

градієнтів температур в різних типах оптичних волокон, та стабільність підтримання самих енергетичних та оптико-фізичних параметрів цих волокон. Особливий напрям зв'язаний з зонами взаємодії лазерного випромінювання та площинами його впливу, їх конфігураціями, характером біологічного середовища та часом дії.

Ключові слова: лазерна хірургія, лазерне випромінювання, лазероіндукована термодеструкція, волоконно-оптичні датчики температури, оптичне волокно

Література

- [1] Н. Ф. Терещенко, К. А. Апыхтин, О. С. Прендюк, Н. В. Махиня, «Использование программноаппаратного комплекса CARDIOMOOD в оценке действия лазерного излучения на состояние вегетативной нервной системы человека», *Вісник НТУУ «КПІ». Серія приладобудування*, Вип. 50, № 2, с. 160–169, 2015.
- [2] В. В. Холін, “Метод і оптико-електронний прилад для оксиметрично-корегованої фотодинамічної терапії пухлин”, автореф. на здобуття наук. ступеня канд. техн наук, Вінниця, 2021.
- [3] В. Д. Попов, ред. *Современные аспекты лазерной терапии*. Черкассы, Україна: Вертикаль, издатель С. Г. Кандыч, 2012.
- [4] М. Ф. Терещенко, Г. С. Тимчик, І. О. Яковенко, *Біофізика: підручник*. Київ, Україна: Політехніка, 2019. [Електронний ресурс]. Доступно: <http://ela.kpi.ua/handle/123456789/27589>
- [5] W. Wójcik, S. Pavlov, M. Kalimoldayev. *Information Technology in Medical Diagnostics II*. London: Taylor & Francis Group, CRC Press, Balkema book, 2019. doi: 10.1201/9780429057618.
- [6] P. Roriz, S. Silva, O. Frazão and S. Novais, "Optical fiber temperature sensors and their biomedical applications", *Sensors*, vol. 20, no. 7, pp. 2113, Apr. 2020, doi: 10.3390/s20072113.
- [7] І. І. Чичура, “Моделювання та оптимізація характеристик волоконнооптичних датчиків температури”, дис. канд. фіз.-мат. наук, Ужгородський національний університет, Ужгород, 2021.

УДК 615.472

АКУСТИЧНИЙ ВІДЕОКАПСУЛЬНИЙ ЕНДОСКОП ВИСОКОГО РІВНЯ

Баталія Б. О., Терещенко М. Ф., Яковенко І. О.

Національний технічний університет України

«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», Київ, Україна,

E-mail: ggchameleon@gmail.com

У наш час проблеми та захворювання шлунково-кишкового тракту (ШКТ) отримали величезні розмах та масштаби. Серед розповсюджених захворювань – виразки товстої та тонкої кишки, гастрити, панкреатити, кровотечі. Патології необхідно діагностувати та лікувати. Одним з сучасних та нових методів діагностування ШКТ є відеокапсульна ендоскопія. Наразі існують моделі капсульних ендоскопів, але жоден з них не надає такий рівень аналізу новоутворення, як надає звичайна ендоскопія в комбінації з біопсією, або ультразвуковою діагностикою [1]. Через це дана технологія потребує нового

рішення, яке надасть змогу більш детально вивчати ШКТ за допомогою компактних відеокапсул.

Нами проведено аналіз існуючих сучасних технічних рішень капсульних ендоскопів, та їх характеристик [1]. Після аналізу, очевидною стала тенденція, де виробники сучасних моделей капсульних ендоскопів шукають поліпшення та рішення проблем пов'язаних з часом автономної роботи, якістю та кількістю кадрів зйомки, а також вагою моделей. Але зараз неможливо проаналізувати новоутворення, оскільки брати на аналіз проблемну тканину за допомогою даного методу складно, а інформація відеокамери надає лише поверхневий аналіз стану стінок ШКТ [2]. Наявну проблему можна вирішити модифікацією структури капсульного ендоскопа, шляхом додавання до відеокапсули декількох модулів (рис. 1). Для проведення діагностики за допомогою ультразвуку та відео, капсула повинна містити такі модулі, як ультразвукові перетворювачі, та відеокамери високого рівня з джерелом світла [3].

Для отримання кругового зображення, ультразвуковий перетворювач повинен обертатися, тому одним модулем повинен бути обертальний механізм, який приєднаний до джерела живлення та коливально-інерційного механізму.



Рис.1. Принцип проведення капсульної ендоскопії

Коливально-інерційним механізмом та електроприводом капсула приводиться до руху по шлунково-кишковому тракту. Для того, щоб її рух був направленим, на зовнішній частині корпусу розташовані зубці, які створюють знакозмінну силу опору при русі вперед та назад. Для передачі інформації (відео ультразвукових зображень) до лікаря, у капсулі встановлений модуль передачі інформації, та приймач для зворотного зв'язку (отримання команд на контролер) [3].

Вибір просвітлюючого шару. Модифікацією для ефективної роботи ультразвукового модулю має бути акустичне вікно в корпусі самої капсули. Матеріал протектора повинен бути нетоксичним, захищати перетворювач від агресивного середовища ШКТ, та ушкоджень.

Серед матеріалів, які задовольняють таким вимогам, можна виділити біосумісний метилметакрилат (ПММА) [4, 5], з малим значенням імпедансу, що є важливим показником для протектора [6]. Дане значення, відповідає більшості відеокапсульних ендоскопів сучасного ринку [7].

Якість зображення. Одним з важливих питань, яке необхідно вирішити для розуміння ефективності даної модифікації, є якість зображення капсульного ендоскопу.

Найважливішим інтегральним показником якості зображення є відношення контрастності отриманого ультразвукового зображення до параметру шуму (CNR). Обраховується цей показник за відношенням:

$$CNR = \frac{|mean_t - mean_n|}{\sqrt{sta_t^2 + sta_n^2}}, \quad (1)$$

де $|mean_t - mean_n|$ значення абсолютного контрасту з точки зору різниці інтенсивності між зображенням об'єкта і його фоном, а $\sqrt{sta_t^2 + sta_n^2}$ – значення шуму зображення, що відповідає стандартному відхиленню фону [4].

Використовуючи п'єзокристал LN piezocrystal, ми можемо стверджувати, що в даній модифікації можливо отримати зображення із задовільною якістю [6].

В дослідах були отримані середні результати значень CNR 6,5, 4,3 та 3,3, що є достатніми значеннями для чіткого для лікаря зображення [7].

Розрахунок кутів заломлення при проходженні ультразвуку через різні біологічні шари. Для подальшого вибору робочої частоти п'єзоперетворювача в даній роботі проведено розрахунок кутів заломлення при проходженні ультразвуку через біологічні шари кишечника.

Для розрахунку обрано швидкість розповсюдження ультразвуку $c=1644.90 (\pm 20.21)$ м/с [8]. Дане значення відповідає швидкості розповсюдження ультразвуку в щитовидній залозі, його обрано, через те, що густина слизових тканин кишечника максимально наближена до густини щитовидної залози.

Отримані в результаті розрахунку дані проілюстровані на (рис. 2).

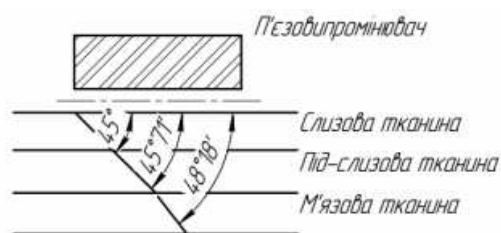


Рис. 2. Кути заломлення при проходженні ультразвуку

В даному дослідженні проведено аналіз структури та сучасних методів діагностики шлунково-кишкового тракту, обрано найперспективніший метод, який має велику кількість переваг над іншими - капсульну ендоскопію. Проведено огляд сучасних рішень з принципів побудови капсульних ендоскопів, які використовуються на практиці та висвітлені шляхи отримання

більш детальної інформації про новоутворення. Розраховано кути заломлення при проходженні ультразвуку через біологічні шари кишечника, для подальшого розрахунку робочої частоти п'єзоперетворювача. В майбутніх дослідженнях дана ідея та принцип її реалізації будуть розроблені та впроваджені в практику.

Ключові слова: капсульна ендоскопія, шлунково – кишковий тракт, ультразвуковий випромінювач, діагностика, п'єзокристал, контрастність.

Література

- [1] М. Ф. Терещенко, Г. С. Тимчик, І. О. Яковенко, *Біофізика: підручник*. Київ, Україна: Політехніка, 2019. [Електронний ресурс]. Доступно: <http://ela.kpi.ua/handle/123456789/27589>
- [2] Б. О. Баталія, «Акустичний-відеокапсульний ендоскоп», на *XVII Всеукр. наук.-практ. конф. студентів, аспірантів та молодих вчених Ефективність Інженерних рішень у приладобудуванні*, Київ, 2021, с. 286-290.
- [3] Б. О. Баталія, М. Ф. Терещенко, І. О. Яковенко, “Автоматизований автономний пристрій зондування шлунково-кишкового тракту”, *МПК А61В 1/00 Пат.150514 України, опубл.23.02.2022 р., Бюл.8*.
- [4] Hened Saade, María de Lourdes Guillén, Judith Cabello Romero, Jesús Cepeda, Anna Ilyna, Salvador Fernández, Francisco Javier Enríquez-Medrano, Raúl Guillermo López, "Biocompatible and Biodegradable Ultrafine Nanoparticles of Poly(Methyl Methacrylate-co-Methacrylic Acid) Prepared via Semicontinuous Heterophase Polymerization: Kinetics and Product Characterization", *International Journal of Polymer Science*, vol. 2016, Article ID 7674620, 8 pages, 2016. doi: 10.1155/2016/7674620
- [5] A.Konstantinidis. X-Ray and Ultrasound Imaging [Електронний ресурс] *Comprehensive Biomedical Physics*, 2014. – Режим доступу до ресурсу: <https://www.sciencedirect.com/topics/nursing-and-health-professions/contrast-tonoise-ratio>.
- [7] Qifa Zhou, Kwok Ho Lam, «Piezoelectric single crystal ultrasonic transducers for biomedical applications», *Progress in Materials Science*, № 66, pp. 88, 2014.
- [8] Monica Soldan; Paulo Cesar Silva; Alberto Schanaider; Joao Carlos Machado, “50 MHz Ultrasound Characterization of Colitis on Rats, in vitro”, 2008 IEEE Ultrasonics Symposium, 2-5 Nov. 2008. DOI: 10.1109/IUS11849.2008.

УДК 617.3

КОМПЛЕКСНА БІОМЕХАНІЧНА МОДЕЛЬ СТОПИ

Цапенко В. В., Терещенко М. Ф.

Національний технічний університет України

«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», Київ, Україна,

E-mail: capenko.valik@ukr.net, agfarkpi@i.ua

Стопа є першою, найбільш навантаженою ланкою опорно-рухового апарату, яка здійснює контакт, перерозподіляє силу реакції опори на розташовані вище сегменти опорно-рухового апарату та виконує важливі ресорну та поштовхову функцію. З точки зору біомеханіки, доцільніше розглядати стопу не як окремо взятий функціональний сегмент, а як елемент складної системи опорно-рухового апарату.