.3.4 ВОТМ на базі розподілених альтернативних джерел

Перспективним шляхом підвищення стабільності роботи ВОТМ є використання розподілених альтернативних джерел світлової енергії, зокрема сонячного випромінювання для автономного живлення компонентів мережі. Це також відповідає сучасним світовим трендам розвитку енергоефективних інформаційних технологій. Для побудови енергоефективної ВОТМ необхідне створення окремих виділених каналів передавання інформації із власною структурою енергетичного живлення на базі альтернативних джерел. Тому для проміжних вузлів ВОТМ та відповідних компонентів (регенератори, шлюзи, концентратори, мости, маршрутизатори, оптичні підсилювачі, активні комутатори) пропонується реалізувати безперебійне живлення від альтернативних джерел енергії – концентраторних сонячних ФЕП.

Сегмент ВОТМ на базі запропонованого підходу показано на рис 3.24.

Перспективним є використання розподілених альтернативних джерел на базі фотоелектричних концентраторних перетворювачів CPV [1], які мають ККД~43-44%, зокрема висококонцентраторної фотовольтаїки HCPV [87].

Це дозволить перетворення більшої частини сонячного випромінювання в електроенергію, оскільки спектральні діапазони виходи спектротрансформатора є максимально узгодженими із спектрами поглинання концентраторних ФЕП.

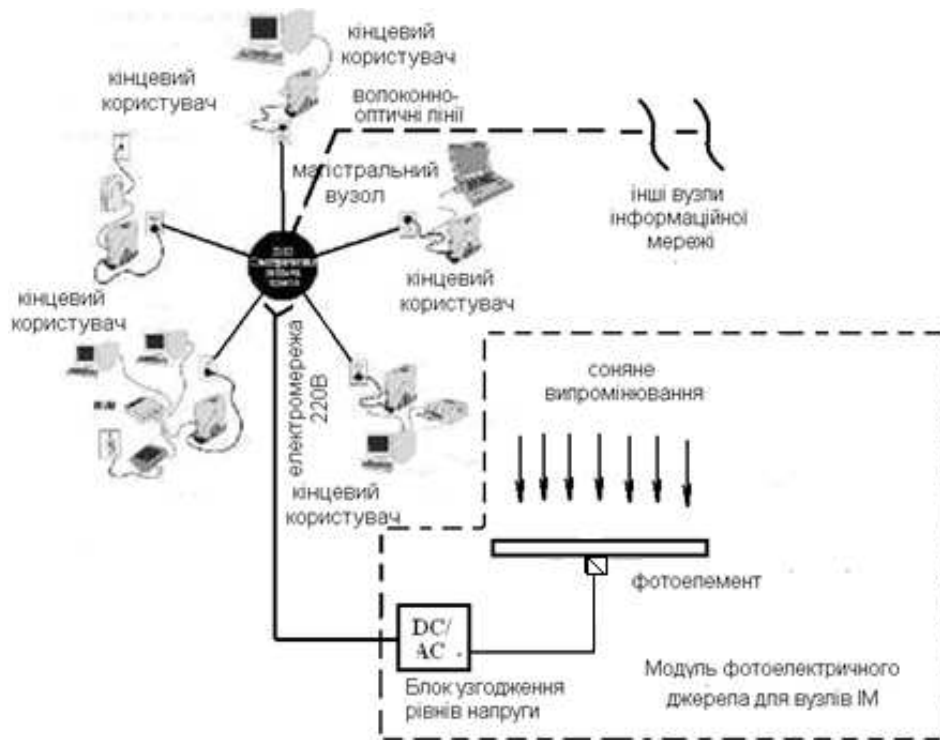


Рисунок 3.24 – Сегмент VOTM із живленням на базі модуля розподіленого джерела енергії від сонячного випромінювання

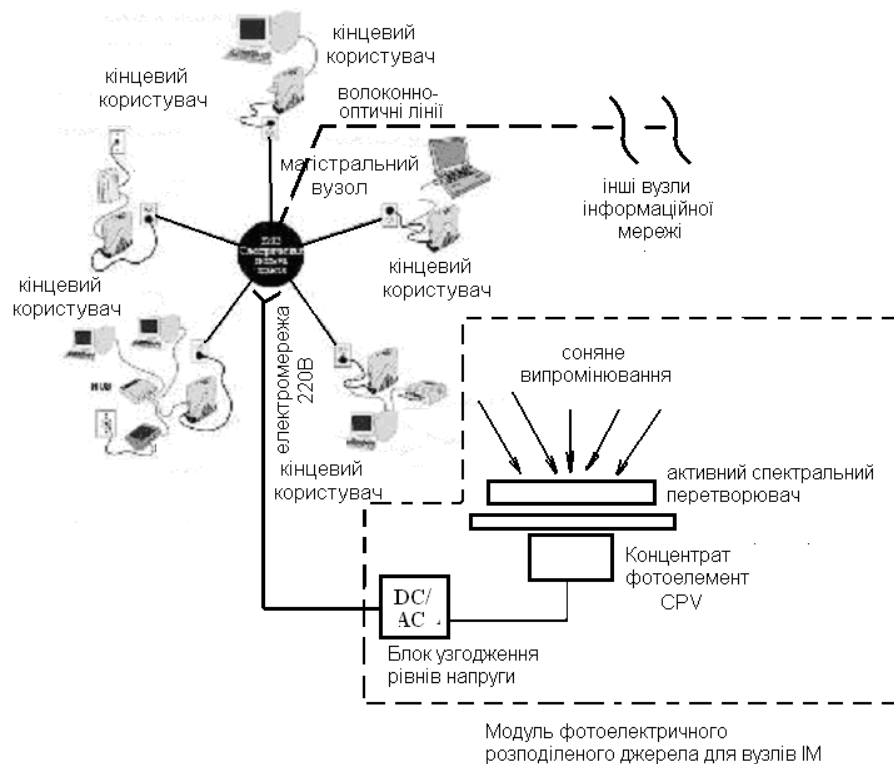


Рисунок 3.25 – Структура вузла VOTM із живленням на базі CPV

Тому, одним із шляхів вирішення проблеми побудови ІМ із високою стабільністю функціонування (особливо для державного і корпоративного секторів) є розробка і впровадження окремих високошвидкісних розподілених волоконно-оптичних мереж із повним або частковим автономним енергетичним живленням вузлів на базі технологій сонячних концентраторних ФЕП у поєднанні із спектротрансформатором [133]. Оскільки, енергетичні ресурси сонячного випромінювання є загальнодоступними і достатньо значними (зокрема для України і її території вони є одними з найбільших в Європі), то використання такої мережі дозволить не тільки вирішити завдання підвищення стабільності функціонування мережі, але й реалізувати функції енергозбереження і економії ресурсів і державних коштів.

Сьогодні ефективним і швидкодіючим способом передачі інформації є саме передача сигналів по волоконно-оптичним середовищам. Основним і оптимальним природнім джерелом енергії на Землі є сонячне світлове випромінювання з подальшою трансформацією у інші види енергії та забезпеченням більшості біологічні, теплові і хімічні процесів в геосфері. Повний потенціал світла і його переваги як носія інформаційних даних та енергетичного живлення можуть ефективно використовуватись у комп'ютерних системах та мережах.

Розглянемо функціональні особливості запропонованої ВОТМ із автономними вузлами, для чого визначимо границі оптичної потужності для стабільної роботи (позначимо $P_{гр.ниж}$ як нижню, а $P_{гр.верх}$ як верхню межі потужності фотоелектричного джерела). Робоче значення потужності $P_{роб}$ такого джерела повинне задовольняти умові $P_{гр.ниж} < P_{роб} < P_{гр.верх}$.

Очевидно, що нижня границя залежить від числа n кінцевих споживачів (пристроїв та компонентів) вузла ВОТМ, тобто із урахуванням енергетичних втрат у оптичних каналах $P_{втр.заг.}$ може бути визначена як сума: $P_{гр.ниж.} = n \cdot P_{спож.} + P_{втр.заг.}$. Верхню границю вважаємо максимальною потужністю роботи обладнання вузла, тобто $P_{гр.верх.} \approx P_{кр. обл.}$.

Тоді потужність на вході блоку, яке підлягає автономному живленню повинна перевищувати мінімально-допустиму потужність пристроїв $P_{np.min}$, тобто повинен виконуватись енергетичний баланс для передачі потужності у вузлі ВОТМ:

$$P_{дж} - P_{втр} L - n_p P_{вв} - n_n P_3 \geq P_{роб.min} \quad (3.1)$$

де $P_{дж}$ – рівень потужності джерела на вході вузла ВОТМ; $P_{вв}$ – втрати потужності введення/виведення у тракт передачі до кінцевого вузла; P_3 – втрати у роз'ємних (n_n) і нероз'ємних (n_n) з'єднувачах ; L – довжина ділянки від автономного джерела до пристрою; $P_{роб.min}$ – мінімально можливий рівень робочої потужності, при якому обладнання вузла нормально функціонує.

Відповідно для всієї ВОТМ із n автономних вузлів:

$$\sum_{i=1}^n P_{дж} - n(P_{втр} L - n_p P_{вв} - n_n P_3) \geq \sum_{i=1}^n P_{роб.min} \quad (3.2)$$

Допустимий потенціал потужності на виході кінцевого обладнання i -го вузла E_{tr} :

$$P_{втр} L - n_p P_{втр p} - n_n P_{втр n} \leq E_{tr} . \quad (3.3)$$

Симбіоз оптико-електронних технологій фотоелектричного перетворення сонячної енергії (на базі спектральних перетворювачів та сонячних фотоелектричних батарей) та волоконно-оптичних каналів дозволить розширити функціональні можливості ВОТМ із автономними вузлами для задач обміну телемедичною інформацією з високими показниками швидкості та надійності передачі конфіденційних інформаційних потоків із персональними даними пацієнтів [1], [92], [133].

Об'єднання технологій концентратора фотоелектричного перетворення сонячної енергії та технології спектральної трансформації довжин хвиль (Додаток А) дозволить зменшити оптичні втрати при перетворенні окремих спектральних областей та підвищити ефективність перетворення енергії для задач підвищення автономності вузлів ВОТМ [133].

3.4 Удосконалення PACS-системи обласної лікарні (телемедичного центру)

PACS (англ. Picture Archiving and Communication System) – система для отримання, архівування, зберігання, пошуку і пересилання цифрових зображень з метою їх використання медичними працівниками різних спеціальностей на всіх етапах обстеження і лікування пацієнтів, в першу чергу – для опису та консультування лікарями-рентгенологами і радіологами на мультимодальних робочих станціях (рис. 3.26).

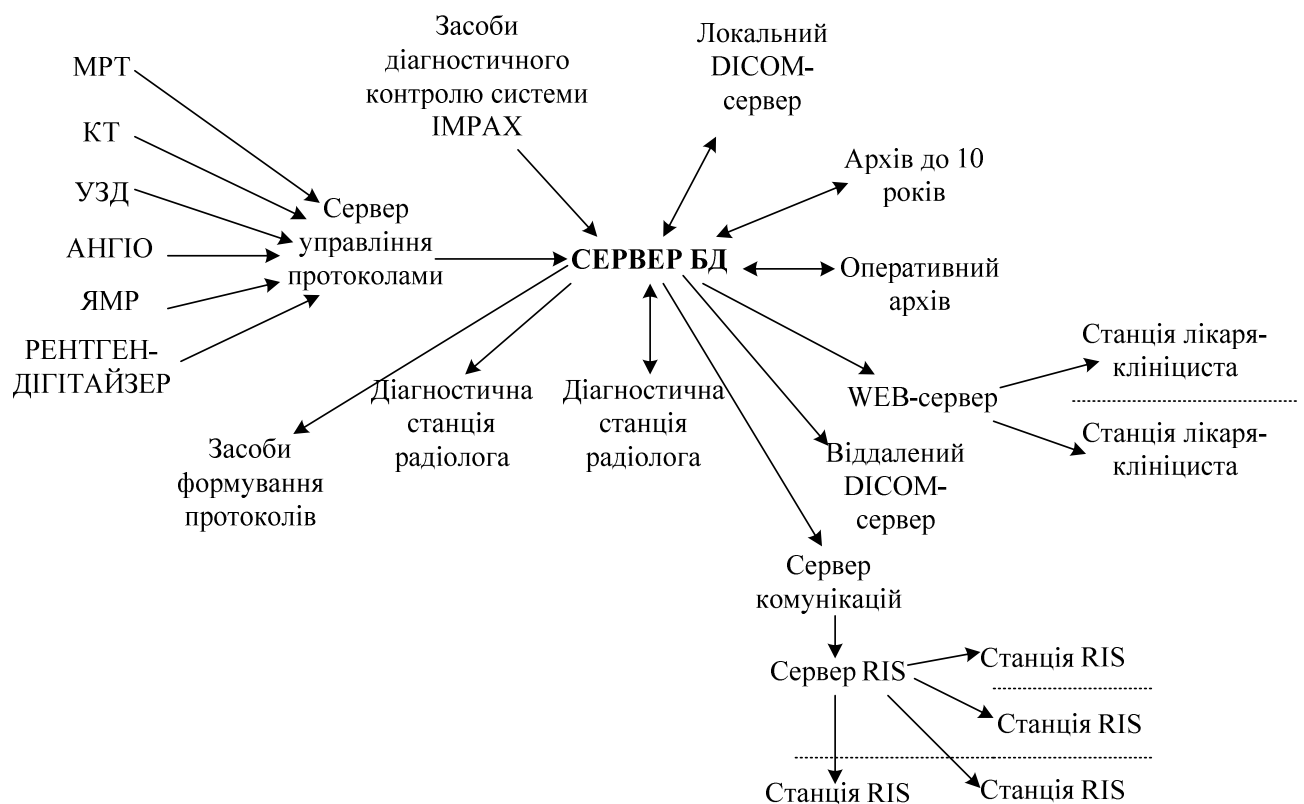


Рисунок 3.26 – Структурна схема PACS-системи обласної клініки (телемедичного центру) [37]

Основними компонентами PACS-систем є [37]:

- підсистема отримання зображень
- цифровий архів
- мережеві і інфраструктурні засоби

- програмне забезпечення для обробки та аналізу зображень пристрою

- виведення результатів досліджень

Вимоги до PACS-системи (рис. 3.26):

- функція постоброблення зображень для лікарів-діагностів;
- наявність WEB-серверу і серверу управління потоками;
- наявність сервера БД з функціями: підтримки логічно узгодженого набору файлів, забезпечення мови маніпулювання даними; відновлення інформації після збоїв, організація паралельної роботи декількох користувачів;
- наявність робочих станцій лікарів-діагностів і клінічних лікарів;
- обладнання для електронних архівів;
- забезпечення інтеграції госпітальної радіологічної і медичної інформаційних систем в частині обміну медичними зображеннями;
- організація віддаленого доступу і дистанційного консультування діагностичних зображень в межах локальної мережі ЗОЗ і за її межами.

Основним джерелом зображень є діагностичне медичне обладнання, яке надає зображення в форматі DICOM та іноді називається діагностичними модальностями: комп'ютерні томографи (КТ), магнітно-резонансні томографи (МРТ), цифрові мамографи (МГ) та інші. Дані пристрої формують зображення і пересилають їх в цифровий архів автоматично або за допомогою оператора після закінчення дослідження [37].

Цифровий архів забезпечує зберігання зображень та обслуговує запити на надання інформації користувачам архіву. Як правило, він має багаторівневу структуру – чим давніша інформація, тим більший час доступу до неї і дешевше носій, який використовується для її зберігання. Найбільшою швидкістю повинен володіти оперативний архів даних, який використовується для поточної роботи клініки. Час відкриття окремих зображень для діагностики з оперативного архіву обчислюється секундами (до 3-5 секунд).

Мережеві засоби призначені для передачі зображень і супутньої інформації між системами отримання цифрових зображень, архівами та

робочими станціями. Для передачі даних в межах клініки використовується «вита пара» і волоконно-оптичні лінії зв'язку. Чим більше модальностей знаходиться в мережі, тим вище повинна бути швидкодія мережевих компонентів [37].

Програмне забезпечення, як правило, призначено для візуалізації зображень з метою їх подальшої обробки та аналізу. Основними якісними характеристиками програмного забезпечення є: зручність користувача, висока точність надання інформації, наявність засобів математичної обробки зображень, простий доступ до необхідних зображень, супутні дані про пацієнта. Програмне забезпечення може бути представлено як у вигляді окремих робочих станцій або програмних модулів, так і у вигляді вбудованих в PACS-систему засобів візуалізації [37].

Існує два способи зберігання результатів досліджень: запис на цифрові носії (CD/DVD) і друк твердих копій зображень на DICOM-сумісних принтерах (на цифровий плівці для рентгенограм і томограм, на фотопапері з застосуванням кольорового друку для 3D-реконструкцій, перфузійних карт та інших видів обробки).

У відділенні променевої діагностики ЛПУ необхідно передбачити можливість проведення постобробки зображень на робочих станціях, включаючи зображення з архіву тривалого зберігання. Для цього на робочих станціях повинні бути встановлені спеціальні програми мінімальний набір яких включає в себе: MPR (реконструкція в довільних зрізах, *multiplanar reconstruction*), MIP (проекція максимальної інтенсивності, *maximum intensity projection*), MinIP (проекція мінімальної інтенсивності, *minimum intensity projection*), *Volume rendering* (побудова тривимірної моделі). Як мінімум, такий набір програм повинен бути встановлений на робочі станції, якими укомплектовані апарати КТ і МРТ [37].

Для оптимального функціонування рентгенівського відділення, укомплектованого цифровими діагностичними пристроями та електронним архівом (PACS), необхідно передбачити додаткове приміщення для лікарів-

діагностів, де будуть встановлені робочі станції для постобробки медичної інформації, що підключені до електронного архіву (PACS).

При наявності підключення рекомендується використовувати центральний загальноміський архів (PACS). При цьому медичне діагностичне обладнання безпосередньо підключається до центрального сховища з паралельною відправкою зображень на мультимодальні робочі станції рентгенологів або радіологів, які проводять і консультують дане обстеження.

У разі наявності в ЛПУ встановленого локального електронного архіву (PACS), пов'язаного з діагностичним обладнанням, підключення до центрального сховища здійснюється через нього. В такому випадку локальний електронний архів (PACS) повинен підтримувати наступний функціонал [37]:

- мати можливість отримувати вхідну інформацію про пацієнтів в форматі DICOM з зовнішнього джерела;
- мати можливість відправляти команди на модальності в форматі DICOM з необхідною інформацією про пацієнта;
- мати можливість відправляти результати досліджень в форматі DICOM у зовнішній архів;
- мати рекомендовану підтримку в PACS-системі стандартів IHE і HL7.

За відсутності підключення до загальноміського центрального архіву, для забезпечення надійності зберігання та запобігання можливих інформаційних втрат передбачено резервне копіювання даних. Систему зберігання інформації сплановано таким чином, що в будь-який момент часу інформація була присутня, як мінімум, в двох копіях.

Відомо, що PACS-системи працюють з медичними зображеннями, які представлені в стандарті DICOM-v.3 через відповідні додатки. Структура одного з них показана на рис. 3.27. Це модуль «Архів зображень PACS», представлений додатком, до складу якого входять: DICOM-сервер, PACS-сервер для роботи з джерелами даних, які зберігаються на MySQL-сервері і зовнішнім масивом даних; WEB-сервер, який забезпечує підключення за протоколом HTTP до DICOM-сервера; опціональний HL-7 сервер обміну

повідомленнями з іншими PACS-системами за протоколом LLTP [26].

Медичні зображення діляться на два основні класи: лінійні зображення (наприклад, кардіограми), які типові для функціональної діагностики і растрові зображення, що характерні для променевої діагностики. Лінійні зображення нерідко передаються з відповідної спеціалізованої системи в загальний банк даних лікувального закладу або в клінічну інформаційну систему. Передача растрових зображень в клінічну інформаційну систему найчастіше не практикується. Для перегляду і обробки таких зображень клініцисти зазвичай отримують можливість безпосереднього з'єднання з комп'ютерною мережею і спеціалізованою системою LLTP [153].

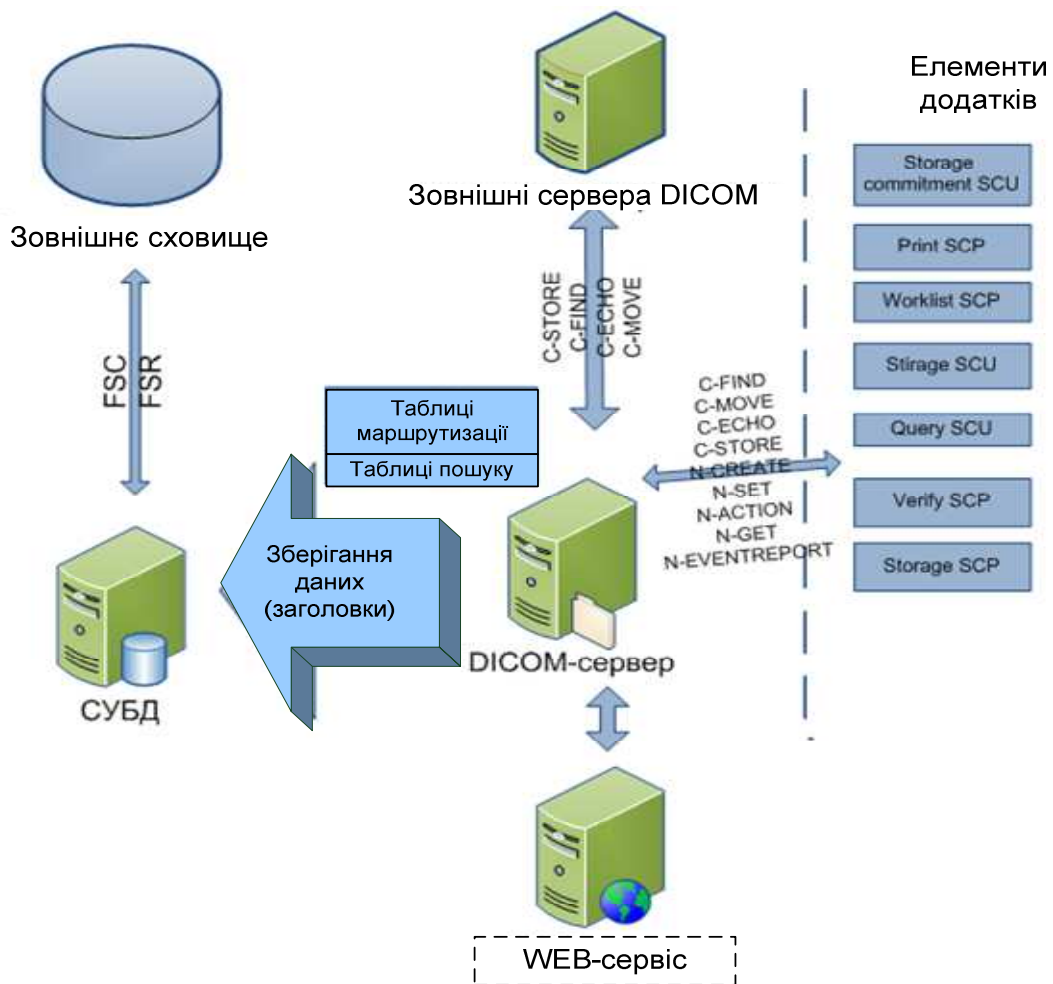


Рисунок 3.27 – Модуль взаємодії сервісів та елементів додатків [26]

В даний час комплексна обробка растрових медичних зображень здійснюється системами інтеграції променевої діагностики (СПІД), які є невід'ємними компонентами сучасної медичної інформаційної системи великої

лікарні чи поліклініки.

Комп'ютерні СПД (Computer Integrated Radiology) об'єднують в єдине ціле технічні завдання обробки растрових медичних зображень та організаційні методи проведення променевих досліджень. Термін, що використовувався раніше – системи архівування та передачі медичних зображень PACS (Picture Archiving and Communication System) – відноситься до технічної реалізації і являє собою частину концепції СПД [153].

СПД дозволяють зводити в єдине ціле як проміжні, так і остаточні результати досліджень, проведених на складних пристроях медичної візуалізації: рентгенівських апаратах, гамма-камерах, комп'ютерних та магнітно-резонансних томографах, апаратах ультразвукової діагностики (сонографія) та інших аналогічних пристроях, що дозволяють реконструювати двовимірне і навіть тривимірне зображення внутрішніх органів людини. Зазвичай ці дослідження проводяться відділеннями рентгенології, комп'ютерної томографії, радіології і відділеннями ультразвукової діагностики. Інтеграція зображень, отриманих за допомогою різних пристроїв медичної візуалізації, дозволяє вирішувати дуже тонкі і складні завдання діагностики і лікування важких захворювань. У той же час результатами інтеграції можуть скористатися тільки висококваліфіковані лікарі-діагности, які мають великий досвід використання декількох видів пристроїв медичної візуалізації [153].

Впровадження СПД передбачає:

- забезпечення більш ефективної організації проведення променевих досліджень;
- економія дорогих витратних матеріалів (рентгенівських плівок, проявника і т.д.);
- поліпшення якості діагностики;
- поліпшення взаємодії медичних установ (теледіагностику).

При створенні СПД використовуються найбільш сучасні засоби обчислювальної техніки і телекомунікації, включаючи [153]:

- високошвидкісні локальні і глобальні обчислювальні мережі на базі

технологій Fast Ethernet, FDDI і ATM;

- широкоформатні сканери рентгенівських плівок з високою роздільною здатністю і великим діапазоном передачі оптичної щільності;
- бібліотеки магнітооптичних дисків (в тому числі WORM, CD-ROM);
- комп'ютерні монітори з підвищеною яскравістю і роздільною здатністю;
- магнітооптичні картки пацієнтів;
- багатопроцесорні обчислювальні комплекси.

На рис. 3.28 представлена розроблена здобувачем модель інформаційного дослідження зображення в системі інтеграції променевої діагностики (СПД) та його аналізу за технологією PACS.

Крім зберігання і обробки двовимірних зображень, системи PACS дають можливість інтегрувати зовнішні модулі для експертного аналізу даних. Найбільш поширеними серед них є системи тривимірної реконструкції [74].

Практично кожен сучасний діагностичний апарат (КТ, МРТ, ПЕТ і УЗД) оснащений робочою станцією з можливостями 3D-реконструкції. Однак подібні функції все частіше затребувані не тільки на окремих робочих місцях при конкретному апараті. Виникає необхідність комплексної діагностики з можливістю порівняння даних, отриманих на різних апаратах. Результати 3D-діагностики використовуються хірургами в ході підготовки і планування операцій, а також онкологами та неврологами для уточнення діагнозу [74].

Системи тривимірної реконструкції дають можливість не тільки будувати тривимірні моделі на основі даних КТ, МРТ, ПЕТ, ОФЕКТ, а й проводити експертну обробку з визначенням кількісних параметрів. Зокрема, існують можливості аналізу судинних структур, кількості і розподілу жирової тканини, злиття і накладення зображень від різних модальностей, виділення окремих органів і тканин, використання віртуального скальпеля.

Тривимірні моделі мають високий ступінь наочності, проте не слід забувати, що вони формуються в результаті застосування математичних алгоритмів, які є унікальними технологіями і розробками (ноу-хау) виробників

3.4.1 PACS-сервери

Сервер баз даних – це програмне утворення, яке прив'язано до відповідних баз даних і функціонує незалежно від існування коригувальних або клієнтських процесів та розміщується на окремій апаратурі [89].

Всі сервери розподіляються на об'єктно-орієнтовані і багатомірні. Перші зберігають інформацію у вигляді об'єктів, що підтримуються засобами для розроблення програм-клієнтів, які працюють суто з об'єктними моделями. Другі забезпечують більш зрозуміле кінцевим користувачем представлення даних і мають нові засоби оперативного аналізу OLAP.

Узагальнену структуру серверів, які отримали найбільше застосування в PACS-системах та інших (RISC-системи), представлено на рис. 3.29.

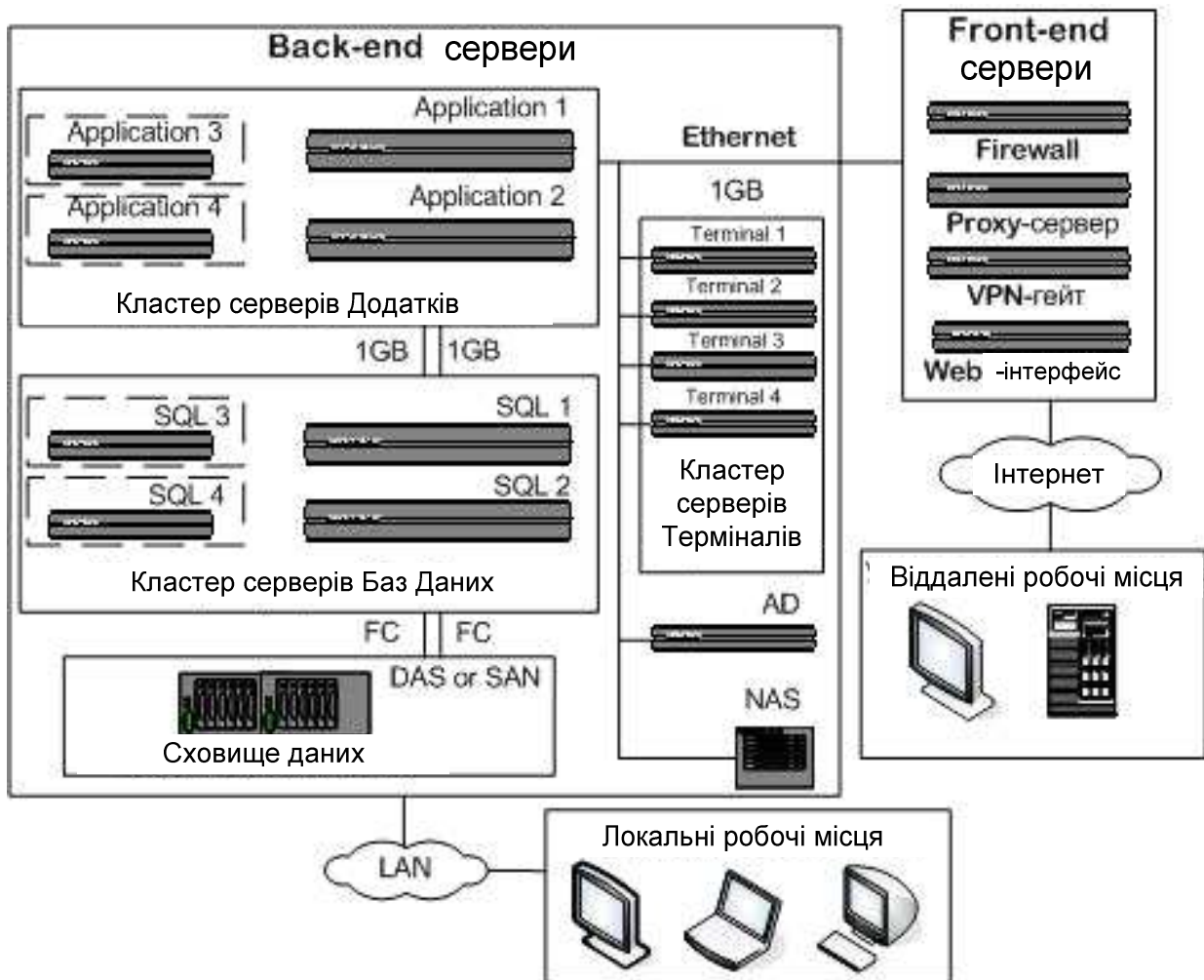


Рисунок 3.29– Структура серверів [154]

Структурно-функціональна організація сервера БД для PACS-системи обласної лікарні наведена на рис. 3.30, а на рис. 3.31 – варіант практичної взаємодії центрального, локального і відділеного DICOM-серверів [154].

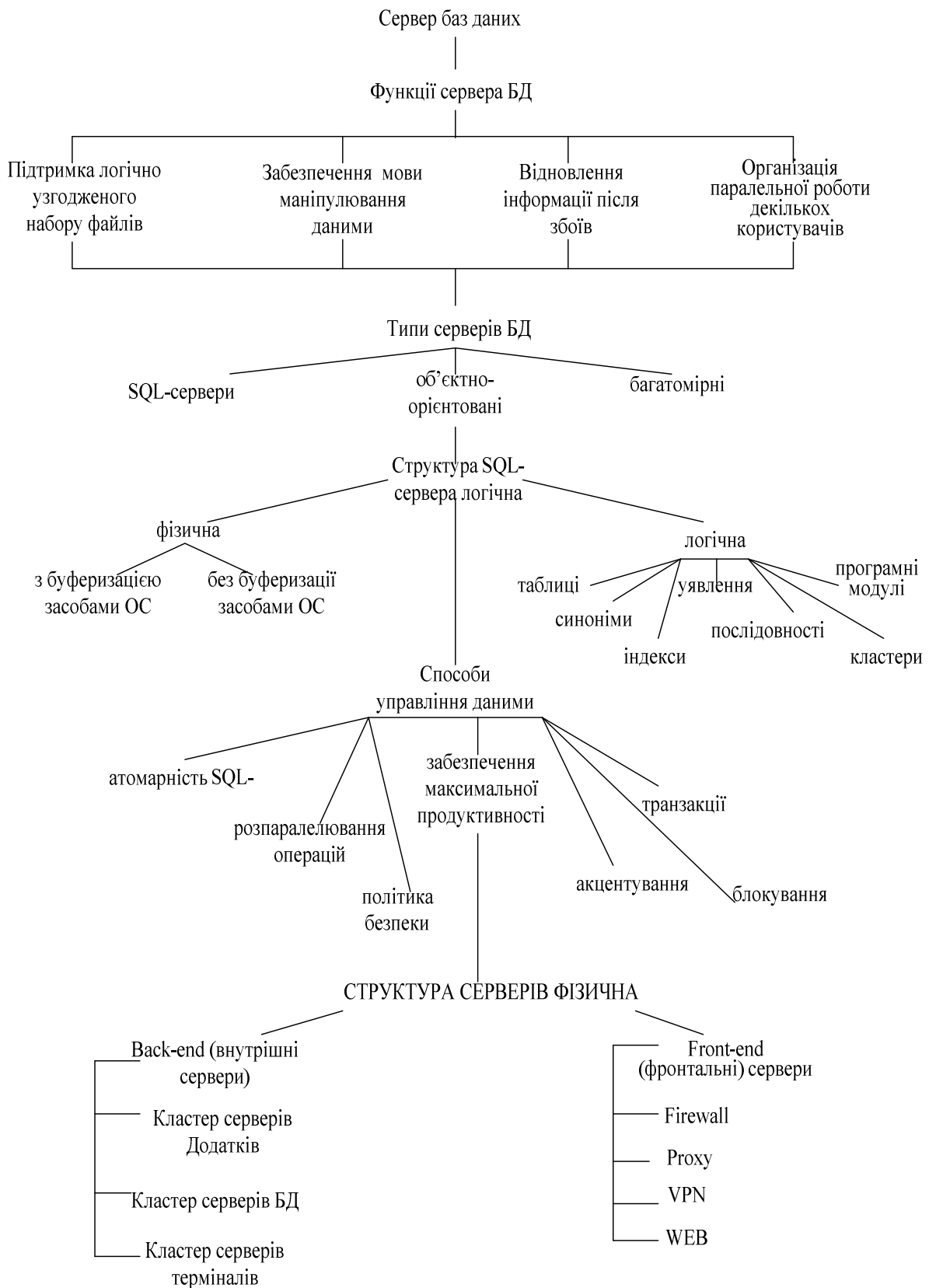


Рисунок 3.30 – Структурно-функціональна організація сервера БД

До складу ЦОД входять дві різні мережі передачі даних: фронтальна (front-end, мережеві служби) і внутрішня (back-end, операційні служби). Мережі обслуговують відповідно сервери фронтального ряду (firewall-, proxy-, VPN-, веб-), що відносяться до серверів мережевих служб і сервери back-end (баз даних, додатків, терміналів, AD) [155].

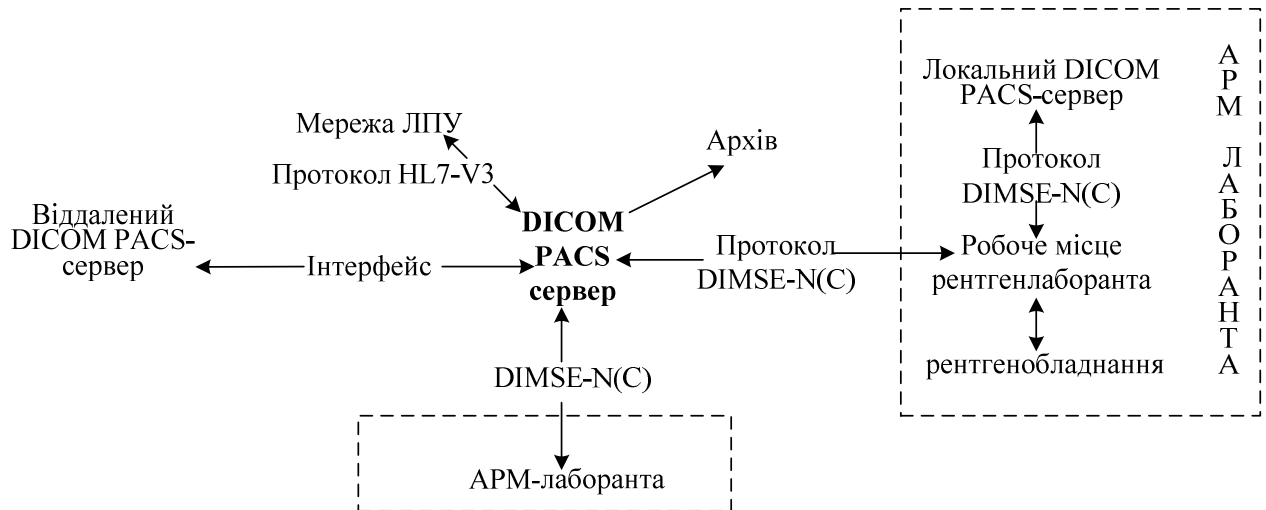


Рисунок 3.31 – Взаємодія центрального, локального і віддаленого серверів

Забезпечення максимальної продуктивності серверів досягається за рахунок реалізації наступних принципів:

- процеси, які виконують читання блоків даних, ніколи не очікують процесів, які виконують запис тих самих блоків даних;
- процеси, що виконують запис блоків даних, при відсутності явних блокувань з сторони користувача, не очікують процеси, що виконують читання тих самих блоків даних;
- процеси, що виконують запис блоків даних, очікують інші процеси, що виконують запис, тільки у випадку, якщо вони намагаються виконати запис даних в одні і ті ж самі блоки даних.

3.4.2 Робоча станція лікаря-діагноста

В основі телемедицини систем лежать базові робочі станції (БРС), об'єднані каналами зв'язку. БРС – це комплекс апаратно-програмних засобів,

що представляє собою багатoproфільне і багатозадачне робоче місце фахівця з можливостями обробки основних видів медичної інформації, а також проведення телеконференцій [19].

За базовою структурою телемедичні системи можна спрощено розділити на дві групи: системи для віддаленого консультування, діагностики та навчання, і системи віддаленого моніторингу життєвих функцій (біотелеметричні системи). Структура систем першого типу представлена на рис.3.32, а, другого – на рис.3.32, б.

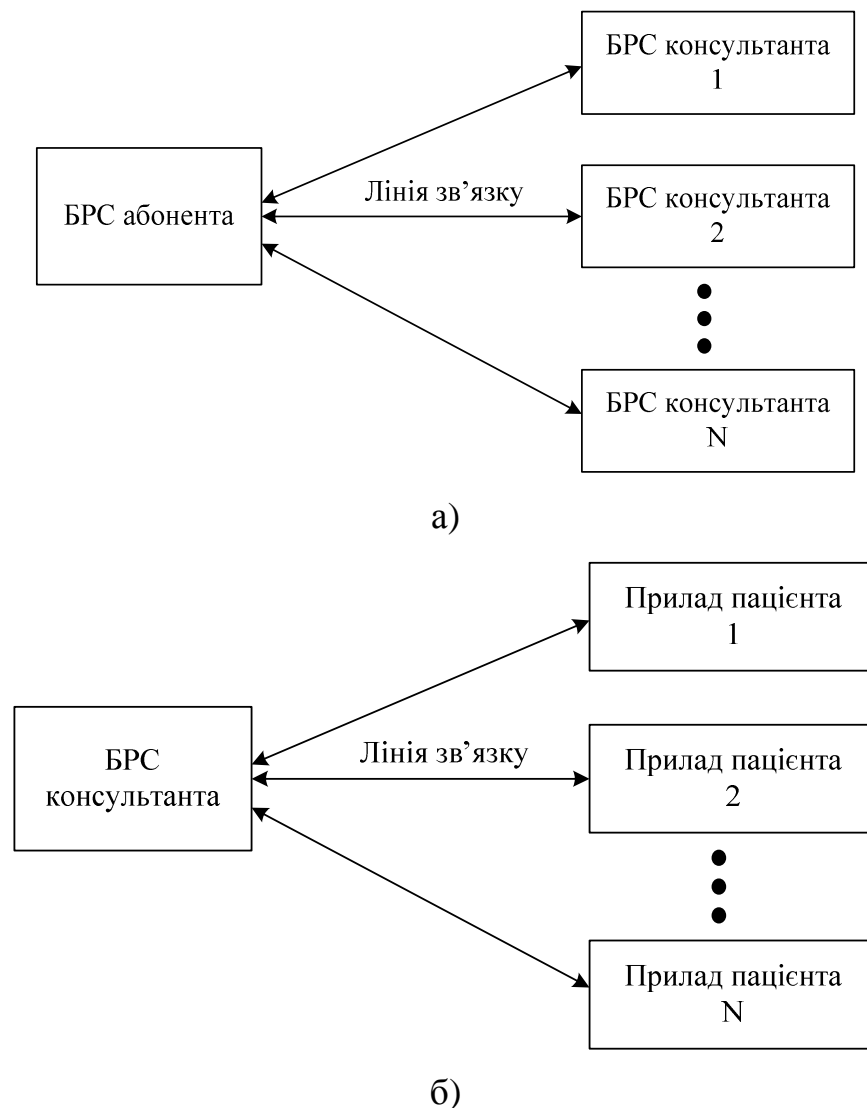


Рисунок 3.32 - а – Спрощена структура системи віддаленого консультування;
б – Спрощена структура системи біотелеметрії [19]

Найважливішою частиною проектів PACS є спеціалізовані робочі станції

лікарів-діагностів, які оснащені діагностичними моніторами високої роздільної здатності (від двох до п'яти мільйонів точок і вище). Такі монітори можуть бути як монохромними (для загальної рентгенології і мамографії), так і кольоровими (для ядерної медицини та тривимірної реконструкції). Прийнято вважати, що основна відмінність подібних моніторів від звичайних полягає в підвищеній роздільній здатності. Однак навіть звичайні монітори вже здатні надавати дозвіл в кілька мегапікселів. Проте, їх використання не рекомендовано для діагностики. Найбільш важливо, що спеціалізовані монітори підтримують необхідні рівні яскравості і контрастності, мають функції калібрування відповідно до норм розділу 14 протоколу DICOM 3.0 [55], відображають більше відтінків сірого кольору при більш гладкому переході між тонами, забезпечують високу стабільність характеристик монітора протягом тривалого періоду часу і мають інші параметри, необхідні для використання в галузі медичної діагностики [74].

Деякі моделі моніторів здатні на автоматичне калібрування окремих ділянок екрану в залежності від типу відображуваного на них знімка – монохромного або кольорового. Використання спеціалізованих моніторів забезпечує максимальну якість зображення і його відтворюваність в різний час і на різних моніторах, що грає ключову роль в діагностиці. Професійна робоча станція лікаря-діагноста зазвичай включає два (або більше в окремих випадках) спеціалізованих монітора для знімків і один звичайний для текстової інформації. Це дозволяє проводити порівняння зображень в різних проекціях і площинах, отриманих в різний час і на різних апаратах, що має величезне значення для оцінки ефективності лікування безлічі захворювань, і перш за все онкологічних [74].

1. Робочі станції лікаря-діагноста [37]

1.1. Конфігурація робочих станцій з встановленим програмним забезпеченням для обробки медичної інформації повинна відповідати вимогам високої продуктивності.

1.2. Рекомендуються наступні характеристики високопродуктивних

робочих станцій для обробки медичних зображень:

- процесорні потужності: не менше 4 ядер з тактовою частотою 3 ГГц;
- рекомендується 64-бітна архітектура процесора;
- оперативна пам'ять не менше 16 Гбайт;
 - обсяг жорсткого диска не менше 500 Гбайт;
 - спеціалізований відеоадаптер з підтримкою dual-link DV1-D і/або DisplayPort, з об'ємом пам'яті не менше 2 Гбайт;
 - мережева карта зі швидкістю передачі даних 1 000 Мбіт/сек, але не менше ніж 100 Мбіт/сек.

1.3. Рекомендовано укомплектовувати дані робочі станції джерелами безперебійного живлення.

1.4. Робочі станції слід укомплектовувати спеціалізованими моніторами для перегляду медичної діагностичної інформації з рекомендованою роздільною здатністю не менше 3 Мегапікселів.

1.5. Робочі станції слід укомплектовувати спеціалізованими антивірусними програмами, сумісними з встановленим комплексом.

2. Мережеві та інфраструктурні засоби ЛПУ [37]

2.1. Конфігурація мережі в обов'язковому порядку повинна передбачати об'єднання всієї техніки (робочі місця, модальності, сервера, принтери) в єдину мережу.

2.2. Конфігурація мережі має передбачати доступність всіх одиниць техніки один до одного.

2.3. Рекомендовано використання обладнання (включаючи мережеві комутатори і маршрутизатори) з максимальною швидкістю обміну даних 1000 Мбіт/сек, але не менше 100 Мбіт/сек.

3. Електронний архів (PACS) [37]

3.1. Для установки електронного архіву рекомендовано використання спеціалізованого серверного обладнання, яке відповідає вимогам високої продуктивності:

- процесорні потужності; не менше 2 процесорів по 4 ядра з тактовою

частотою 3 ГГц; рекомендується 64-бітна архітектура процесора;

- оперативна пам'ять: не менше 32 Гбайт;

- обсяг жорсткого диска для оперативного сховища: не менше 2-х дисків по 500 Гбайт кожен з підтримкою RAID 1;

- наявність додаткового дискового простору з об'ємом не менше 1 Тбайта для зберігання архівних даних

- мережева карта зі швидкістю передачі даних не менше 1 000 Мбіт/сек

3.2. В обов'язковому порядку необхідно передбачити установку джерела безперебійного живлення для сервера.

3.3. В обов'язковому порядку необхідно передбачити роботу сервера в цілодобовому режимі.

3.4. Серверні станції слід укомплектовувати спеціалізованим антивірусним забезпеченням, сумісним з встановленим програмним комплексом.

3.5. В обов'язковому порядку конфігурація серверного обладнання повинна відповідати рекомендаціям виробника/постачальника електронного архіву (PACS).

3.6. Розміщувати серверне обладнання слід в приміщеннях з кондиціонуванням повітря і дотриманням інструкцій по експлуатації відповідних комп'ютерів.

3.7. В якості серверного обладнання рекомендується використання саме сервери (в силу їх підвищеної надійності), проте допускається використання і звичайних персональних комп'ютерів, якщо їх характеристики відповідають вимогам високої продуктивності.

4. Пристрої виводу результатів досліджень зображень [37]

4.1 Електронний архів необхідно організувати таким чином, щоб будь-які отримані зображення, як безпосередньо після дослідження, так і з архіву тривалого зберігання, могли б бути роздруковані на принтерах для цифрового друку.

5. Електронний архів необхідно організувати таким чином, щоб будь-які

отримані зображення, як безпосередньо після променевого дослідження, так і з архіву тривалого зберігання, могли б бути записані на цифровий носій (CD/DVD). Допускається передача зображень на робочу станцію лікаря-діагноста для подальшого запису на диск.

3.4.3 Вибір обладнання і програмного забезпечення для PACS-системи (телемедичного центру)

Апаратно-програмне забезпечення передбачає вибір сумісних технічних, технологічних, телекомунікаційних і програмних засобів, якими планується забезпечити центри телемедицини.

Каналоутворююче середовище – вибирається на стадії проектування і повинно забезпечувати: зв'язок за протоколами ISDN BRI і/або IP на швидкостях 64 кбіт/сек -1,5 Мбіт/сек; якість обслуговування, достатню для організації як односторонніх, так і багаторонніх відеоконференцій; можливість використання каналів зв'язку на основі протоколів GPRS, CDMA2000, WiMax, WiFi [19].

Регіональний телемедичний центр - склад: кодек, периферійне устаткування, програмне забезпечення, робочі станції, апаратура введення/виведення, передачі, відображення, зберігання інформації.

Кодек [19]:

Протоколи: H320, H.323, ISDN-швидкість передачі 56-384кбіт/с, LAN-швидкість передачі 64 кбіт/с - 1,5 Мбіт/с, можливість підключення додаткових комунікаційних плат для конференц-зв'язку по V.35/RS366, RS449; E1/T1; ATM;

Режим відеоконференції: Компресія: H.261, H.263

Роздільна здатність: CIF (352 x 288 пікселів) до 30 кадрів/сек;

Режим аудіоконференції: Компресія: G.711, G722, G.728, G.723.1

Процедура АЕС широко- і вузькосмугового ехоподавлення;

Обмін даними T120. Обмін даними, спільна робота з додатками, функція Whiteboard, MS NetMeeting

Спеціальні можливості: функція MCU для багатоточкової конференції з підтримкою протоколу H.243;

Периферійне устаткування [19]:

- Модуль з керованою PTZ-камерою з дистанційним управлінням Pan / Tilt / Zoom: zoom x12; pan $\pm 100^\circ$ (max $80^\circ / \text{sec}$); tilt $\pm 25^\circ$.
- Кабель для передачі аудіо та відеоінформації.
- Зовнішній мікрофон, фантомне живлення, смуга 20 КГц, діаграма спрямованості 270° .
- Мультимедійні колонки.
- Сполучні кабелі.
- Програмне забезпечення.
- Системне програмне забезпечення.
- Спеціалізоване програмне забезпечення.

Апаратно-програмне забезпечення включає комп'ютери, модеми, мережеве обладнання, засоби введення інформації (цифрові відео- і фотокамери, сканери, проекційні системи, мікроскопи і т. д.), телекомунікації, засоби захисту інформації, програмне забезпечення. Апаратно-програмне забезпечення визначається принципами, що закладаються в інформаційну і організаційну інфраструктуру і забезпечує їх реалізацію.

Основні вимоги до каналів зв'язку [19]:

- затримка не повинна перевищувати 100 мс при односторонньому проходженні пакетів від одного терміналу системи до іншого і не більше 200 мс при двосторонньому проходженні пакетів;
- джиттер (тремтіння) не повинно перевищувати 30 мс;
- втрата пакетів не повинна перевищувати 0,5%;
- в присутності стороннього трафіку активне обладнання середовища IP має забезпечувати QoS (якість обслуговування) і обслуговувати не менше чотирьох черг різного трафіку.

Для забезпечення максимальної швидкості роботи кодека з пропускнуою спроможністю 768 Кбіт/с рекомендується використовувати технології

ADSL/SHDSL для підключення до провайдера. Для кодека з пропускнуою спроможністю 1024 Кбіт/с і більше рекомендується використовувати підключення до провайдера за допомогою оптичних ліній зв'язку [19].

Захист каналів зв'язку під час передачі персональних даних пацієнтів повинне відповідати вимогам закону «Про персональні дані».

Склад обладнання обласного телемедичного центру: система багатоточкового відеоконференцзв'язку; система відеотрансляції операцій; студія для індивідуальних телемедичних консультацій, обладнана системою відеоконференцзв'язку точка-точка; DICOM сервер; периферійне устаткування, що забезпечує документування, запис, відтворення лекцій, телемедичних консультацій, даних пацієнта.

У телемедичному центрі (пункті, кабінеті) обов'язково повинні бути кодеки, периферійне устаткування, програмне забезпечення, робочі станції, апаратура введення/виведення, передачі, відображення, зберігання інформації. Для оперативної передачі даних з діагностичних комплексів телемедичний центр (пункт, кабінет) повинен бути підключений до існуючої локальної мережі ЛПУ.

Висновки до розділу 3

1. Розроблення на основі моделі інформаційного каналу передачі телемедичних даних волоконно-оптичного каналу зв'язку для обміну телемедичною інформацією з додатковим введенням до його структури оптичних підсилювачів з автоматичним регулюванням підсилення (АРП) і блоку автоматичного контролю та діагностики оптичного кабелю забезпечило дистанційний автоматичний контроль за станом волокна кабелю і точною локацією місця і характеру пошкодження, прив'язку рефлекторів до географічної карти місцевості та аналіз змін параметрів ВОКЗ в часі, що в кінцевому результаті підвищило достовірність і покращило якість передачі біомедичної інформації.

2. Проектування структури волоконно-оптичної мережі для обміну телемедичними даними та алгоритмів її функціонування було виконано у повній відповідності до медико-технічних вимог, вимог стандартів DICOM і HL7, вимог щодо захисту від несанкціонованого доступу, живучості апаратно-програмних засобів, що надало мережі нових додаткових функцій автоматизованого телемоніторингу і створило передумови для розширення структури телемережі в напрямку побудови мобільного додатку для дистанційного контролю і відеоспостереження за пацієнтом в випадку надзвичайних ситуацій.

3. Розроблення структури прийомо-передавального модуля ВОКЗ, проведення аналізу основних характеристик оптичних передавачів і приймачів у сукупності з обґрунтуванням вибору методу передачі даних і структурою волоконно-оптичного каналу зв'язку забезпечили вибір конкретних, найбільш адаптованих до вимог високоякісних волоконно-оптичних комплексів «передавач/приймач» - Kramer 690T/690R.

4. Структурно-функціональна організація телемедичної системи у вигляді сукупності трьох базових ресурсів: апаратного, аналітичного та інформаційного представлених відповідними апаратно-програмними модулями зв'язку та оброблення даних між давачами і сенсорами та цифровими засобами дозволила за підтримки медико-фізіологічних алгоритмів аналізу сукупної медичної інформації суттєво скоротити часові і фінансові витрати при проектуванні подібних систем.

Результати досліджень цього розділу наведено в таких публікаціях: [5], [10], [11], [14], [16].

РОЗДІЛ 4

ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНЕ ДОСЛІДЖЕННЯ ВОЛОКОННОЇ ТЕЛЕМЕДИЧНОЇ МЕРЕЖІ ДЛЯ ОБМІНУ ВІДЕОЗОБРАЖЕННЯМИ

4.1 Аналіз впливу нелінійних ефектів на передачу інформації у волоконній телемедичній мережі

У волоконно-оптичних мережах одним із основних обмежуючих факторів, окрім дисперсії волокна та оптичних втрат є верхня межа оптичної потужності $P_{\max \lambda_j}$, яка зумовлена виникненням нелінійних ефектів при досягненні деякого порогу $P_{\max \lambda_j} \geq P_{NL}$ [156], [157]. Нелінійні ефекти у волоконно-оптичних системах призводять до значного спотворення інформаційних імпульсів, створюючи негативний вплив на процес передачі даних. Основними нелінійними ефектами волоконних мереж є [158], [159], [160], [151]:

- ефект чотирьоххвильового змішування;
- ефект Керра;
- нелінійна фазова самомодуляція;
- нелінійна фазова крос-модуляція;
- ефект вимушеного розсіювання Мандельштама і Бріллюена;
- вимушене комбінаційне розсіювання.

При розміщенні декількох каналів на різних довжин хвиль, зокрема при двоххвильовому кодуванні інформації, оптична ефективна потужність складатиметься із суми потужностей складових довжин хвиль, $P_{ef} = \sum_{j=1}^N P_{\lambda_j}$.

Зокрема, для двоххвильового передавання даних $P_{ef} = P_{\lambda_1} + P_{\lambda_2}$. При збільшенні ефективної оптичної потужності P_{opt} у волоконних каналах корисний сигнал частково втрачає форму і амплітуду.

Найнижчий поріг прояви нелінійних явищ, які виникають внаслідок варіації показника заломлення n_{core} від функцією інтенсивності $n(I)$ при високих

її значеннях – це нелінійний ефект Керра та вимушене комбінаційне розсіювання, оцінюється як [151]:

$$P_{por} = \frac{21 \cdot S_{ef}}{gL_{ef}}, \quad (4.1)$$

де P_{por} – порогова величина потужності; S_{ef} – ефективна площа ОВ; L_{ef} – довжина ділянки нелінійної взаємодії; g – коефіцієнт, що характеризує матеріал волокна (наприклад, для кварцового скла $g \approx 5 \cdot 10^{-11}$ м/Вт [160]).

З (4.1) випливає, що довжина ділянки нелінійної взаємодії L_{ef} :

$$L_{ef} \approx \frac{21 \cdot S_{ef}}{gP_{ef\,por}}, \quad (4.2)$$

де $P_{ef\,por}$ – ефективна оптична потужність порогу інформаційного сигналу, при якій виникають нелінійні явища.

Враховуючи, що відношення ефективної оптичної потужності P_{ef} до ефективної площі S_{ef} є оптичною інтенсивністю $I_{ef} = \frac{P_{ef}}{S_{ef}}$, формула (4.2) може бути переписана у вигляді:

$$L_{ef} \approx \frac{21 \cdot P_{ef} \cdot 1/I_{ef}}{gP_{ef\,por}} = \frac{21/I_{ef}}{g} = \frac{21g}{I_{ef}}. \quad (4.3)$$

Підвищення порогу нелінійних явищ можливе шляхом традиційного зменшення оптичної інтенсивності I_{ef} або кількості спектральних каналів із різними оптичними потужностями N [162], [163].

Відповідно для запропонованого методу двохвильового кодування, в якому сигнал передається на довжинах хвиль $\lambda_1=1550$ нм та $\lambda_2=1310$ нм, максимальна оптична інтенсивність I_{ef} та відповідна мінімальна довжина ділянки нелінійної взаємодії L_{ef} будуть складатися із суми потужностей кожної із довжин хвиль P_{λ_1} та P_{λ_2} . Причому, ефективна оптична інтенсивність для цього випадку складе :

$$I_{ef \max \lambda_1 \lambda_2}(t) = \frac{1}{S_{core}} \sum_{i=1}^2 P_{\lambda_i}(t) = \frac{P_{\max \lambda_1}(t) + P_{\max \lambda_2}(t)}{\pi r_{core}^2}, \quad (4.4)$$

де $P_{in\lambda_1}$, $P_{in\lambda_2}$ – вхідні оптичні потужності на довжинах хвиль $\lambda_1=1550\text{нм}$ та $\lambda_2=1310\text{нм}$.

Відповідно до цього, підставивши (4.3) в (4.4) отримуємо довжину ділянки нелінійної взаємодії L_{ef} при двохвильовому кодуванні:

$$L_{ef} = \frac{21g}{I_{ef \lambda_1 \lambda_2}} = \frac{21gS_{ef}}{P_{in\lambda_1} + P_{in\lambda_2}}, \quad (4.5)$$

Сумарна величина оптичних потужностей $P_{\lambda_1}(t) + P_{\lambda_2}(t)$ визначає повну ефективну оптичну інтенсивність для волокна із ефективною серцевиною S_{ef} та радіусом серцевини $r_{ef \text{ core}}$.

Кількісний аналіз нелінійних ефектів був оцінений в літературі [35] за допомогою формули :

$$N.L. \approx \frac{n_2 \cdot P \cdot L}{S_{ef}} = \frac{A_r \cdot n_2 \cdot N \cdot P_{ef} \cdot L}{\pi r_{core}^2}, \quad (4.6)$$

де $N.L.$ – коефіцієнт сумарного впливу нелінійних ефектів WDM-системи; n_2 – коефіцієнт нелінійності; P – вхідна оптична потужність; L – довжина мережі; $S_{ef} = \pi r_{core}^2$ – ефективна площа серцевини; $A_{N.L.}$ – коефіцієнт нелінійності ; N – кількість спектральних каналів у ОВ.

При збільшенні ефективної площі S_{ef} , величина $N.L.(P)$ зменшується. Тому у мережі на базі двохвильового кодування дуже важливим є вибір допустимих меж оптичної потужності для складових сигналів.

Головною умовою для уникнення прояву нелінійних явищ є утримання ефективної оптичної потужності в межах $p_{NL} \geq P_{ef}$. Для одномодових оптичних волокон типу SMF та NZDSF величина оптичної потужності, при якій встановлюється лінійний режим та відсутні нелінійні явища складає

$P_{ef} = 10\text{мВт}$ [164]. Для такого значення оптичної потужності цілком достатньо для ефективного передавання інформаційних даних в лінійному режимі на відстані до 30-50км без регенерації оптичних імпульсів. Також для ефективної боротьби із нелінійними явищами, пов'язаними із зміною фази оптичного сигналу, необхідно виключити умови фазового синхронізму між спектральними складовими сигналів у волоконно-оптичному каналі.

4.2 Моделювання характеристик передачі імпульсів у волоконній телемедичній мережі

Схеми організації зв'язку для запропонованого методу двохвилевої передачі телемедичної інформації на базі волоконної мережі наведені на рис. 2.6, 2.11, 2.12 у п. 2.2.1.

Передача телемедичної інформації здійснюється по волоконно-оптичному кабелю у вигляді цифрових оптичних імпульсів, які після мультиплексування спектральних каналів поширюються від передавальних модулів до приймальних оптичних модулів із відповідним демультиплексуванням.

Для моделювання процесів передачі інформації у запропонованій мережі (рис. 2.13) у спеціалізованому середовищі OptiSim (R-Soft) використовуємо модельну схему функціонування, наведену на рис.4.1.

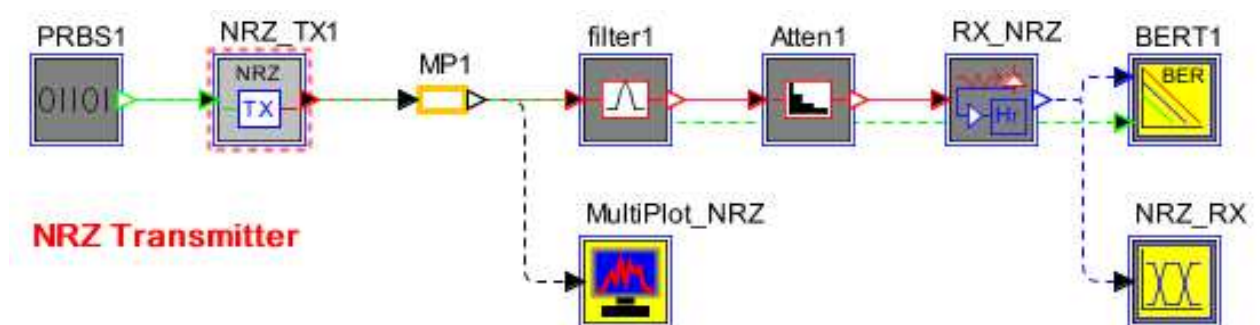


Рисунок 4.1 – Модель функціональної схеми мережі, побудована у OptiSim

Розглянемо форму оптичних імпульсів, дисперсію, рівень оптичної потужності, джитер сигналу, відношення сигнал-шум, втрати волокна та інші показники оптоволоконної мережі [165].

У середовищі Optisim для схеми на рис. 4.1 були отримані модельні залежності хроматичної дисперсії при потужності двохвильового сигналу 10мВт на довжинах хвиль 1550нм та 1330нм для волокна SMF-LS типу NZDSF. Також досліджено спотворення форми інформаційного імпульсу при передаванні його по мережі (рис. 4.2).

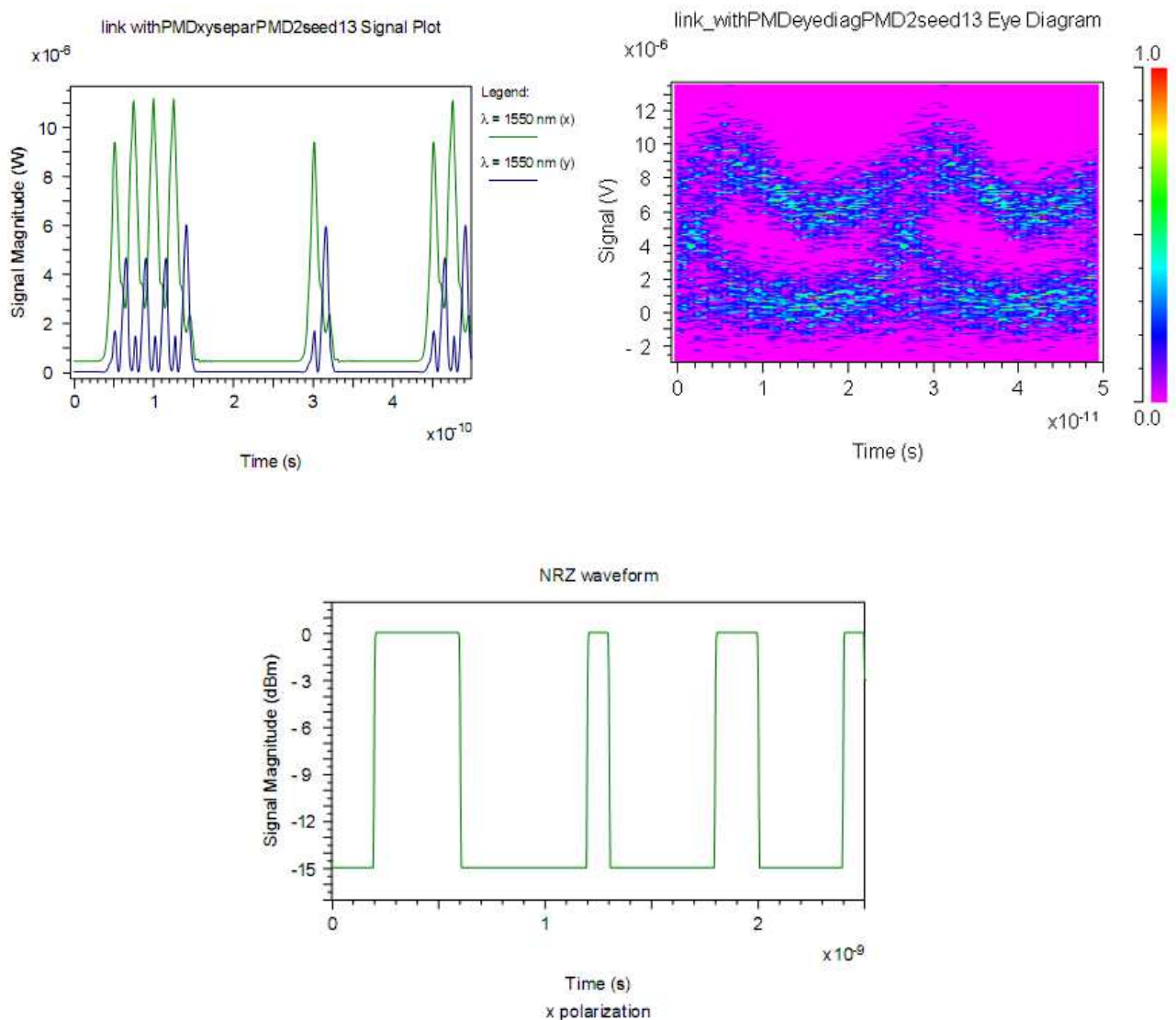


Рисунок 4.2 – Модельна форма двохвильового оптичного сигналу ($p=10\text{мВт}$, $\lambda_1=1550\text{нм}$ та $\lambda_2=1330\text{нм}$) та «око-діаграма», волокно SMF-LS типу NZDSF

Як видно з рис. 4.3, спотворення сигналу незначні та визначаються переважно дисперсійною складовою.

Для дослідження нелінійних явищ та оптичної потужності було побудовано іншу схему функціонування мережі у спеціалізованому середовищі OptiSim (рис.4.5), та отримано залежність оптичної потужності основного сигналу в оптоволоконному тракті (рис.4.6). На рис. 4.7 приведена око-діаграма такого сигналу.

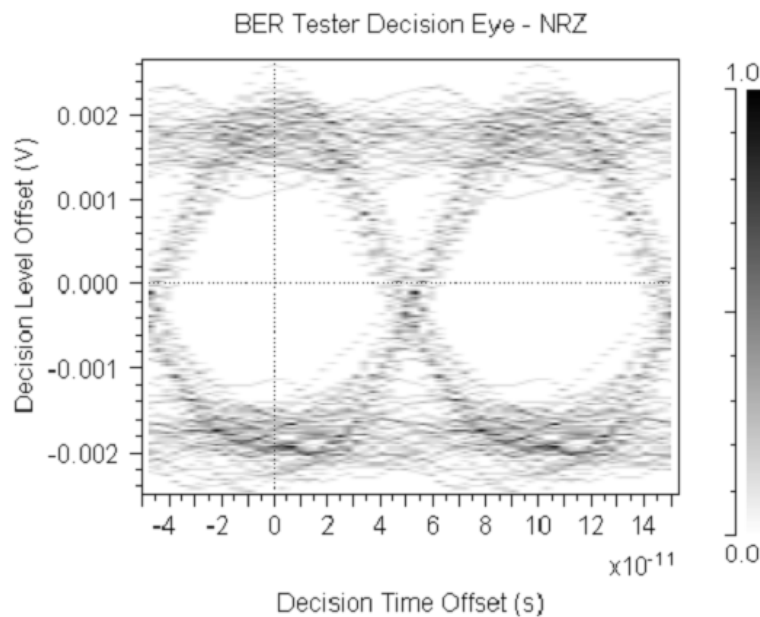


Рисунок 4.3 – Модельний спектр сигналу передавача

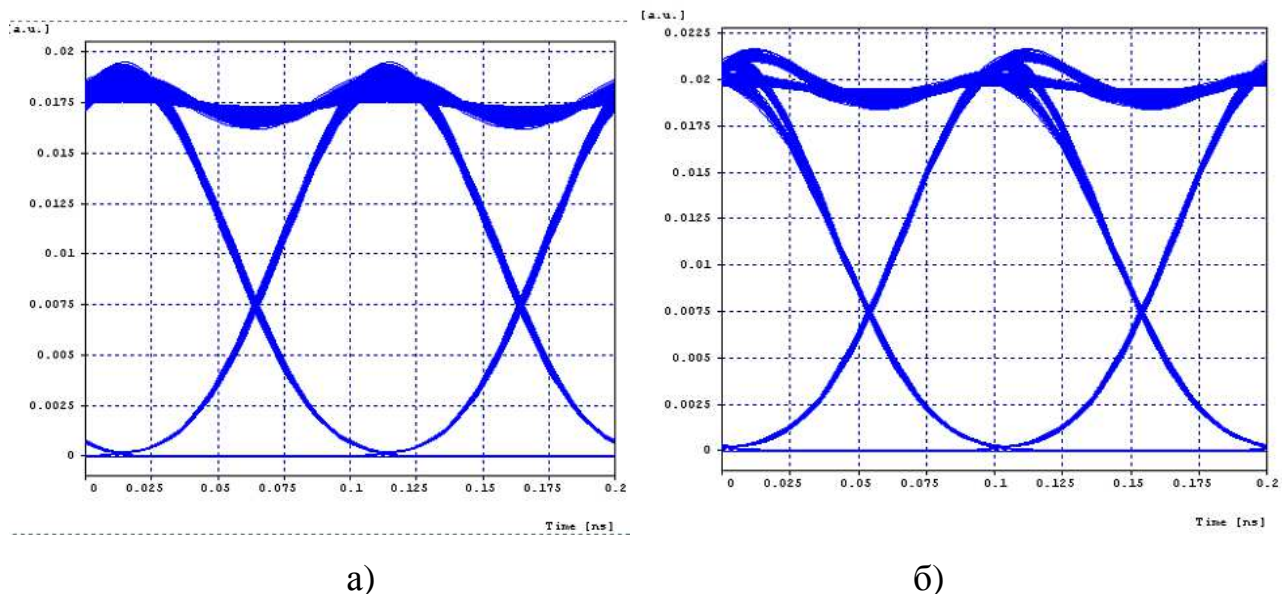


Рисунок 4.4 – Модель око-діаграм на вході (а) та на виході (б) при потужності 10мВт (10дБм) для волокна SMF-LS типу NZDSF ($\lambda_1=1550\text{нм}$, $\lambda_2=1330\text{нм}$)

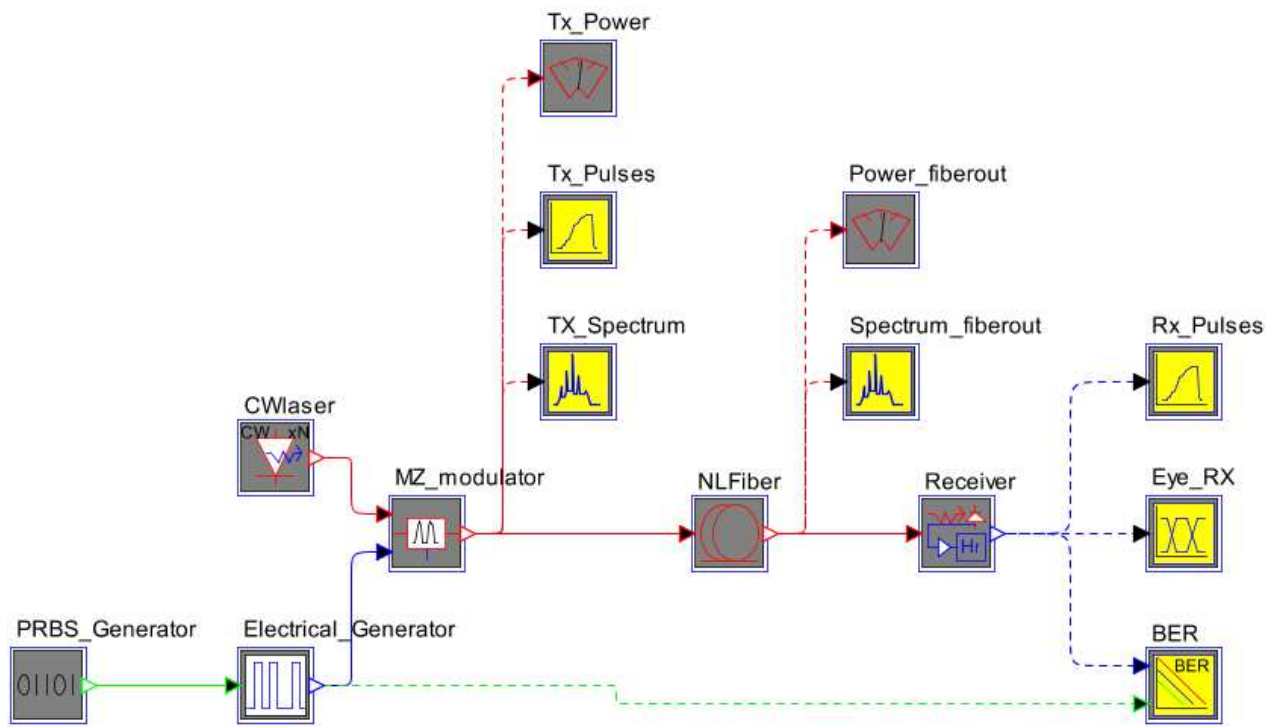


Рисунок 4.5 – Функціональна схема мережі в середовищі OptiSim для дослідження оптичної потужності та нелінійних явищ

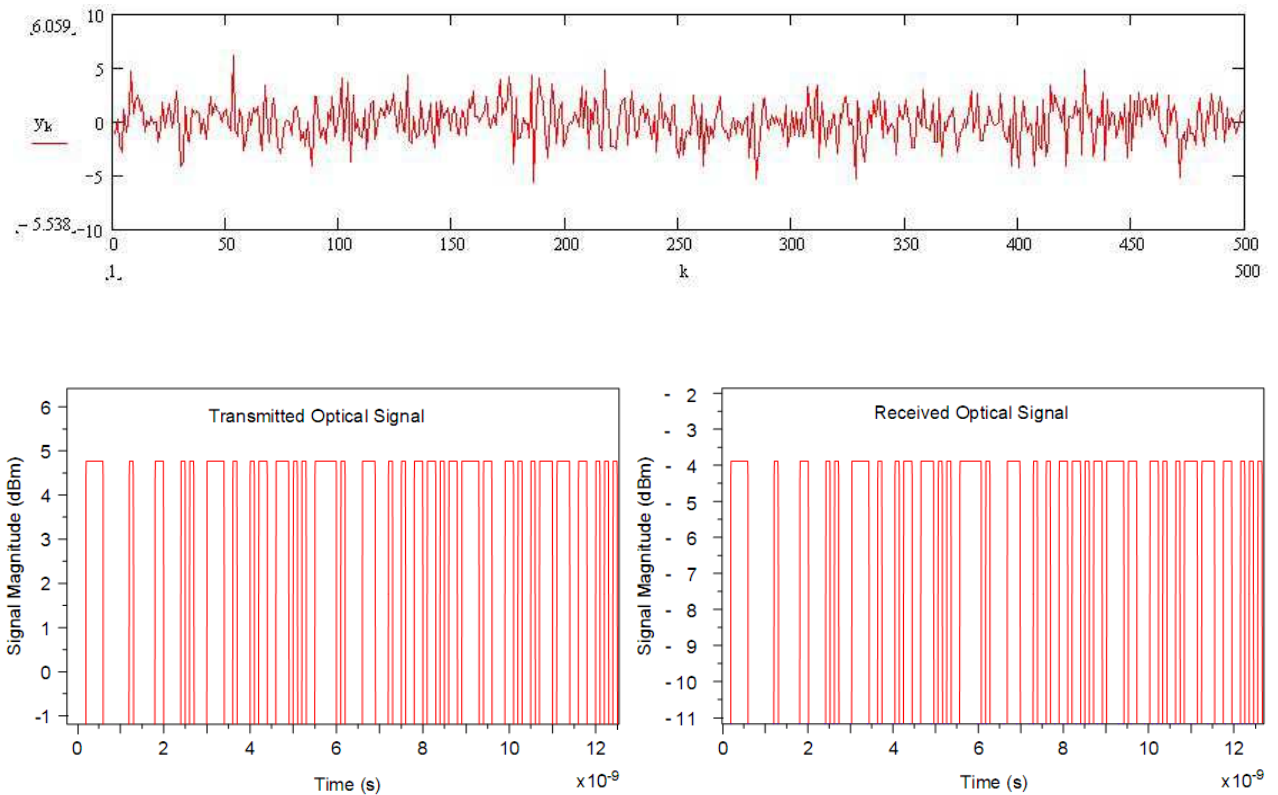


Рисунок 4.6 – Модельна залежність вхідної і вихідної оптичної потужності сигналу

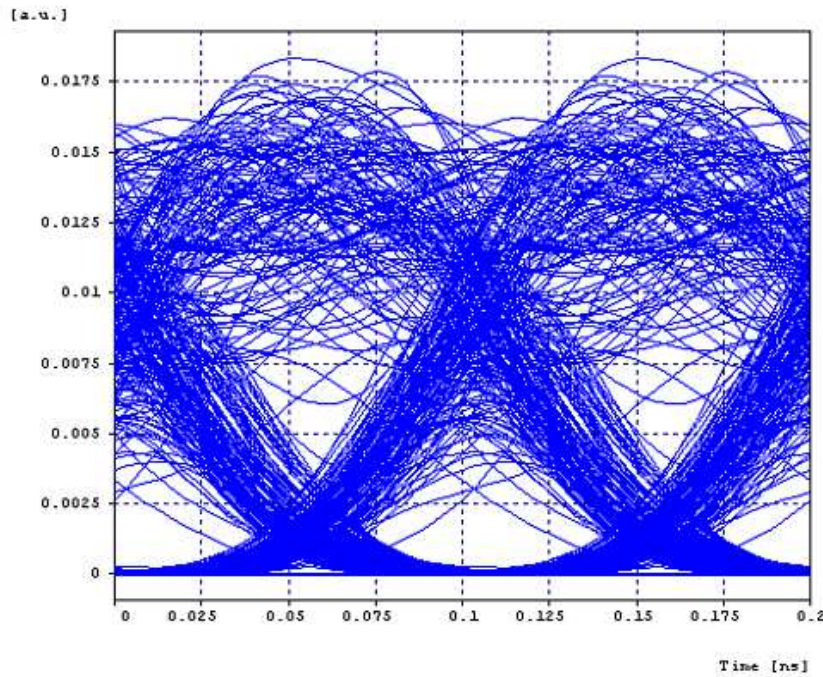


Рисунок 4.7 – Модельна око-діаграма на виході приймача оптичних сигналів (RX_NRZ)

4.3 Порівняльний аналіз BOTM і PACS-системи з існуючими аналогами

Головною характерною рисою формування телемедицини в останні роки двадцятого століття, стали численні дослідження в області застосування комп'ютерних і телекомунікаційних технологій для вирішення різних медичних завдань. Початок був покладений з виникненням модемів, а заміна низькошвидкісних телефонних каналів на високошвидкісні, призвела до спроби використання бізнес-відеоконференцій для медицини, а також до прогресу різних систем оцифровки медичної інформації. Почалося активне використання електронної пошти і мережі Інтернет [166].

Всі експерименти проводилися майже ідентично: початковою точкою було формування комунікаційної технології, а потім спроби застосування її для вирішення медичних завдань. Накопичено певний досвід надання телемедичних послуг, який показав, що відчутний практичний ефект при їх проведенні можуть надавати системи, що побудовані на чітко визначених

медико-технічних вимогах і які, виходячи з даних умов, застосовують різні інноваційні телекомунікаційні технології.

В дисертаційній роботі проведено порівняльний аналіз розробленої волоконно-оптичної телемедичної мережі та найближчих аналогів [24], [167].

Особливістю розробленої волоконно-оптичної телемедичної мережі є те, що вона в повній мірі відповідає «Рекомендаціям по сумісності національних консультаційних телемедичних мереж держав-учасників СНД, м.Баку 23.05.2005» [41]:

- телемедичні консультації і теленаставництво (зв'язок організовується відповідно до схеми «точка-точка», що забезпечує спільне обговорення щодо постановки діагнозу пацієнту, а також надання методичної допомоги фахівця);

- телемоніторинг (телеметрія) функціональних параметрів (зв'язок організовується відповідно до схеми «багато точок-точка», коли інформація від багатьох пацієнтів надходить в консультаційний центр);

- телемедичні лекції і семінари (зв'язок організовується відповідно до схеми «точка – багато точок», при якій лектор (викладач) може звертатися до всіх учасників одночасно);

- телемедичні наради і консилиуми (зв'язок організовується за допомогою багатоточкової мережі, внаслідок чого всі учасники мають можливість контактувати між собою).

В основу розробленої волоконно-оптичної телемедичної мережі закладено декілька головних системних принципів, які сприяли вирішенню двох принципових завдань телемедицини: перетворення різноманітних діагностичних даних, отриманих від пацієнтів, що знаходяться на відстані від ТМЦ по волоконно-оптичних каналах зв'язку в цифрову форму без втрати якості; заповнення баз даних діагностичною оцифрованою інформацією.

В основі створення будь-якої телемедичної системи повинні бути закладені такі принципи [21], [166]:

- можливість отримання об'єктивної медичної інформації про

пацієнта в цифровій формі. Цей принцип реалізується за допомогою застосування сучасних цифрових медичних апаратних засобів або пристроїв перетворення медичних даних в цифрову форму (у разі використання аналогового медичного обладнання);

– можливість реалізовувати перегляд, зберігання, оброблення, а також збір медичних даних хворого для проведення телемедичних консультацій. Даний принцип здійснюється за допомогою побудови спеціальних телемедичних станцій, що представляють собою програмно-апаратні комплекси, які містять засоби оброблення і зберігання медичних даних, засоби підготовки відомостей та проведення телемедичних консультацій, засоби обліку та реєстрації проведених телемедичних заходів;

– можливість передачі медичної інформації на відстань в найкоротші терміни, обговорення даних відомостей консультантом і отримання лікарського рішення по них. Даний принцип здійснюється за допомогою використання різних загальнодоступних каналів зв'язку;

– технології телемедицини зобов'язані гарантувати достовірність і повноту інформації незалежно від відстаней, видів обладнання, яке використовується, та каналів зв'язку, з огляду на те, що підсумковою метою будь-якого телемедичного заходу є відповідне застосування переданої інформації в інтересах хворого, [21], [166].

Вся піддана обробленню інформація зберігається в базах даних різного призначення. До основних БД можна віднести [166]: БД пацієнтів, де знаходиться повна інформація про хворих, в тому числі і історії хвороб в електронному вигляді; БД лікарів, де знаходиться відомості про діагностів і консультантів, місця їх роботи і спеціалізації за професійною діяльністю; БД лікарських засобів, де зберігається інформація про ліки, їх фармакологічні властивості, наявність БД медичних методик, де містяться методики діагностики та лікування захворювань; БД телемедичних консультацій, де представлений архів проведених телемедичних консультацій. Технічними засобами реалізації технологій телемедицини є телекомунікаційна

Таблиця 4.1

Порівняльна характеристика розробленої мережі та її аналогів

Виробник системи	Електронні історії хвороби	Розмежування прав доступу	Захист інформації, що передається	Захист інформації, що зберігається	Контрольно-демонстраційні задачі і каталог завершених випадків консультування	передача відео-, аудіоінформації, а також кольорових телевізійних зображень	Об'єднання медичних закладів в загальну ТМ-систему	Інтеграція з апаратним забезпеченням	Обробка і зберігання медичних зображень
ІПО «Транском» (м.Москва)	-	-	+	-	-	+	-	+	-
Компанія «О.Т.С.» (Україна, м.Київ)	-	-	+	-	-	+	-	+	-
ОГУЗ «ЧОМІАЦ» (м.Челябінськ)	+	-	+	-	-	+	+	-	-
ООО «Аксімед»	+	+	+	+	-	-	+	-	-
Компанія «Стел- комп'ютерні системи»	-	-	+	-	-	+	-	+	-
ООО «Діагностика+» (м.Томськ)	+	+	+	+	+	+	+	+	+
Волоконно- оптична телемедична мережа	+	+	+	+	-	+	+	+	-

інфраструктура і телемедичне обладнання. Перша об'єднує в єдиному інформаційному просторі спеціалізованих телекомунікаційних операторів, провайдерів телемедичних послуг, консультантів і клієнтів. Друга дозволяє в цифровому вигляді збирати, запам'ятовувати, обробляти, готувати до передачі медичні діагностичні дані, а також підтримувати проведення телемедичної консультації [41].

4.4 Оцінювання ефективності передачі медичних зображень в стандарті DICOM в волоконно-оптичній телемедичній мережі і PACS-системі

На практиці, при оцінюванні ефективності передачі біомедичної інформації в стандарті DICOM застосовують не тільки показник відносної частоти обміну медичними даними без спотворень, який отримав назву чутливості, але і такі показники, як специфічність, безпомилковість, показники помилково негативних відповідей (помилки першого роду) і псевдопозитивних відповідей (помилки другого роду).

Суть названих показників ефективності методу передачі біомедичної інформації в стандарті DICOM по ВОТМ полягає в наступному [168].

Чутливість – це відносна частота віднесення істинно спотвореного кадру зображення і керуючої інформації у вигляді DICOM тегів до класу спотворених DICOM файлів.

Специфічність – це відносна частота віднесення істинно неспотворених кадрів зображення і керуючої інформації до класу неспотворених DICOM файлів.

Безпомилковість – це відносна частота ухвалення безпомилкових рішень, як по відношенню до істинно спотворених, так і істинно неспотворених DICOM файлів.

Псевдонегативна відповідь (помилка першого роду) - це відносна частота віднесення істинно спотвореного кадру зображення і керуючої інформації до класу неспотворених DICOM файлів.

Псевдопозитивна відповідь (помилка другого роду) - це відносна частота віднесення істинно неспотвореного кадру зображення і керуючої інформації до класу спотворених DICOM файлів.

Природно вимагати, щоб помилка першого роду була менше ніж помилка другого роду.

Оцінимо ефективність передачі біомедичної інформації в стандарті DICOM по ВОТМ. Для цього всі об'єкти навчальної вибірки розіб'ємо на дві групи: у першу групу віднесемо об'єкти 1,2,3,4,5,6,7 із спотвореними кадрами зображення і керуючої інформації у вигляді DICOM тегів; у другу - об'єкти групи 8 зі спотвореним DICOM файлом [166].

Опишемо всі об'єкти DICOM файлу.

Об'єкт 1 – атрибути і демографічні дані пацієнта;

Об'єкт 2 – атрибути медичного закладу, де було проведено обстеження, а також атрибути медперсоналу, що проводив обстеження пацієнта;

Об'єкт 3 – вид обстеження, дата і час його проведення, а також умови і параметри проведення обстеження пацієнта;

Об'єкт 4 – параметри зображення чи серії зображень, записаних у DICOM файлі;

Об'єкт 5 – унікальні ключі ідентифікації груп даних, описаних у DICOM файлі;

Об'єкт 6 – зображення, серію або набір серій, отриманих при обстеженні пацієнта;

Об'єкт 7 – модель і фірма виробника апарату, на якому проводилось обстеження;

Об'єкт 8 – повне спотворення DICOM файлу.

Результати зведено у таблицю 4.5.

Позначимо елементи частотної таблиці рядковими латинського алфавіту a, b, c, d.

Згідно з таблицею 1 можна визначити [168]:

- чутливість: $\frac{100 \cdot a}{a+b} = \frac{100 \cdot 442}{448} = 98,7\%$;

- специфічність: $\frac{100 \cdot d}{c+d} = \frac{100 \cdot 50}{52} = 96,2\%$;

- безпомилковість: $\frac{100 \cdot (a+d)}{a+b+c+d} = \frac{100 \cdot (442+50)}{500} = 98,7\%$;

- псевдонегативна відповідь (помилка першого роду): $\frac{100 \cdot b}{a+b} = \frac{100 \cdot 6}{448} = 1,3\%$;

- псевдопозитивна відповідь (помилка другого роду): $\frac{100 \cdot c}{c+d} = \frac{100 \cdot 2}{52} = 3,8\%$.

Таблиця 4.2

Частотна таблиця для двох груп об'єктів передавання інформації у форматі DICOM по ВОТМ

Групи об'єктів передавання інформації	Результати передавання інформації у форматі DICOM				Всього об'єктів	
	віднесені до першої групи. (1, 2, 3, 4, 5, 6, 7)		віднесені до другої групи (8)			
Перша (1, 2, 3, 4, 5, 6, 7)	a	442	b	6	a+b	448
Друга (8)	c	2	d	50	c+d	52
Всього	a + c	444	b + d	56	a+b+c+d	500

Висновки до розділу 4

На основі проведених розрахунків передавання інформації у форматі DICOM по ВОТМ слід визнати досить ефективними показники помилково негативних відповідей (помилки першого роду) і псевдопозитивних відповідей (помилки другого роду). Об'єкти з дійсним неспотворенням DICOM файлів

виявлені на 98,7%. Помилки віднесення об'єктів з дійсним спотворенням кадру зображення і відео інформації до класу неспотворених DICOM файлів можливі з вірогідністю 1,3%, а навпаки – 3,8%. Всі об'єкти, що не мають спотворення, віднесені до 8-ї групи. Безпомилковість передавання інформації дуже висока – 98,8%. Тільки для 1,3% об'єктів передавання інформації спостерігається спотворення DICOM файлу.

Результати досліджень цього розділу наведено в таких публікаціях: [4], [9], [12], [17].

ВИСНОВКИ

1. Виконаний з використанням бібліосемантичного підходу критичний аналіз вітчизняного і світового контенту щодо досвіду і наукових підходів до вирішення досліджуваної проблеми – створення оптоелектронних мереж для обміну телемедичними даними, визначив коло невирішених задач і основні напрямки їх розвитку.

2. Розроблення методу модової модуляції медичних сигналів забезпечило передачу по волоконно-оптичних каналах оптичного сигналу «лог. 1» в багатомодовому і «лог. 0» в одномодовому режимах та було досягнуто зміною довжини хвилі DBF-джерела випромінювання поблизу нормованої частоти оптоволокна, що забезпечило стабільну передачу оптичних сигналів при менших рівнях адитивних та імпульсних завад, які залежать від рівня оптичної потужності.

3. Розроблення на основі моделі інформаційного каналу передачі телемедичних даних волоконно-оптичного каналу зв'язку для обміну телемедичною інформацією з додатковим введенням до його структури оптичних підсилювачів з автоматичним регулюванням підсилення (АРП) і блоку автоматичного контролю та діагностики оптичного кабелю забезпечило дистанційний автоматичний контроль і діагностику стану кабелю з точним визначенням місця і характеру пошкодження, прив'язку рефлекторів до географічної карти місцевості та аналіз змін параметрів ВОКЗ в часі, що в кінцевому результаті підвищило достовірність і покращило якість передачі біомедичної інформації.

4. Подальший розвиток методу двохвильової передачі медичних даних у волоконно-оптичних каналах телемедичних мереж створив умови для передачі оптичного інформаційного імпульсу одночасно на двох довжинах хвиль λ_1 і λ_2 в одному часовому вікні, що зменшило вплив завад та підвищило показник сигнал/шум і загальну стабільність передачі телемедичної інформації.

5. Отримана в результаті моделювання модель враховує ключові параметри волоконно-оптичного середовища – оптичні втрати і дисперсію сигналу, що дозволяє їх компенсувати і сформувати сигнал, який спроможний

пройти максимальну відстань при мінімальних часових спотвореннях і втратах, які залежать від конкретного типу оптоволоконна.

6. Розроблення волоконно-оптичної телемедичної мережі для обміну по волоконно-оптичних каналах зв'язку оперативними результатами телемедичної діагностики і моніторингу стану здоров'я пацієнтів у віддалених районах забезпечило її адаптацію до стандарту DICOM, інформаційну підтримку прийняття рішень, гнучку систему управління роботою мережі з дотриманням вимог по захисту персональних даних пацієнтів.

7. Структурно-функціональна організація телемедичної системи у вигляді сукупності трьох базових ресурсів: апаратного, аналітичного та інформаційного представила кожен з них апаратно-програмними модулями зв'язку та оброблення даних між давачами і сенсорами та цифровими засобами, що дозволило за підтримки медико-фізіологічних алгоритмів аналізу сукупної медичної інформації суттєво скоротити часові і фінансові витрати при проектуванні подібних систем.

8. Порівняльний аналіз розробленої волоконно-оптичної телемедичної мережі та найближчих аналогів підтвердив її повну відповідність «Рекомендаціям по сумісності національних консультаційних телемедичних мереж держав-учасниць СНД» (м. Баку, 23.05.2005), що забезпечило вирішення двох принципових завдань телемедицини: перетворення різноманітних діагностичних даних, отриманих від пацієнтів, що знаходяться на відстані від телемедичного центру, по волоконно-оптичних каналах зв'язку в цифрову форму без втрати якості та заповнення баз даних цифровою діагностичною інформацією.

9. За результатами проведених розрахунків передавання інформації у форматі DICOM 3.0 по розробленій ВОТМ та її аналогах встановлено, що для розробленої мережі помилка першого роду знижена з 3,4% до 1,3%; помилка другого роду досягла значення 3,8% (у аналогів не менше 6,7%), а безпомилковість передавання інформації – 98,7%, що дозволило підвищити загальну ефективність мережі за двома головними критеріями – чутливістю – з 91,3% (аналог) до 98,7% і специфічністю – з 89,7% (аналог) до 96,2%.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

[1] В. П. Кожем'яко, О. В. Шевченко, Р. Л. Кобзаренко та Я. І. Ярославський, “Спосіб побудови та методика створення уніфікованої системи трансформації довжин хвиль”, *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*, № 1(13), с. 162–168, 2007.

[2] В. П. Кожем'яко, В. І. Маліновський, М. Г. Тарновський та Я. І. Ярославський, “Аналітичний огляд технологій геоінформаційно-енергетичних мереж та методів підвищення стабільності їх функціонування”, *Вісник Вінницького політехнічного інституту*, № 6, с. 91–97, 2013.

[3] В. П. Кожем'яко, В. І. Маліновський, М. Г. Тарновський, та Я. І. Ярославський, “Аналітичний огляд та класифікаційний аналіз технологій сучасних об'єднаних інформаційних мереж на основі ліній передавання електроенергії”, *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*, № 1(25), с. 100–116, 2013.

[4] В. П. Кожем'яко, В. І. Маліновський та Я. І. Ярославський, “Застосування технологій фотоелектричних перетворювачів в моделі інформаційних мереж із розподіленими джерелами енергії”, *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*, № 2, с. 96–108, 2013.

[5] В. П. Кожем'яко, В. І. Маліновський, А. В. Клепіковський, В. П. Нездоровін, Я. І. Ярославський та Л. В. Кузьменко, “Мультиканальна відкрита атмосферна оптична система зв'язку”, *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*, № 2(28), с. 120–128, 2014.

[6] В. П. Кожем'яко, В. І. Маліновський та Я. І. Ярославський, “Метод та структури двохвилевої передачі інформаційних імпульсів у волоконно-оптичних каналах сучасних інформаційних мереж”, *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*, № 1(27), с. 210–225, 2014.

[7] В. П. Кожем'яко, В. І. Маліновський та Я. І. Ярославський, “Метод та структура модової маніпуляції сигналів у волоконно-оптичних каналах інформаційних мереж”, *Вісник Хмельницького національного університету*.

Серія: Технічні науки, № 6 (219), с. 118–126, 2014.

[8] В. П. Кожем'яко, В. І. Маліновський, Я. І. Ярославський та Г. С. Колесник, “Моделювання процесів розповсюдження сигналів в оптичних волокнах за вдосконаленим методом двохвильового передавання інформації”, *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*, № 2(30), с. 139–150, 2015.

[9] В. П. Кожем'яко, В. І. Маліновський та Я. І. Ярославський, “Аналіз фактору сигнал-шуму для підвищення якості передавання інформаційного сигналу по волоконно-оптичним каналам за методом двоххвильової передачі інформації”, *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*, № 1(29), с. 155–162, 2015.

[10] А. Д. Слободяник, Л. Г. Коваль, М. В. Лисий, А. І. Білюк та Я. І. Ярославський, “Розподіл енергії в електроенергетичних перетворювачах”, *Вісник Хмельницького національного університету. Серія: Технічні науки*, № 2(259), с. 276–282, 2018.

[11] Л. І. Тимченко, О. В. Маліночка та Я. І. Ярославський, “Підвищення інтелектуальності мережі на основі інтелектуально-статистичних маршрутизаторів”, на *III Міжнар. наук.-техн. конф. Оптоелектронні інформаційні технології «Фотоніка ОДС-2005»*, Вінниця, 2005, с. 46–47.

[12] С. М. Злепко, Ч. А. Чернишова, В. Є. Кривоносов, О. Ю. Азархов, Я. І. Ярославський та Д. М. Барановський, “Многоуровнева система защиты и управления медицинским диагностическим оборудованием (МДО)”, на *VI Міжнар. наук.-практ. конф. Методи та засоби кодування, захисту й ущільнення інформації*, Вінниця, 2017, с. 157–160.

[13] В. П. Кожем'яко, О. В. Шевченко, Я. І. Ярославський та О. А. Бойко, “Спосіб уніфікованої трансформації довжин хвиль”, *U 2008 01299, МПК F24J1/00*, Чер. 10, 2008.

[14] В. П. Кожем'яко, Г. Л. Лисенко, В. І. Маліновський, А. В. Кожем'яко та Я. І. Ярославський, “Спосіб перетворення довжин світлових хвиль та спектральний перетворювач для його реалізації”, *a 2013 11201, МПК*

F24J2/18, Сер. 08, 2014.

[15] В. П. Кожем'яко, В. І. Маліновський, Я. І. Ярославський, В. В. Мороз та О. О. Штельмах, “Локальні геоінформаційно-енергетичні мережі на новітніх волоконно-оптичних лініях із спектротрансформаторним живленням”, *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*, № 2(24), с. 137-146, 2012.

[16] В. П. Кожем'яко, А. Д. Слободяник, Я. І. Ярославський та А. В. Кожем'яко, “Теоретичні основи побудови електроенергетичних перетворювачів”, *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*, № 1(21), с. 163-170, 2011.

[17] В. Е. Кривонос, С. М. Злепко, Т. А. Чернишова, та Я. І. Ярославський, “Алгоритм діагностики стану болтового струмопровідного з'єднання комп'ютерного томографа”, на *IV Міжнар. наук. конф. Вимірювання, контроль та діагностика в технічних системах (ВКДТС-2017)*, Вінниця, 2017, с. 248-249.

[18] A. D. Cherenkov, N. G. Kosulina, Y. I. Yaroslavskyy, "Justification of the electromagnetic impulse method destruction of insect pests", *Proc. SPIE 10808, Photonics Applications in Astronomy, Communications, Industry, and High-Energy Physics Experiments* 2018, 108083P (1 October 2018), <https://doi.org/10.1117/12.2501665>.

[19] В. Н. Конюхов, *Основы телемедицинских систем. Учебное пособие*. Самара: Изд-во Самар. гос. аэрокосм. ун-та, 2012.

[20] А. И. Царегородцев, “Эффективность использования телемедицины в северных районах”, *Журнал телемедицины и электронного здравоохранения*, №1, с. 18-23, 2015.

[21] А. В. Владзимирский, “Первичная телемедицинская консультация «пациент-врач»: первая систематизация методологии”, *Журнал телемедицины и электронного здравоохранения*, – №2, с. 109-121, 2017.

[22] Ehealth. Електронна система охорони здоров'я. [Електронний ресурс]. Доступно: <https://ehealth.gov.ua/>. Дата звернення: Жов. 29, 2018

[23] А. В. Владимирский, В. Г. Климовицкий, Д. К. Калиновский, Р. В. Павлович, М. Ю. Сметанников, и Р. Л. Крутько, *Оборудование для телемедицинской деятельности лечебно-профилактических учреждений: методические рекомендации*. Донецк, Украина: ООО «Цифровая типография», 2007

[24] В. И. Сырямкин, А. Н. Байков, А. Ш. Буреев, Д. С. Жданов и А. В. Осипов, “Разработка автоматизированной системы телемедицинских консультаций”, *Бюллетень сибирской медицины*, № 6, с.125-130, 2011.

[25] Стандарт DICOM 3.0 [Электронный ресурс]. Доступно: http://www.course-as.ru/download/pdf/DICOM/DICOM_Std.pdf. Дата обращения: Окт. 29, 2018.

[26] АЛТ Украина Лтд. Архив медицинских изображений PACS. [Электронный ресурс]. Доступно: <https://www.mcmed.ua/ru/pacs>. Дата обращения: Окт. 29, 2018.

[27] Integrating the Healthcare Enterprise (IHE). [Online]. Available: <https://www.ihe.net/>. Accessed on: Nov 09, 2018.

[28] HL7 Standarts. [Online]. Available: <http://www.hl7.org/>. Accessed on: Nov 09, 2018.

[29] L.N. Sutton, “PACS and diagnostic imaging service delivery - a UK perspective”, *Eur J Radiol*. № 78(2), p. 243-249, 2011/

[30] 1С: Медицина. Поликлиника. “Взаимодействие с PACS и медицинским оборудованием по стандарту DICOM 3”. [Электронный ресурс]. Доступно: <https://solutions.1c.ru/catalog/clinic/dicom>. Дата обращения: Окт. 29, 2018.

[31] Mallinckrodt Institute of Radiology. [Online]. Available: <https://www.mir.wustl.edu/education>. Accessed on: Nov 09, 2018.

[32] К. Компанидзе, М. Тевторадзе, М. Мануков, М. М. Салдадзе и Е. Камкамидзе, *Компьютерные сети телемедицины*. Тбилиси, Грузия: Издательский дом “Технический университет”, 2009.

[33] Общественное объединение - региональный благотворительный

фонда содействия развитию информационно-коммуникационных технологий "Право и Интернет", *Стандарт «Телемедицина. Общие положения»*, №1-2512/2002, Дек. 29, 2002. [Электронный ресурс]. Доступно: <http://www.russianlaw.net/law/self-regulation/z32/>. Дата обращения: Окт. 29, 2018.

[34] Український телекомунікаційний портал, “Телемедицинские сети связи”. [Электронный ресурс]. Доступно: <https://portaltele.com.ua/articles/network-technology/2010-11-03-08-25-47.html>. <https://medical.net.ua/images/img1567.png>. Дата обращения: Окт. 29, 2018.

[35] Стэл – Компьютерные системы, “Пример построения региональной телемедицинской сети”. [Электронный ресурс]. Доступно: <http://old.stel.ru/telemedicine/idea/>. Дата обращения: Окт. 29, 2018.

[36] I.S. Shergill, and A. Mohammed, Teleradiology: 21st century communication in surgery. *Br J Hosp Med.*, № 72(5), p. 271-274, 2011.

[37] *Архивация медицинских диагностических изображений*. Методические рекомендации. Москва: НПЦ Медрадиологии, 2014

[38] Д. К. Коноплянский, “PLC - передача данных по электрическим сетям. Последняя миля”, *Вестник связи*, № 5, с. 5-7, 2004.

[39] А. В. Никифоров, “Технология PLC — телекоммуникации по сетям электропитания”, *Сети и системы связи*, № 5, с. 15-23, 2002.

[40] Vincenzo Giordano, Flavia Gangale, Gianluca Fulli (JRC-IE), Manuel Sanchez Jimenez (DG ENER) and other, *Smart Grid projects in Europe: lessons learned and current developments*, Luxembourg: Publications Office of the European Union. 2011.

[41] Б. А. Кобринский и Н. В. Матвеев, “Новый этап развития телемедицины: специфические требования к телемедицинским областям медицины”, *Медицина и высокие технологии*, №1, с. 4-13, 2004.

[42] В. І. Маліновський, Інформаційна мережа з об'єднаними оптичними інтерфейс-каналами, дис. канд. техн. наук, Вінницький національний технічний університет, Вінниця, 2010.

[43] В. П. Кожем'яко, та В. І. Маліновський, “Моделі волоконно-

оптичних інтерфейс-каналів геоінформаційно-енергетичних мереж”, *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*, № 1(17), с. 179-193, 2009.

[44] Б. Г. Ибрагимов, и И. М. Мамедов, “Исследование эффективности оптических транспортных сетей с использованием передающего и приемного оптоэлектронного модуля”, *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*, № 11(23), с. 131–136, 2012.

[45] С. В. Одинокіна, *Основы технологий XML. Учебное пособие*. СПб: НИУ ИТМО, 2013.

[46] В. Г. Олифер та Н. А. Олифер, *Компьютерные сети. Принципы, технологии, протоколы*. СПб: изд-во «Питер», 1999.

[47] В. М. Антонов, *Сучасні комп'ютерні мережі*. Київ, Україна: МК-Прес, 2005.

[48] Р. Р. Убайдулаев, *Волоконно-оптические сети*, Москва: Эко-Тренз, 1998

[49] E. Udd, Editor, *Fiber Optic Sensors: An Introduction for Engineers and Scientists*. Wiley, New York, 1991

[50] J. Dakin, and B. Culshaw, *Optical Fiber Sensors: Principals and Components. Volume 1*, Boston: Artech, 1988.

[51] B. Culshaw, and J. Dakin, *Optical Fiber Sensors: Systems and Applications. Volume 2*, Norwood: Artech, 1989.

[52] T. G. Giallorenzi, et al., "Optical Fiber Sensor Technology", *IEEE Journal of Quantum Electronics*, № 18(4), p. 626, 1982.

[53] О. В. Шевченко, Паралельно-ієрархічні методи передачі та обробки інформації у автоматизованій геоінформаційно-енергетичній системі, дис.канд.техн.наук, Київський ун-т економіки та технологій транспорту, Київ, 2006.

[54] Э.А.Бекиров, и А.П.Химич, “Компьютерное моделирование сложных энергосистем с концентраторами солнечной энергии”, *Відновлювана енергетика*, № 1 (24), с.74-81, 2011.

[55] Науково-виробнича фірма "ГРІС", “Автоматизована

геоінформаційна система паспортизації волоконно-оптичних мереж (ГІС «Волоконно-оптичні мережі»». [Електронний ресурс]. Доступно: <http://gris.com.ua/?id=114&lan=ru>. Дата звернення: Окт. 29, 2018.

[56] В. П. Кожем'яко, С. В. Павлов, О. В. Шевченко, та В. В. Дмитрук, “Оптико-електронна геоінформаційно-енергетична система біомедичного призначення”, *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*, № 2(12), с. 192–196, 2006.

[57] В. П. Кожем'яко, та В. І. Маліновський, “Аналіз сучасного стану розвитку геоінформаційно-енергетичних технологій”, *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*, № 1(15), с. 86-99, 2008.

[58] Н. Н. Кукуль и А. Ю. Шелестов, Grid-системы для задач исследования Земли. Архитектура, модели и технологии, Київ, Україна: Наукова думка, 2008

[59] Н. Круцкевич, “Принципи паралелізму при побудові багаторівневих розподілених комп'ютерних мереж”, *Вісник національного університету «Львівська політехніка»*, № 477, с. 185, 2003.

[60] В. П. Кожем'яко та В. І. Маліновський, “Принципи побудови та структурна організація каналів для повністю оптичних геоінформаційно-енергетичних мереж”, *Вісник Вінницького політехнічного інституту*, №1, 2008, с. 95-101.

[61] В. І. Маліновський, “Технології оптичного інформаційного та енергетичного обміну в оптичних геоінформаційно-енергетичних мережах”, *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*, № 2(16), с. 207-222, 2008.

[62] Электронные системы, “Система передачи телеметрических данных по линиям электропередач”, 2005. [Электронный ресурс]. Доступно: <http://datapowersystem.com>. Дата звернення: Дек. 09, 2013.

[63] В. А. Лапицкий, Л. Н. Лаханько, А. Г. Батраков, и В. В. Кириченко, “Распределенная телемедицинская система по цифровой маммографии”, *Информатика*, № 3(35), с.51-60, 2012.

[64] А. В. Колодежный и С. В. Саричев, “Математическая модель телемедицинской консультации”, *Укр.журнал телемедицины и медиц. тематики*, Т.1, №1, с.61-64, 2003

[65] Л.М. Манукян, А.О. Царьков, С.В. Шаповаленко и Б.А. Юдин, “Автоматизированная радиологическая информационная система и телерадиология”, *Медицинская визуализация*, №1, с. 138-140, 2002.

[66] DICOM news. [Online]. Available: <https://www.dicomstandard.org/News/current/index.html>. Accessed on: Nov 09, 2018.

[67] DICOM, “The DICOM Standard”. [Online]. Available: <https://www.dicomstandard.org/current/>. Accessed on: Nov 09, 2018.

[68] Лаборатория медицинских компьютерных систем НИИЯФ им. Д.В. Скобельцына МГУ им. М.В. Ломоносова, “Масштабируемые PACS/РИС системы”. [Электронный ресурс]. Доступно: <http://www.multivox.ru>. Дата обращения: Дек. 09, 2018.

[69] Hitachi Medical System Europe. Versatile diagnosis and interventional guidance. [Online]. Available: <http://www.hitachi-medical-systems.eu/products-and-services/ultrasound/clinical-applications/radiology.html>. Accessed on: Nov 09, 2018

[70] О.С. Пьяных, “Введение в представление и обработку медицинской информации в Интернете”, *Медицинская визуализация*, №3, с. 130-137, 2002.

[71] 1С: Медицина. Поликлиника. Возможности. [Электронный ресурс]. Доступно: <https://solutions.1c.ru/catalog/clinic/features>. Дата обращения: Дек. 09, 2018.

[72] HL7 – электронный медицинский документооборот. [Электронный ресурс]. Доступно: <http://www.sergeygsd.narod.ru/pol/HL7habr.pdf>. Дата обращения: Дек. 09, 2018.

[73] S.M.Huff, “Clinical data exchange standards and vocabularies for messages”, at *Proceedings of the AMIA Symposium*, 1998, p. 62-67.

[74] С. П. Морозов и М. О. Переверзев, “Обзор текущего состояния и основных требований к PACS-системам”, *Врач и информационные технологии*,

№ 3, с. 17-29, 2013

[75] В. О. Новицкий, Э. Ю. Таронишвили и Е. М. Шилов, “Автоматизированная информационная система управления лечебно-диагностическим процессом Maximus”, *Врач и информационные технологии*, №1, с. 18-31, 2014.

[76] АО «МИКАРД-ЛАНА» & ООО «Телемедицинские системы», “Внедрение телемедицины: телеметрия ЭКГ”. [Электронный ресурс]. Доступно: <http://www.micard.ru/samokontrol-i-telemetrya-ecg/vracham/kardiometr-mt-telemetrya-ekg>. Дата обращения: Дек. 09, 2018.

[77] Телемедицинские сети связи. Український телекомунікаційний портал. [Электронный ресурс]. Доступно: <https://portaltele.com.ua/articles/network-technology/2010-11-03-08-25-47.html>. Дата обращения: Дек. 09, 2013.

[78] Медафарм Холдинг, “Некоторые проблемы создания телемедицинской сети России и возможные пути их решения”. [Электронный ресурс]. Доступно: <http://medafarm.ru/page/stati-doktoru/rentgenologiya/nekotorye-problemy-sozdaniya-telemeditsinskoi-seti-rossii-i-vozmozh>. Дата обращения: Дек. 09, 2018.

[79] Daniel Fraile, Marie Latour, Adel El Gammal, and Michael Annett, “Tunable laser diodes”, *EPIA Publications*, Vol. 50, p.5 67-572, 2010.

[80] Frank Briamonte. “Lucent Technologies unveils worlds fastest single-laser optical transmission system”, *Photonics Online*, March 11, 1999. [Online]. Available: www.photonicsonline.com/article.mvc/LUCENT-Lucent-Technologies-unveils-worlds-fas-0001. Accessed on: Nov. 29, 2018.

[81] Т. К. Кулик, и Д. В. Прохоров, “Методика сравнительной оценки работоспособности лазерных линий связи”, *Технология и средства связи*, № 6, с. 8-10, 2000.

[82] А. Г. Шереметьев, и Р. Г. Толпарев, *Лазерная связь*. Москва: Связь, 1974.

[83] В. Г. Фокин, *Оптические системы передачи и транспортные сети*. Москва: Эко-Трендз, 2008.

[84] В. Н. Конюхов, *Основы телемедицинских систем: учебное пособие*. Самара: Изд-во Самар. гос. аэрокосм. ун-та, 2012

[85] Презентация Телемедицина. [Электронный ресурс]. Доступно: [https://view.joomag.com/ Презентация--Телемедицина/0025590001498213106?page=4](https://view.joomag.com/Презентация--Телемедицина/0025590001498213106?page=4). Дата обращения: Дек. 09, 2018.

[86] В. П. Кожем'яко, С. С. Білан, О. В. Кожем'яко та А. В. Кожем'яко, “Оптико-електронна геоінформаційно-енергетична система, як глобальний засіб гармонійного вирішення проблем розвитку цивілізації”, *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*, № 2 (8), с. 5-10, 2004.

[87] Р. Барлоу, и Ф. Прошай, *Статистическая теория надежности и испытания на безотказность*. Москва: Наука, 1984.

[88] И. А. Рябинин, *Надежность и безопасность структурно-сложных систем*. СПб.: изд-во Санкт-Петербургского ун-та, 2007.

[89] В. Г. Мелкумян, та А. А. Семенов, *Основы теории надёжности*. Київ: КМУЦА, 1998.

[90] А. К. Скуратов, и Д. С. Безрукавный, “Администрирование телекоммуникационной сети на основе статистического анализа трафика”, *Вестник Таганрогского государственного университета*, Т. 10, с. 919-923, 2004.

[91] В. П. Кожем'яко та В. І. Маліновський, “Моделі волоконно-оптичних інтерфейс-каналів геоінформаційно-енергетичних мереж”, *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*, №1(17), 2009, с. 197-214.

[92] В. С. Белов и А. И. Самаркин, “Концептуальная модель интероперабельной региональной мобильной системы охраны здоров'я жителей малых и удаленных населенных пунктов”, *Журнал радиоэлектроники*, №7, 2016, с.1-23.

[93] Ben Carlin. “European standards organisations make progress towards Smart Grid standards and reference architecture”. Materials of Preparing the electricity networks of the future – CEN, CENELEC and ETSI have presented two interim reports to the European Commission. Brussels, 9 March 2012.

[[Online]. Available: http://www.cencenelec.eu/news/press_releases/Pages/PR-2012-04.aspx

[94] J. Winters, and Y. Wang, “Wearable Sensors and Telerehabilitation”, *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, № 3, p. 56-65, 2003.

[95] G. Blankenstein, and U. Larsen, “Modular concept of a laboratory on a chip for chemical and biochemical analysis”, *Biosensors and Bioelectronics*, Volume 13, Issues 3–4, p. 427-438, 1998.

[96] N. V. Dmitriev, and O. S. Glazachev, *Individual health and polyparametrical diagnostics of functional conditions of an organism (System and information approach)*, M.: Medicine, 2014.

[97] С. В. Павлов, В. П. Кожем'яко, В. Г. Петрук, П. Ф. Колісник, та С. М. Марков, Біомедичні оптико-електронні системи і апарати. – Вінниця, Україна: ВДТУ, 2003.

[98] Н. Ф Герасименко, “Медицина – новое направление развития здравоохранения”, *Здравоохранение России*, Т. 13, с. 93–96, 2012.

[99] Грищенко В. І., та ін. *Інформаційні технології в біології та медицині: курс лекцій*. Київ, Україна: Наукова думка, 2007.

[100] О. Ю. Азархов, С. М. Злепко, та О. Б. Белоусова, “Індивідуальна електронна карта пацієнта для постінсультних хворих”, *Медична інформатика та інженерія*, № 4, с. 12-18, 2012.

[101] М. В. Голубчиков, А. М. Козак, та В. Г. Осташко, “Концептуальні підходи до впровадження електронних медичних записів у систему охорони здоров'я України”, *Вісник соціальної гігієни та організації охорони здоров'я України*, № 3, с. 51-54, 2008.

[102] О. Ю. Азархов, С. М. Злепко, Л. В. Космач, І. О. Криворучко, “Особливості побудови стратегії «телемедичного консилиуму» для реабілітації хворих в резидуальному періоді”, на *XII Міжнар. наук.-техн. конф. Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах (ВОТТП-12)*, Одеса, 2013, с. 115.

[103] А. А. Ходаева, и Е. А. Ефимова, ‘Автоматизированная система

ведения истории болезни Прикаспийский журнал: управление и высокие технологии, № 1(5), с. 88-92, 2009.

[104] *Автоматизированная система управления учреждениями здравоохранения «Формирование телемедицинской сети в республике Карелия». Техническое задание.* Петрозаводск, 2008.

[105] М. И. Васильев, и Н. П. Симоньянц, *Геодезическое позиционирование магистральных газопроводов. Создание ГИС газотранспортной сети,* Сибирьсвет, 2012.

[106] В. П. Кожем'яко, та ін. “Оптико–електронна геоінформаційно–енергетична система тотального тестування і оптимального управління науково–освітніми і бібліотечними ресурсами для створення і розвитку централізованої бази знань”, *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*, № 1(9), с. 5-11, 2005.

[107] Г. А. Аракелов, В. Р. Магнушевский, В. Н. Сивенкова, И. М. Троицкий, и Г. А. Казанцев, “Конструкция многоплощадочного фотоприемника с термоэлектрическим охладителем”, *Прикладная физика*, № 4, с. 69-75, 2002.

[108] Zachary Shahan, “Sharp Hits Concentrator Solar Cell Efficiency Record, 43.5%”, 2012. [Электронный ресурс]. Доступно: <http://cleantechnica.com/2012/05/31/sharp-hits-concentrator-solar-cell-efficiency-record-43-5/>. Дата обращения: Дек. 09, 2018.

[109] С. В. Павлов, В. П. Кожем'яко, В. Г. Петрук, та П. Ф. Колісник, *Фотоплетизмографічні технології контролю серцево-судинної системи. Монографія.* Вінниця, Україна: УНІВЕРСУМ, 2007 с

[110] С. В. Павлов, П. Ф. Колісник, М. В. Матохнюк, та І. Я. Островський, “Оптико-електронний метод для дослідження трофічного комплексу тканини”, *Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах*, № 1, с. 55-60, 2001.

[111]] С. В. Павлов, В. П. Кожем'яко, В. Г. Петрук, П. Ф. Колісник, та С. М. Марков, “Неінвазивні методи діагностики серцево-судинної системи“ у

Біомедичні оптико-електронні системи і апарати. – Вінниця, Україна: ВДТУ, 2003, с. 112.

[112] С. В. Павлов, І. Д. Мисловський, та Ахмед Авад. “Оптико-електронні інформаційні технології дослідження рівня периферійного кровообігу”, на *I Всеукр. наук.-практ. конф. Медичні технології і вища освіта*, Луцьк, 2004, с. 137-144.

[113] С. В. Павлов, М. А. Станіславчук, та В. М. Хоменко, “Застосування оптико-електронних технологій при аналізі кровопостачання чутливих точок у хворих на фіброміалгію”, на *III Міжнарод. наук.-техн. конф. Оптоелектронні інформаційні технології «Фотоніка ОДС-2005»*, Вінниця, 2005, с. 165.

[114] С. В. Павлов, А. П. Превар, М. В. Матохнюк, та А. Чернуха, “Застосування оптико-електронних та лазерних технологій при аналізі мікроциркуляторних змін у вогнищі гострого гнійного запалення в ділянці нижніх кінцівок”, *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*, № 2, с. 148-154, 2002.

[115] K. Fritsch, Digital Angular Position Sensor Using Wavelength Division Multiplexing, *Proceedings of SPffi*, Vol. 1169, 1989, p. 453.

[116] K. Fritsch, and G. Beheim, “Wavelength Division Multiplexed Digital Optical Position Transducer”, *Opt. Lett.*, Vol. 11, p. 1, 1986.

[117] S. S. Boochever, “HIS/RIS/PACS Integration: Getting to the Gold Standard”. [Online]. Available: pdfs.semanticscholar.org/3db9/6100d952bb8422e08276a37e7273629b1fb1.pdf. Accessed on: Nov 19, 2018.

[118] “Телемедицинская сеть Пензенской области”, ГУЗ Пензенской области «Пензенский областной медицинский информационно-аналитический центр». [Электронный ресурс]. Доступно: <http://www.myshared.ru/slide/146805/>. Дата обращения: Дек. 09, 2018.

[119] С. А. Абрамян, “Концепция телемедицинской распределенной системы на базе мобильных устройств”, *Науковедение*, Том. 9, №. 6, 2017. [Электронный ресурс]. Доступно: <https://cyberleninka.ru/article/n/kontseptsiya-telemeditsinskoj-raspredelelennoy-sistemy-na-baze-mobilnyh-ustroystv>. Дата

обращения: Дек. 09, 2018.

[120] Процесс и методы передачи данных. [Электронный ресурс]. Доступно: <http://kom-seti.narod.ru/index.files/3.htm>. Дата обращения: Окт. 15, 2018.

[121] Разработано и утверждено техническое задание «Формирование телемедицинской сети в Республике Карелия». [Электронный ресурс]. Доступно: <https://hospital.karelia.ru/novosti/razrabotano-i-utverzhdno-tehnicheskoe-zadanie-formirovanie-telemedicinskoj-seti-v-respublike-karelija/>. Дата обращения: Окт. 15, 2018.

[122] Р. М. Вирозуб, С. М. Злепко, О. С. Злепко, та В. С. Павлов, “Оптоелектронна телемедична мережа з функцією підтримки прийняття рішень”, на VII Міжнарод. наук.-техн. конф. Оптоелектронні інформаційні технології «Фотоніка-ОДС 2015», Вінниця, 2015, с. 85.

[123] В.П. Бакалов, *Медицинская электроника: Основы биотелеметрии: учебн. пособие для ВУЗов 2-е изд. испр. и доп.* Москва: Издательство Юрайт, 2018.

[124] М. Ю. Обоишев, “Разработка алгоритмов синтеза измерительных каналов”. Дис. канд. техн. наук, Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ», С-Пб., 2004.

[125] База даних MySQL. [Электронный ресурс]. Доступно: <https://studopedia.info/9-20422.html>. Дата обращения: Окт. 15, 2018.

[126] А. А. Иванова, Техническое обеспечение для внедрения телемедицины в больницах республики Саха (Якутия), на VII *Междунар. студ. науч. конф. Студенческий научный форум*. [Электронный ресурс]. Доступно: <https://scienceforum.ru/2015/article/2015017368>. Дата обращения: Окт. 15, 2018.

[127] Телемедицина. [Электронный ресурс]. Доступно: <https://studfiles.net/preview/6676191>. Дата обращения: Окт. 15, 2018.

[128] Г. В. Осташко, “Концептуальні основи створення міжрегіональної телемедичної мережі”, *Український журнал телемедицини та медичної телематики*, Т. 10, № 2, с. 22-25, 2012.

[129] Р. М. Вирозуб, Д. Х. Штофель, та С. М. Злепко, “Алгоритм функціонування автоматизованого діагностичного комплексу в режимі телемедичного консультування (ТМК)”, *Вестник Херсонского национального технического университета*, № 4(51), с. 134-139, 2014.

[130] Основы построения волоконно-оптических систем передачи. [Электронный ресурс]. Доступно: https://studbooks.net/2344670/tehnika/osnovy_postroeniya_volokonno_opticheskikh_sistem_peredachi. Дата обращения: Дек. 09, 2018.

[131] Организация SQL-сервера МДК 02.01 Информационные технологии и платформы разработки информационных систем. [Электронный ресурс]. Доступно: <https://infourok.ru/prezentaciya-po-teme-sls-server-mdk-specialnosti-informacionnie-sistemi-po-otraslyam-1937869.html>. Дата обращения: Окт. 15, 2018.

[132] Центральный Архив Медицинских изображений (ЦАМИ 2.0). Теория и практика. [Электронный ресурс]. Доступно: http://www.armit.ru/medsoft/2015/prez/25-03-2015/25-03_14-15_kir_zinnurova.pdf. Дата обращения: Окт. 15, 2018.

[133] S. Kurtz, Opportunities and Challenges for Development of a Mature Concentrating Photovoltaic Power Industry: [Online] Available: <http://www.nrel.gov/docs/fy11osu743208.pdf>. Accessed on: Dec. 19, 2018.

[134] С. А. Дмитриев, и Н. Н. Слепов, *Волоконно-оптическая техника: современное состояние и перспективы*. Москва: Изд. Connect, 2005.

[135] Б. С. Утабаев, О метрологическом обеспечении информационно-измерительных систем. [Электронный ресурс]. Доступно: <http://unicon.uz/uploads/ZJ9hb43.pdf>. Дата обращения: Дек. 09, 2018.

[136] В. Г. Басов, *Информационно-измерительные системы. Основы проектирования. Ч.2*. Минск: БГУМР, 2007.

[137] *Методика расчета метрологических характеристик измерительных каналов информационно-измерительных систем по метрологическим характеристикам компонентов НИ222-80*. Москва: ГП

«НИИ «Система», 1981.

[138] В. П. Кожем'яко, та О.А.Бойко, “Оптико-електронна геоінформаційно-енергетична система управління інфраструктурою регіону”, *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*, № 1(13), с. 176–180, 2007.

[139] А. В. Клоков, “Беспроводная оптическая связь. Мифы и реальность”, *Технология и средства связи*, № 6, с. 12-16, 2000.

[140] Д. Б. Медвед, “Влияние погодных условий на беспроводную оптическую связь”, *Вестник связи*, № 4, с. 154-167, 2001.

[141] В. Е. Зуев, *Перенос оптических сигналов в земной атмосфере в условиях помех*. Москва: Советское радио, 1977.

[142] Г. Л. Лисенко, *Волоконна та інтегральна оптика: навчальний посібник: Ч. 1*. Вінниця : ВДТУ, 1998.

[143] Одномодовый и многомодовый волоконно-оптический кабель: отличия и правила выбора. Связь комплект. [Электронный ресурс]. Доступно: <https://skomplekt.com/odnomodovyi-i-mnogomodovyi-opticheskii-kabel>. Дата обращения: Дек. 01, 2018.

[144] Передача видеосигнала по волоконно-оптической сети. [Электронный ресурс]. Доступно: <http://polyset.ru/article/st850.php>. Дата обращения: Дек. 09, 2018.

[145] Приемники цифровых волоконно-оптических систем связи. [Электронный ресурс]. Доступно: <http://msd.com.ua/optoelektronnye-pribory-i-ustrojstva/priemniki-cifrovux-volokonno-opticheskix-sistem-svyazi>. Дата обращения: Дек. 09, 2018.

[146] Джозеф Кэмпбелл, Ф. Капассо, Т. Пирсолл, М. Поллак, Т. Канеда, и С. Форрест, *Техника оптической связи: Фотоприемники*. Москва: Мир, 1988.

[147] У. Волф, и Г. Цисис, *Справочник по инфракрасной технике в 4-х томах*. Москва: Мир, 1999.

[148] Оборудование передачи сигналов по оптоволокну. Net-Optic. [Электронный ресурс]. Доступно: <https://net-optic.ru/>. Дата обращения: Дек. 09,

2018.

[149] Н. И. Вергелис, А. Г. Булынин, и И. М. Минаев, Приемопередатчик волоконно-оптической линии связи. [Электронный ресурс]. Доступно: <http://www.findpatent.ru/patent/240/2407168.html>. Дата обращения: Дек. 09, 2018.

[150] Дж. Гауер, *Оптические системы связи*. Москва: Радио и связь, 1989.

[151] Волоконно-оптическая система передачи информации. ЗАО «ЦНИТИ «Техномаш-ВОС». [Электронный ресурс]. Доступно: <http://www.findpatent.ru/patent/238/2384955.html>. Дата обращения: Дек. 09, 2018.

[152] Двухканальный волоконно-оптический приемник Kramer 690T. [Электронный ресурс]. Доступно: <https://vismedia.ru/catalog/udliniteli-na-optike/dvukhkanalnuu-peredatchik-signala-kramer-690t/>. Дата обращения: Дек. 09, 2018.

[153] И.В.Емелин, В.А.Смирнов, и Р.А.Эльчиан, Интеграция систем обработки медицинских изображений и клинических систем. [Электронный ресурс]. Доступно: http://www.ctmed.ru/dicom_hl7/dicom/isomi.html. Дата обращения: Дек. 09, 2018.

[154] Аппаратно-программное обеспечение. ООО «Веда-проект». [Электронный ресурс]. Доступно: <http://www.vedapro.ru/xraysoft.php>. Дата обращения: Дек. 01, 2018.

[155] Центр обработки данных. Компания Entry. [Электронный ресурс]. Доступно: <http://www.entry.ua/?pg=168>. Дата обращения: Дек. 01, 2018.

[156] С. А. Рахманов, и Р. В. Хохлов, *Проблемы нелинейной оптики*. Москва: ВИНТИ, 1964.

[157] П. М. Воловик, *Фізика. Підручник для університетів*. Київ, Ірпінь, Україна: Перун, 2005.

[158] В. П. Кожем'яко, та В. І. Маліновський, “Структурна організація каналів для повністю оптичних геоінформаційно-енергетичних мереж”, *Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах*, № 2, с. 42-44, 2007.

[159] В. П. Кожем'яко, та В. І. Маліновський, “Принципи побудови та структурна організація каналів для повністю оптичних геоінформаційно-енергетичних мереж”, *Вісник ВПІ*, № 1, с. 95-101, 2008.

[160] И. К. Кулешов, Ю. Л. Николашин, Т. В. Жукова, и Н. И. Шестунин, Волоконно-оптическая система передачи для чрезвычайных ситуаций. [Электронный ресурс]. Доступно: <https://findpatent.ru/patent/258/2587546.html>. Дата обращения: Окт. 19, 2018.

[161] Gil Knier, How do Photovoltaics Work?, vol.34, 2002, p. 245-247. [Online]. Available: <http://science.nasa.gov/science-news/science-at-nasa/2002/solarcells>. Accessed on: Nov. 19, 2018.

[162] В. П. Кожем'яко, П. М. Зузяк, та А. Д. Слободяник, “Теоретичні начала інформаційно-енергетичного перетворення світлового спектру”, на II *Miedzynarodney neukove-praktyeznej konferencji Wykształcenie I nauka bez granic -2005*, Том 26, 2005, с. 8-11.

[163] В. П. Кожем'яко, П. М. Зузяк, Є. П. Ларюшкин, та А. Д. Слободяник, “Теоретичні основи перетворення енергії світлового спектру”, *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*, № 1(11), с. 97-101, 2006/

[164] А. Снайдер, и Дж. Лав, *Теория оптических волноводов* [пер. с англ. под ред. Е.М. Дианова, В.В. Шевченко]. Москва: Радио и связь, 1987.

[165] Н. І. Заболотна, С. В. Павлов, та В. В. Шолота, *Комп'ютерне моделювання задач лазерної та оптоелектронної техніки. Навч. посібник*. Вінниця, Україна: ВНТУ, 2003.

[166] Е. Ю. Солянина, “Анализ стандартов передачи биомедицинской информации и принципов построения современных телемедицинских систем”, на I *Международной научно-практ. конф. Инженерно-технологические и прикладные исследования*. Москва, 2017, с. 6-37.

[167] А. В. Владимировский, *Оценка эффективности телемедицины*. Донецк, Украина: ООО «Цифровая типография», 2007.

[168] “Показатели информативности диагностических методов”.

[Електронний ресурс]. Доступно: http://vmede.org/sait/?page=3&id=Onkologiya_analiz_vasilev_2008&menu=Onkologiya_analiz_vasilev_2008. Дата обращения: Окт. 10, 2018.

[169] В. П. Кожем'яко, Г. Л. Лисенко, О. В. Шевченко, Є. П. Ларюшкін, та А. В. Кожем'яко, “Пристрій уніфікованої трансформації довжин хвиль”, МПК F24J 2/06, Січ. 11, 2008.

[170] В. П. Кожем'яко, О. Г. Домбровський, В. І. Маліновський, та Я. І. Ярославський, “Оптична геоінформаційно-енергетична мережа із розподіленими світловими джерелами енергії”, МПК H04N 7/00, № 88397, Бер. 11, 2014.

[171] В. П. Кожем'яко, О. Г. Домбровський, В. Ф. Жердецький, Г. В. Маліновський, та Г. В. Притуляк, “Аналітичний огляд сучасних технологій фотоелектричних перетворювачів для сонячної енергетики”, *Оптико-електронні інформаційні енергетичні технології*, № 2(22), с. 142-158, 2011.

[172] Daniel Fraile, Marie Latour, Adel El Gammal, and Michael Annett, “Photovoltaic energy, electricity from the sun”, *EPIA Publications*, Vol.50, 2010.

[173] В. П. Кожем'яко, О. В. Шевченко, та Я. І. Ярославський, “Спосіб побудови та методика створення уніфікованої системи трансформації довжин хвиль”, *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*. № 2(12), с. 78-86, 2007.

[174] Chunfeng Hou, Zhongxiang Zhou, Xiudong Sun, and Baohong Yuan. “Incoherently coupled grey-grey screening-photovoltaic soliton pairs in biased photovoltaic-photorefractive crystals”, *Optik-International Journal for Light and Electron Optics*, Vol. 112, Issue 1, p. 17-20, 2001.

[175] В. Г. Петрук, *Спектрофотометрія світлорозсіювальних середовищ. Теорія і практика оптичного вимірювального контролю*. Вінниця, України: УНІВЕРСУМ, 2000.

[176] В. В. Кузьмич, “Основные принципы и особенности транскутанной "отражательной" оксиметрии”, *Мед. техника*, № 3, с. 36-42, 1993.

[177] В. П. Кожем'яко, О. В. Шевченко, Р. Л. Кобзаренко, та

Я. І. Ярославський, “Спосіб побудови та методика створення уніфікованої системи трансформації довжин хвиль”, *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*. № 1(13), с. 162-168, 2007.

[178] Солнечная энергетика: обзор отрасли. [Электронный ресурс]. Доступно: www.nitolsolar.com. Дата звернення: Груд. 01, 2018.

[179] Eckart von Malsen, “Opportunities for large-scale projects”, *SUN & Wind Energy*, Vol. 5, p. 254-255, 2011.

[180] “Solar energy”. [Online]. Available: [http://en.wikipedia.org/wiki/Solar energy](http://en.wikipedia.org/wiki/Solar_energy). Accessed on: Dec. 01, 2018.

[181] В. А. Сафонов, та В. В. Кувшинов, “Разработка комбинированной солнечной установки для автономного потребителя”, *Відновлювана енергетика*, № 4(23), с. 61-69, 2010.

[182] Chunfeng Hou, Zhongxiang Zhou, Xiudong Sun, and Baohong Yuan. “Incoherently coupled grey-greyscreening-photovoltaic soliton pairs in biased photovoltaic-photorefractive crystals”, *Optik -International Journal for Light and Electron Optics*, Vol. 112, Issue 1, p. 17-20, 2001.

[183] D. Varshneya, and W. L. Glomb, “Applications of Time and Wavelength Division Multiplexing to Digital Optical Code Plates”, *Proceedings of SPIE*, Vol. 838, p. 210, 1987.

[184] Michael Forst, “Germany's module industry poised for growth”, *SUN & Wind Energy*, Vol. 5, p. 256-263, 2011.

[185] А. Фаренбрух, Р.Бьюб, *Солнечные элементы: теория и эксперимент*. Москва: Энергоатомиздат, 1987.

[186] О. Е. Гадалова, и др. “Украина и Россия: обзоры рынка фотовольтаики, август 2011”. [Электронный ресурс]. Доступно: www.cleandex.ru/cleanwatch/2011/08/29. Дата обращения: Окт. 10, 2018.

[187] В. Денисенко, “Суммирование погрешностей измерений в системах автоматизации”. [Электронный ресурс]. Доступно: <https://www.cta.ru/cms/f/443123.pdf>. Дата обращения: Нояб. 10, 2018.

[188] М. С. Фролова, С. В. Фролов, И. А. Толстухин, В. Ю. Ошурков,

“Интеграция медицинской техники в информационную систему лечебно-профилактического учреждения”, *Вопросы современной науки и практики*, № 3 (53), с. 68-80, 2014.

[189] А. В. Прокопенко, “Телемедицина. Системы хранения и обработки медицинских изображений”. [Электронный ресурс]. Доступно: <http://www.trbzdrav.ru/article/diagnostic-tests/telemedicine.php>. Дата обращения: Ноябрь. 10, 2018.

[190] Е. Ф. Старков, “Проектирование модулей измерения параметров объектов в биомедицинских системах”, *Вестник новых информационных технологий*, Т. X, № 3, с. 89-92, 2003.

[191] А. С . Бессонов., и др., “Особенности проектирования АПК для функциональной диагностики системы микроциркуляции крови”, *Вестник МГТУ им. И. Э. Баумана. Серия Приборостроение*, № 1, с. 74-83, 2013.

ДОДАТКИ

Додаток А

Список публікацій здобувача за темою дисертації

[1] В. П. Кожем'яко, О. В. Шевченко, Р. Л. Кобзаренко та Я. І. Ярославський, “Спосіб побудови та методика створення уніфікованої системи трансформації довжин хвиль”, *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*, № 1(13), с. 162–168, 2007.

[2] В. П. Кожем'яко, В. І. Маліновський, М. Г. Тарновський та Я. І. Ярославський, “Аналітичний огляд технологій геоінформаційно-енергетичних мереж та методів підвищення стабільності їх функціонування”, *Вісник Вінницького політехнічного інституту*, № 6, с. 91–97, 2013.

[3] В. П. Кожем'яко, В. І. Маліновський, М. Г. Тарновський, та Я. І. Ярославський, “Аналітичний огляд та класифікаційний аналіз технологій сучасних об'єднаних інформаційних мереж на основі ліній передавання електроенергії”, *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*, № 1(25), с. 100–116, 2013.

[4] В. П. Кожем'яко, В. І. Маліновський та Я. І. Ярославський, “Застосування технологій фотоелектричних перетворювачів в моделі інформаційних мереж із розподіленими джерелами енергії”, *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*, № 2, с. 96–108, 2013.

[5] В. П. Кожем'яко, В. І. Маліновський, А. В. Клепіковський, В. П. Нездоровін, Я. І. Ярославський та Л. В. Кузьменко, “Мультиканальна відкрита атмосферна оптична система зв'язку”, *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*, № 2(28), с. 120–128, 2014.

[6] В. П. Кожем'яко, В. І. Маліновський та Я. І. Ярославський, “Метод та структури двохвильової передачі інформаційних імпульсів у волоконно-оптичних каналах сучасних інформаційних мереж”, *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*, № 1(27), с. 210–225, 2014.

[7] В. П. Кожем'яко, В. І. Маліновський та Я. І. Ярославський, “Метод та структура модової маніпуляції сигналів у волоконно-оптичних каналах

інформаційних мереж”, *Вісник Хмельницького національного університету. Серія: Технічні науки*, № 6 (219), с. 118–126, 2014.

[8] В. П. Кожем’яко, В. І. Маліновський, Я. І. Ярославський та Г. С. Колесник, “Моделювання процесів розповсюдження сигналів в оптичних волокнах за вдосконаленим методом двохвильового передавання інформації”, *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*, № 2(30), с. 139–150, 2015.

[9] В. П. Кожем’яко, В. І. Маліновський та Я. І. Ярославський, “Аналіз фактору сигнал-шуму для підвищення якості передавання інформаційного сигналу по волоконно-оптичним каналам за методом двоххвильової передачі інформації”, *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*, № 1(29), с. 155–162, 2015.

[10] А. Д. Слободяник, Л. Г. Коваль, М. В. Лисий, А. І. Білюк та Я. І. Ярославський, “Розподіл енергії в електроенергетичних перетворювачах”, *Вісник Хмельницького національного університету. Серія: Технічні науки*, № 2(259), с. 276–282, 2018.

[11] Л. І. Тимченко, О. В. Маліночка та Я. І. Ярославський, “Підвищення інтелектуальності мережі на основі інтелектуально-статистичних маршрутизаторів”, на *III Міжнар. наук.-техн. конф. Оптикоелектронні інформаційні технології «Фотоніка ОДС-2005»*, Вінниця, 2005, с. 46–47.

[12] С. М. Злепко, Ч. А. Чернишова, В. Є. Кривоносов, О. Ю. Азархов, Я. І. Ярославський та Д. М. Барановський, “Многоуровневая система защиты и управления медицинским диагностическим оборудованием (МДО)”, на *VI Міжнар. наук.-практ. конф. Методи та засоби кодування, захисту й ущільнення інформації*, Вінниця, 2017, с. 157–160.

[13] В. П. Кожем’яко, О. В. Шевченко, Я. І. Ярославський та О. А. Бойко, “Спосіб уніфікованої трансформації довжин хвиль”, *U 2008 01299, МПК F24J1/00*, Чер. 10, 2008.

[14] В. П. Кожем’яко, Г. Л. Лисенко, В. І. Маліновський, А. В. Кожем’яко та Я. І. Ярославський, “Спосіб перетворення довжин світлових

хвиль та спектральний перетворювач для його реалізації”, а 2013 11201, МПК F24J2/18, Сер. 08, 2014.

[15] В. П. Кожем'яко, В. І. Маліновський, Я. І. Ярославський, В. В. Мороз та О. О. Штельмах, “Локальні геоінформаційно-енергетичні мережі на новітніх волоконно-оптичних лініях із спектротрансформаторним живленням”, *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*, № 2(24), с. 137-146, 2012.

[16] В. П. Кожем'яко, А. Д. Слободяник, Я. І. Ярославський та А. В. Кожем'яко, “Теоретичні основи побудови електроенергетичних перетворювачів”, *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*, №1(21), с 163-170, 2011.

[17] В. Е. Кривонос, С. М. Злепко, Т. А. Чернишова, та Я. І. Ярославський, “Алгоритм діагностики стану болтового струмопровідного з'єднання комп'ютерного томографа”, на *IV Міжнар. наук. конф. Вимірювання, контроль та діагностика в технічних системах (ВКДТС-2017)*, Вінниця, 2017, с. 248-249.

[18] A. D. Cherenkov, N. G. Kosulina, Y. I. Yaroslavskyy, "Justification of the electromagnetic impulse method destruction of insect pests, *Proc. SPIE 10808, Photonics Applications in Astronomy, Communications, Industry, and High-Energy Physics Experiments 2018*, 108083P (1 October 2018), <https://doi.org/10.1117/12.2501665>.

Додаток Б

Акти впровадження

ЗАТВЕРДЖУЮ

Перший проректор з науково-педагогічної
роботи по організації навчального процесу
та його науково-методичного забезпечення

Вінницького національного технічного
університету, д-р техн. наук, професор



О. М. Васілевський

АКТ

про впровадження результатів дисертаційної роботи
Ярославського Ярослава Івановича

на тему: «Волоконно-оптична телемережа для обміну відеозображеннями»
у навчальний процес кафедри біомедичної інженерії
Вінницького національного технічного університету

Комісія у складі доцента кафедри біомедичної інженерії, к. т. н., доцента Тимчика Сергія Васильовича, доцента кафедри біомедичної інженерії, к. т. н., доцента Штофеля Дмитра Хуановича, доцента кафедри біомедичної інженерії, к. т. н., доцента Ковалю Леоніда Григоровича засвідчує, що результати дисертаційної роботи Ярославського Я. І. впроваджені у навчальний процес кафедри біомедичної інженерії Вінницького національного технічного університету, а саме:

- у дисципліну «Комп'ютерні технології в медицині» до матеріалів теми «Телемедичні комп'ютерні технології» увійшов аналітичний огляд волоконно-оптичних транспортних мереж для телемедицини, показано особливості взаємодії стандарту DICOM 3.0 та PACS – систем для роботи з медичними відеозображеннями.

- у дисципліну «Сучасні інформаційні технології в галузі хімічної та біоінженерії» до матеріалів теми «Інформаційні технології передавання інформації» увійшла модель процесу передавання інформації у волоконно-оптичному тракті телемедичної мережі, яка визначає оптичні втрати і дисперсію сигналу в волоконно-оптичному середовищі, компенсує їх і формує сигнал, спроможний, в залежності від типу оптоволокна, подолати максимальну відстань при мінімальних часових спотвореннях і втратах.

Члени комісії:

С. В. Тимчик

Д. Х. Штофель

Л. Г. Коваль

ЗАТВЕРДЖУЮ

Головний лікар КУ «Одеська
обласна клінічна лікарня»

Гульченко Ю.І.

20 18 р.



АКТ

про впровадження результатів дисертаційної роботи

Ярославського Ярослава Івановича

на тему: «Волоконно-оптична телемережа для обміну відеозображеннями»

Комісія Одеського обласного центру телемедицини на базі Одеської обласної клінічної лікарні у складі:

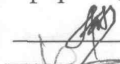


1. Баязітова М.Р. – заступника головного лікаря з медичної частини.
2. Ляшенка А.В. - керівника Одеського обласного центру телемедицини.
3. Гасича О.В. – інженера Одеського обласного центру телемедицини.

склала цей акт про те, що принципи побудови волоконно-оптичної телемережі для обміну відеозображеннями, що розроблені в дисертаційному дослідженні Ярославського Я. І., застосовуються для технічного забезпечення мереж телемедичного центру.

В результаті впровадження була реалізована структурно-функціональна організація телемедичної системи у вигляді сукупності трьох базових ресурсів: апаратного, аналітичного та інформаційного, кожен з яких представлений апаратно-програмними модулями зв'язку між сенсорами та цифровими засобами оброблення даних, що дозволило за підтримки медико-фізіологічних алгоритмів аналізу сукупної медичної інформації суттєво скоротити часові і фінансові витрати при проектуванні подібних систем.

Практичне застосування розробленого Ярославським Я. І. на основі моделі інформаційного каналу передачі телемедичних даних волоконно-оптичного каналу зв'язку для обміну медичною інформацією з додатковим введенням до його структури оптичних підсилювачів з автоматичним регулюванням підсилення і блоку автоматичного контролю і діагностики оптичного кабелю забезпечило дистанційний автоматичний контроль та діагностику стану кабелю з точним визначенням місця і характеру пошкодження при його виникненні, прив'язку рефлекторів до географічної карти місцевості та аналіз змін параметрів волоконно-оптичних каналів зв'язку в часі, що в кінцевому результаті підвищило достовірність (понад 95 %) і покращило якість передачі біомедичної інформації.

Члени комісії:

Баязітов М.Р.

Ляшенко А.В.

Гасич О.В.

Додаток В

Структура та принцип організації спектротрансформатора для ВОТМ із альтернативним живленням вузлів

Спосіб трансформації довжин хвиль базується на використанні резонансної оптичної накачки парів лужних металів, які є ефективним робочим середовищем частотного перетворювача сонячного випромінювання, в якому за рахунок енергетичного перетворення досягається можливість створення уніфікованої спектральної трансформації всіх хвиль сонячного випромінювання у потрібний спектральний діапазон [80], [169], [170], [171], [172].

Пристрій трансформації довжин світлових хвиль (рис. В.1) містить відбиваючу дзеркальну систему, активний спектральний перетворювач, підсилювач випромінювання та об'єднувач випромінювання, при чому сонячне світло, підсилюючись за допомогою відбиваючої дзеркальної системи, потрапляє на активний спектральний перетворювач, що встановлено із можливістю з'єднання із підсилювачем випромінювання, який відповідно з'єднаний з об'єднувачем випромінювання. На рис. В.1 представлено структурну схему спектротрансформатора.

Активний спектральний перетворювач 3 створено на основі способу трансформації довжин світлових хвиль, а саме квантової теорії випромінювання воднеподібних атомів та атомів лужних металів, що дозволяє здійснювати заселення верхніх атомних рівнів та зумовлює інверсне заселення відносно нижче розташованих енергетичних рівнів [173].

Принцип роботи спектротрансформатора (рис. В.1) полягає в трансформації довжин світлових хвиль сонячного випромінювання в квазімонохроматичне випромінювання. Сонячне світло 1 та відбите випромінювання від торичної системи дзеркал 2 потрапляє на активний спектральний перетворювач 3, який створено на основі ефекту вимушеного випромінювання в активному середовищі з інверсною заселеністю енергетичних рівнів. Після перетворення світлового спектру у необхідний

діапазон, наприклад інфрачервоний (ІЧ), випромінювання зі зміненою довжиною хвилі 4 поступає у підсилювач випромінювання 5, що виконано на основі сферичних дзеркал і дозволяє підсилити та направити отримане випромінювання. Після того підсилене випромінювання 6 попадає до об'єднувача випромінювання 7, звідки отримується концентрований та напрямлений пучок променів, тобто трансформоване випромінювання 8 (наприклад ІЧ-випромінювання).

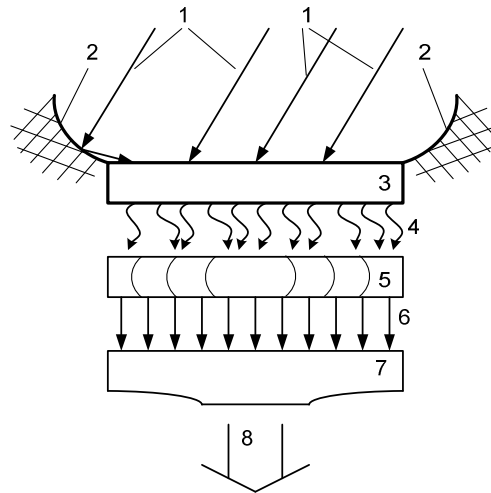


Рисунок В.1 - Структурна схема побудови спекротрансформатора та способ його функціонування [48]

Такий спосіб трансформації довжин сонячного випромінювання заснований на перетворенні енергії всього спектра випромінювання, які потрапляють на поглинаючу поверхню. Після перетворення випромінювання розповсюджують в робоче середовище, де генеруються хвилі з новою частотою ν_j (λ_j). Після чого хвилі зі зміненою довжиною хвилі λ_j і частотою ν_j потрапляють у підсилювач, де вони підсилюються і направляються у об'єднувач, в результаті чого отримують трансформоване випромінювання з потрібною довжиною хвилі на виході.

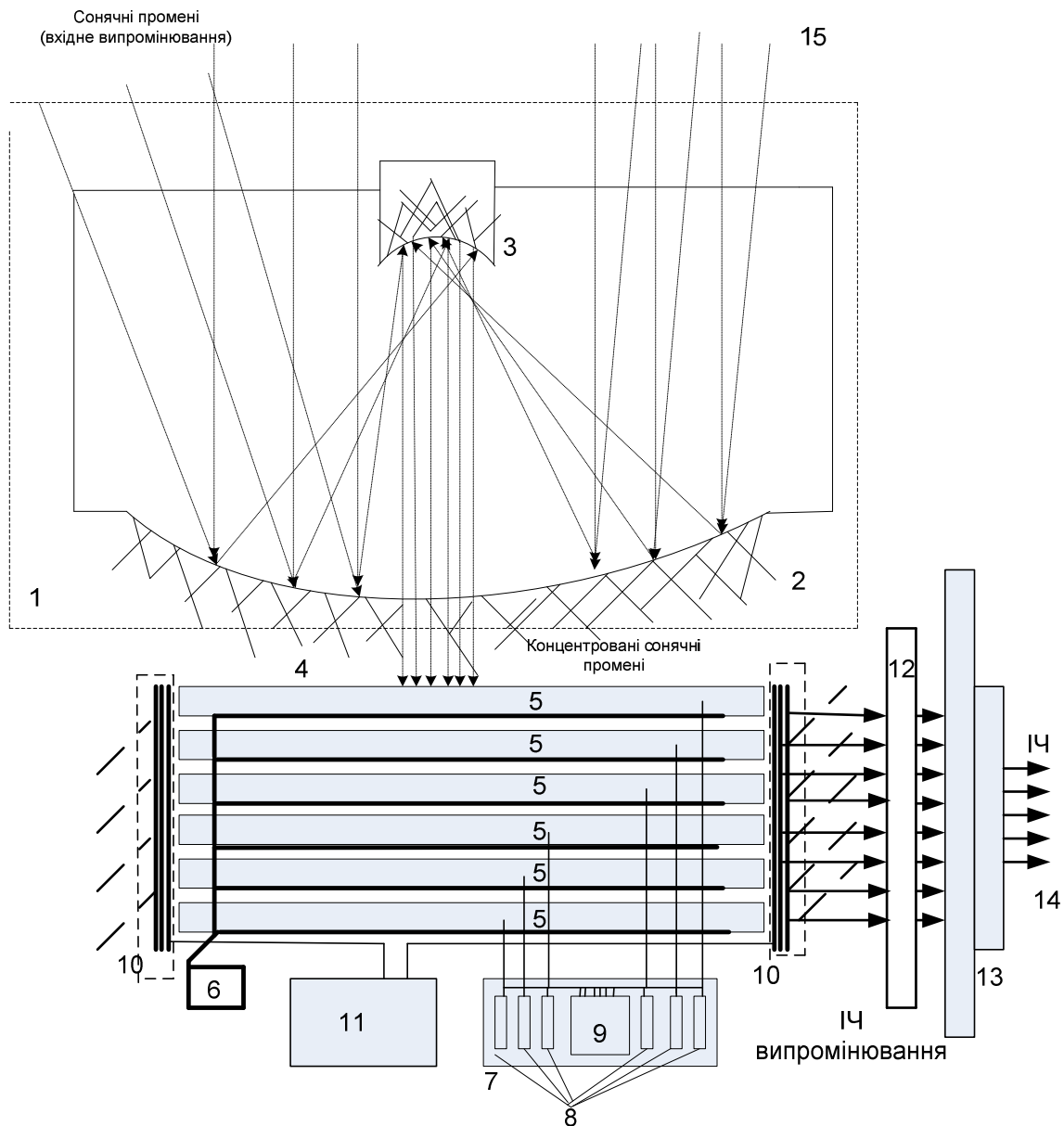
Основна ідея і принцип роботи сучасних частотних перетворювачів світлового випромінювання базується на резонансному оптичному накачуванні матеріалів, які є ефективними робочими середовищами для генерації видимого та ІЧ випромінювання [174], [175], [176].

Запропоновано також модифікований спосіб перетворення довжин світлових хвиль та конструкцію спектрального перетворювача, в якому за рахунок введення нових елементів та поєднання із фотоелектричними концентраторними елементами підвищується ефективність перетворення світлової енергії та розширено функціональні можливості, зокрема керування ефективністю процесу перетворення та спектральним складом перетвореного світлового випромінювання. В запропонованому способі досягається більш висока стабільність роботи і перетворення за рахунок відведення невикористаної теплової енергії [177].

Спосіб перетворення довжин світлових хвиль (рис. А2) та спектральний перетворювач для його реалізації, який оснований на акумулюванні, перетворенні, генерації, а також підсиленні і об'єднанні електромагнітної енергії у активному спектральному перетворювачі для отримання перетвореного випромінювання оптичного діапазону із потрібною довжиною хвилі на виході. Перетворення здійснюється у активному спектральному перетворювачі на основі квантових процесів стимульованих переходів та створення інверсії заселеності верхніх атомних енергетичних рівнів по відношенню до нижніх атомних енергетичних рівнів, а в якості спектрального діапазону довжин хвиль енергії вхідного випромінювання використовується хвилі оптичного спектру або іншої ділянки спектру сонячного випромінювання. В якості способу збудження робочого середовища використовують резонансне оптичне накачування речовин на базі парів лужних металів. В якості активного спектрального перетворювача використовують багат шарову структуру з N послідовно розміщених робочих об'ємів, які наповнюють активними речовинами із різними діапазонами ефективного поглинання вхідного випромінювання, причому ці діапазони ефективного поглинання розташовують послідовного і утворюють неперервну, або дискретну, або квазінеперервну спектральну характеристику поглинання активного спектрального перетворювача, а спектральні діапазони ефективної генерації стимульованого випромінювання робочих об'ємів не значно відрізняються та/або є рівними і не накладаються із діапазонами ефективного

поглинання вхідного випромінювання, крім того спосіб передбачає, що вихідне випромінювання активного спектрального перетворювача об'єднують за допомогою вихідної оптичної системи, крім того, даний спосіб передбачає, що вхідне випромінювання концентрують на ефективне робоче середовище за допомогою системи рефракторних та/або рефлекторних концентраторів, чим добиваються підвищення ефективності, крім цього, в процесі перетворення спектру електромагнітної енергії у активному спектральному перетворювачі на базі квантових механізмів генерації стимульованого випромінювання при переходах з метастабільного енергетичного атомного на нижні атомні енергетичні рівні, здійснюють керування ефективністю перетворення за рахунок управління концентрацією та/або ступенем насиченості речовин у всіх та/або окремих робочих об'ємах активного спектрального перетворювача, а також передбачено, що дзеркала зворотного зв'язку оптичного резонатора виконують механічно керованими в просторі у вигляді дифракційних ґраток та/або плоских дзеркал, чим реалізують механізм управління спектром і спектральними складовими вихідного випромінювання на базі розподіленого зворотного зв'язку шляхом керування положенням дзеркал зворотного зв'язку в просторі відносно активного спектрального перетворювача, також даний спосіб передбачає, що здійснюють відведення тепла від активного спектрального перетворювача, яке утворюється при перетворення і виникненні невикористаної енергії.

Пристрій спектрального перетворювача (рис. В.2) містить концентратор 1 із головним концентруючим елементом 2 та доконцентратором 3, активний спектральний перетворювач 4 на базі багат шарової структури із набору послідовно оптично з'єднаних робочих камер 5. Пристрій також містить систему відведення тепла 6, блок керування ефективністю перетворення 7, який містить резервуари 8 та засоби введення 9 активних речовин, оптичний резонатор 10, блок керування оптичним резонатором 11, об'єднувач випромінювання 12 та вихідну оптичну систему пристрою 13, який є виходом 14 інфрачервоного (ІЧ) випромінювання із пристрою. Вхід концентратора 1 є а оптичним входом 15 пристрою спектрального перетворювача.



Рисунк В.2 - Пристрій спектральної трансформації довжин хвиль

Причому, концентратор 1 оптично з'єднаний з активним спектральним перетворювачем 4, який також оптично з'єднано із об'єднувачем випромінювання 12. В складі активного спектрального перетворювача 4 є робочі камери 5 багат шарової структури, які послідовно оптично з'єднані і наповнені активними робочими речовинами. Система відведення тепла 6 з'єднана із активним спектральним перетворювачем 4, а в концентраторі 1 на базі двоелементної концентруючої системи головний концентруючий елемент 2 оптично з'єднаний із до концентратором 3 та із активним спектральним перетворювачем 4. Крім того, блок керування ефективністю перетворення 7

з'єднаний із активним спектральним перетворювачем 4, усі робочі камери 5 багат шарової структури якого також оптично з'єднані із оптичним резонатором 10, який з'єднаний із блоком керування оптичним резонатором 11. Активний спектральний перетворювач 4 оптично з'єднано із об'єднувачем випромінювання 12 та вихідною оптичною системою пристрою 13, яка формує вихід 14 інфрачервоного (ІЧ) випромінювання. Вхід концентратора 1 з'єднано із оптичним входом 15 пристрою спектрального перетворювача.

При проходженні вимушеного випромінювання в робочому об'ємі активного спектрального перетворювача 4 здійснюється оптичне накачування активних речовин – парів лужних металів в робочих камерах 5 вхідним випромінюванням. В результаті цих проходжень між дзеркалами зворотного зв'язку оптичного резонатора 10 відбувається багатократне підсилення і генерація вихідного стимульованого випромінювання від кожної робочої камери 5, які поміщені в оптичний резонатор 10. Цим пояснюється квантова природа перетворення спектрального складу світлового випромінювання (рис. В.3).

Так як сонячне випромінювання та світлове випромінювання більшості традиційних має широкий спектр [178], [179], [180], а смуги ефективного поглинання квантових лазерних активних речовин, які також використовуються для побудови спектрального перетворювача є достатньо вузькими ($\lambda_j \sim 2...30\text{nm}$), то для ефективного перетворення в інший спектральний діапазон (в даному випадку в ІЧ – в випромінювання), високу ефективність конверсії традиційними однокамерними структурами реалізувати не можливо. Це пояснюється тим, що із всього широкого світлового спектру вхідного випромінювання, ефективно поглинатися буде лише та його ділянка $\Delta \lambda_j$, що відповідає смузі поглинання активної робочої речовини перетворювача. Енергія інших діапазонів світлового спектру вхідного випромінювання буде поглинена кристалічною ґраткою (у випадку твердого тіла) або шарами атомів чи молекул речовин та перетворена у теплову енергію (джоулеве тепло).

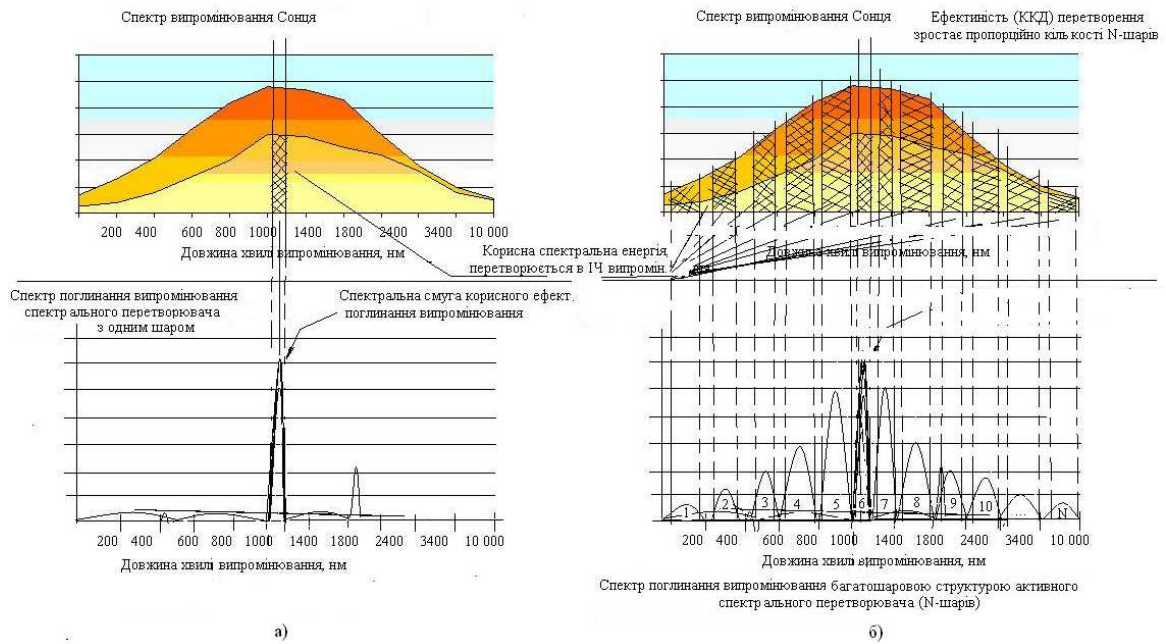


Рисунок В.3 - Процес поглинання вхідного випромінювання оптичної накачки (сонячне випромінювання) у різних спектральних областях: а) одношаровою структурою активного спектрального перетворювача; б) багатошаровою структурою активного спектрального перетворювача (N-шарів)

Таким чином енергія цих діапазонів спектру вхідного випромінювання буде використана неефективно, а робота виконана на це, піде на підвищення температури T речовини в робочому об'ємі спектрального перетворювача [181], [182]. Для вирішення цієї задачі і підвищення ефективності (ККД) перетворення світлової енергії пропонується використовувати багатошарову структуру активного спектрального перетворювача 4, яка складається із набору робочих камер 5, наповнених парами робочих речовин (цезію Cs, натрію Na, калію K, францію Fr, літій Li, або домішками інших речовин). У випадку, якщо діапазони ефективного поглинання робочих камер 5 розташовані послідовно і утворюють неперервну або дискретно-неперервну (дискретну, квазінеперервну) спектральну характеристику активного спектрального перетворювача 4, досягається можливість в більшій мірі ефективно використати енергію вхідного випромінювання. Послідовно розміщені діапазони ефективного поглинання дозволяють використати окремі ділянки спектру вхідного випромінювання на ефективне накачування робочих речовин – парів лужних металів, які будуть

пере випромінювати електромагнітну енергію на іншій довжині хвилі ІЧ-випромінювання. Таким чином, в багат шаровій структурі активного спектрального перетворювача 4 досягається більший відсоток утилізації енергії вхідного випромінювання на перетворення в інший діапазон спектру (ІЧ-діапазон), на відміну від одношарової структури, де крім вузького діапазону (спектральної смуги) ефективного поглинання, енергія інших діапазонів вхідного випромінювання витрачається на нагрівання робочої речовини.

При такій організації структури із набору послідовно розміщених робочих камер 5 активного спектрального перетворювача 4, важливо, щоб довжини хвиль та відповідно спектральні діапазони перетвореного випромінювання речовин в робочих камерах 5 співпадали або були вузько розташовані. Тоді енергія перетвореного випромінювання буде сконцентрована в на одній довжині хвилі або у дуже вузькій спектральній смугі. В такому випадку, вихідне світлове випромінювання буде монохроматичним або квазімонохроматичним. Систему відведення тепла 6, що з'єднана з активним спектральним перетворювачем 4 здійснює відведення «паразитної» теплової енергії, яка утворюється в результаті перетворення енергії вхідного світлового випромінювання в ІЧ випромінювання. Нагрівання активних речовин і парів лужних металів у робочих камерах 5 активного спектрального перетворювача 4 негативно впливає на процес перетворення у вигляді зниження квантового виходу. Тому використання системи відведення тепла 6 необхідне для забезпечення стабільності і високих значень ефективності перетворення енергії світлового потоку.

Тому змінюючи концентрацію C парів лужних металів в робочих камерах 5 активного спектрального перетворювача 4 можна змінювати параметри підсилення G та ефективності η_p (ККД) та квантового виходу квантового виходу η_p . Тобто, на виході пристрою спектрального перетворювача який формується із вхідного випромінювання активного спектрального перетворювача 4 змінюючи концентрацію C можливо змінювати вихідну потужність P перетвореного світлового випромінювання.

Керування ефективністю перетворення (управління квантовим виходом) світлового спектру здійснюється шляхом керування концентрацією та вмістом активних речовин у робочих камерах 5 активного спектрального перетворювача 4. Блок керування ефективністю перетворення 7, який містить резервуари 8 та засоби введення 9 активних речовин здійснює автоматичний або автоматизований (в залежності від вибраного режиму роботи або конструкції самого блоку керування ефективністю перетворення 7) впуск робочої речовини в кожен окрему робочу камеру 5 або у всі робочі камери 5 одночасно. При цьому концентрація робочих речовин – парів лужних металів зростає, а квантовий вихід відповідної робочої камери 5 підвищується. У випадку групового впуску у всі робочі камери 5 одночасно – відбувається рівномірне зростання квантового виходу у всьому об'ємі активного спектрального перетворювача і підвищення вихідної потужності і ефективності пристрою спектрального перетворювача в цілому. При введенні активних речовин в робочі камери 5 здійснюється підвищення тиску парів лужних металів в останніх.

Блок керування ефективністю перетворення 7 виконує введення активних речовин – парів лужних металів із резервуарів 8, в яких містяться їх запаси, необхідні для тривалої роботи пристрою спектрального перетворювача. Керування введенням здійснюється за допомогою засобів введення 9 активних речовин, які по суті містять в своєму складі каналні насоси або компресори та впускні і випускні механічні або електромеханічні вентиля або тригери, що дозволяють здійснювати керований зв'язок внутрішніх об'ємів резервуарів 8 та робочих камер 5 активного спектрального перетворювача 4.

Також може здійснюватись зворотній процес – зменшення концентрації активних речовин в робочих камерах 5 активного спектрального перетворювача 4, за рахунок зменшення концентрації і внутрішнього тиску робочих речовин – парів лужних металів в цих камерах. Блок керування ефективністю перетворення 7 виконує виведення парів лужних металів із робочих камер 5 у резервуари 8. В такому випадку концентрація парів лужних металів спадає і

спадає квантовий вихід кожної з робочих камер 5 або всіх одночасно активного спектрального перетворювача 4. Вихідна оптична потужність пристрою спектрального перетворювача при цьому спадає.

Після перетворення у активному спектральному перетворювачі 4 та підсилення в оптичному резонаторі 10 вихідне випромінювання інфрачервоного (ІЧ) діапазону виходить із основного дзеркала розподіленого зворотного зв'язку оптичного резонатора 10 і направляється в об'єднувач випромінювання 12, який об'єднує в просторі випромінювання від окремих робочих камер 5, що входять до складу активного спектрального перетворювача 4. Це необхідно для підвищення якості хвильового фронту і інтенсивності вихідного випромінювання. Об'єднувач випромінювання 12 здійснює зведення в просторі окремих структурних частин електромагнітної енергії, концентрує та направляє вихідне випромінювання з перетвореним спектральним складом до вихідної оптичної системи пристрою 13. Остання здійснює остаточне коректування хвильового фронту вихідного випромінювання, в залежності від сфери використання пристрою спектрального перетворювача і потреб технічної задачі. Вихідна оптична система 13 може сформувати як плоский хвильовий фронт і паралельний пучок вихідного випромінювання, так і опуклий хвильовий фронт та сконцентрований або розведений пучок вихідного випромінювання. Перше може мати практичне застосування в задачах передавання та подачі світлової енергії відкритим оптичним каналом паралельним світловим пучком, а друге – в задачах використання суміжно з волоконно-оптичними трактами та волоконними системами доставки випромінювання.

Вихід оптичної системи 13 є виходом 14 перетвореного оптичного випромінювання інфрачервоного (ІЧ) діапазону, пучок якого формується пристроєм спектрального перетворювача. А вхідне оптичне випромінювання, яким здійснюється накачування парів лужних металів в робочих камерах 5 активного спектрального перетворювача 4 подається на вхід концентратора 1, який є оптичним входом 15 пристрою спектрального перетворювача.