

СЕКЦІЯ 6
ІНФОРМАЦІЙНО-ВИМІРЮВАЛЬНА ТЕХНІКА ТА ТЕХНОЛОГІЇ
БІОМЕДИЧНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ

УДК 615. 471.03

АНАЛІЗ ДОЗ ОПРОМІНЕННЯ ТІЛА ТА ОРГАНІВ ЛЮДИНИ ПРИ
КОМП'ЮТЕРНІЙ ТОМОГРАФІЇ

Рудий О. Д., Терещенко М. Ф.

Національний технічний університет України

"Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського", Київ, Україна

E-mail: alexeyrudoy1998@gmail.com, agfarkpi@i.ua

Комп'ютерна томографія (КТ) має багато переваг порівняно з іншими методами візуалізації, оскільки її можна легко виконати за короткий час, і вона широко доступна, що дозволяє лікарям швидко підтвердити чи виключити діагноз з більшою впевненістю. Основна проблема, що пов'язана з широким розповсюдженням комп'ютерної томографії, є значне опромінення пацієнтів. За останні 30 років середня доза опромінення населення та пацієнтів збільшилася вдвічі, незважаючи на те, що опромінення від природних факторів залишилося майже на тому ж рівні. У цьому дослідженні описується вимір експериментальних доз, отриманих з використанням не бальзамованих, свіжих тіл людини (трупів), з якими проводилися багатофакторні вимірювання дози високоточними дозиметрами, розміщеними на шкірі та всередині головного мозку, щитовидної залози, легенів, печінки, ока та статевих органів. Дози окремих органів в цих тіл були виміряні під час сканування всього тіла, голови, грудної клітини і черевної порожнини з використанням вимог клінічних протоколів та запропонованої нами методики моделювання та обробки отриманих експериментальних результатів [1, 2].

Процес підготовки та отримання вимірів

КТ- сканування тіл було проведено під час різних сеансів сканування шляхом моделювання загальноприйнятих клінічних протоколів та методів. Після сканування сенсори дозиметрів були вилучені, а потім на базі отриманих ними значень були розраховані дози опромінення для кожного органу.

Для визначення рівня значень експозиційної дози було використано сенсори дозиметрів з оптично стимульованою люмінесценцією (OSL), які мають високу часову стабільність і широко використовуються для вимірювання і контролю значень індивідуальних доз опромінення медичного персоналу. Головною перевагою даного типу дозиметра є їх незначне поглинання іонізуючого випромінювання; тобто дозиметри практично не впливають на параметри потоку рентгенівському випромінювання, що виникає при КТ- скануванні.

Всього для розміщення сенсорів OSL дозиметрів було вибрано 11 місць (Рис. 1).

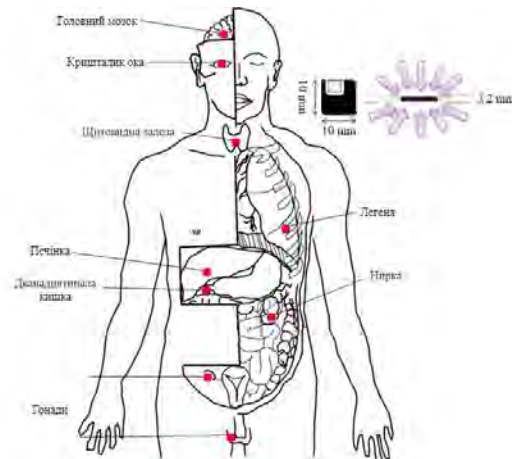


Рис. 1. Позиціонування детекторів

Все радіаційні впливи на окремі органи тіл були досліджені за допомогою 16-зрізового мультidetекторного комп'ютерного томографа.

Для аналізу було проведено сканування всього тіла, голови, грудини та черевної порожнини в положенні лежачи на спині. Параметри налаштування випромінювальної системи КТ представлені у таблиці 1 [1, 3, 4].

Таблиця 1. Налаштування випромінювальної системи

	Сканування всього тіла	Сканування голови	Сканування грудної клітини	Сканування черевної порожнини
Напруга трубки (кВ)	130	130	110	130
Ток трубки (мАс)	100	220	15	100
Фактор висоти тону	0,8	0,55	1.5	0,8
Колімація променю (мм)	16 × 0,6	16 × 0,6	16 × 0,6	16 × 1,2
Час обертання (с)	0,6	1.5	0,6	0,6
Поле зору (мм × мм)	1300 × 500	160 × 210	400 × 370	400 × 350

Для сканування всього тіла середні значення доз на окремі органи були наступними: головний мозок 14,33 мГр, кристалик 13,22 мГр, щитовидна залоза 19,57 мГр, легені 15,53 мГр, печінку 15,68 мГр, нирки 12,04 мГр , дванадцятипала кишка 17,58 мГр, дванадцятипала кишка 14,56 мГр, гонади (яєчка 15,62 мГр, яєчники 14,26 мГр), шкіра сосків 13,97 мГр і шкіра пуповини 19,44мГр. Отримані графіки для усіх досліджень кожного відділу представлено на рис. 2.

Щоб порівняти експериментальні результати з контрольними значеннями, були розраховані дози на органи при кожному скануванні КТ з використанням прийнятих формул розрахунку доз. Знаючи усі налаштування апарату, можна обрахувати поглинену дозу D_n випромінювання:

$$D_n = W/(V \cdot m), \tag{1}$$

де W – енергія випромінювання, що поглинена в V - об'ємі з m – масою.

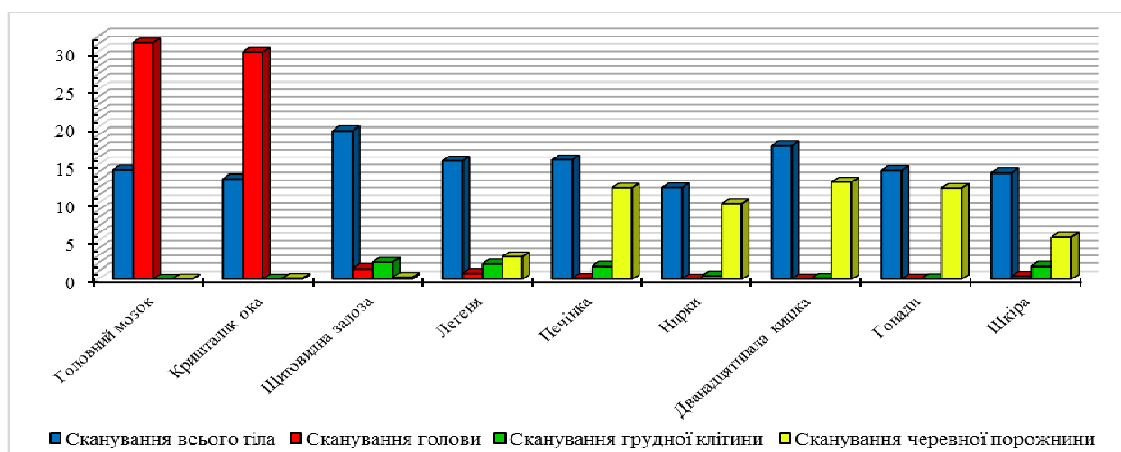


Рис. 2. Середні значення вимірювальної дози на окремі органи

Для практичної оцінки впливу на організм чи його частину використовують еквівалентну дозу:

$$D_{екв} = D_n \cdot K_T \quad (2)$$

де K_T – коефіцієнт якості даного виду випромінювання та конкретної біологічної тканини.

Після розрахунку були отримані значення змодульованих доз опромінення органів (Рис. 3). При загальному скануванні всього тіла середні значення дози для органів тіла були наступними: головний мозок 17,5 мГр, кришталік 16,15 мГр, щитовидна залоза 26,56 мГр, легені 16,92 мГр, печінку 17,18 мГр, нирки 16,72 мГр, дванадцятипала кишка 17,99 мГр, гонади 23,34, шкіра 17,9 мГр.

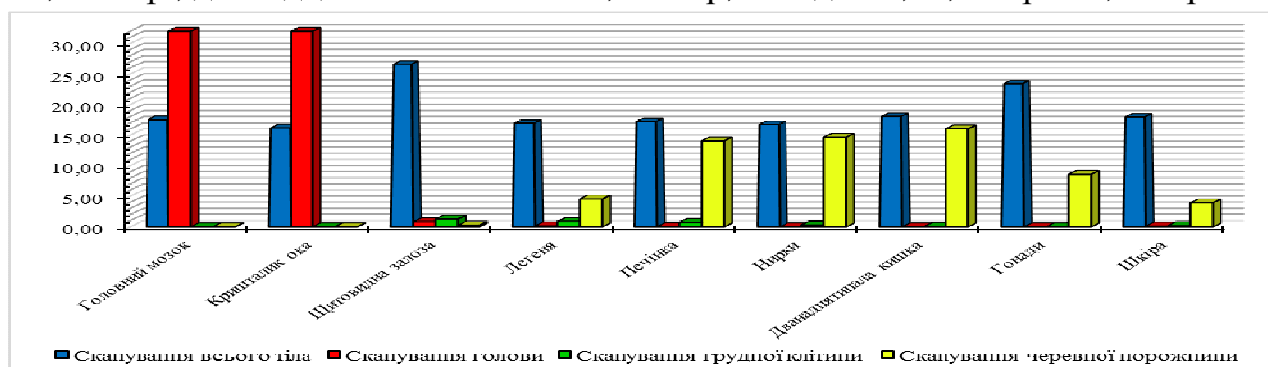


Рис. 3. Змодульовані середні значення вимірювальної дози на окремі органи

Середні значення змодульованих доз на окремі органи при кожному скануванні КТ були відносно вище, ніж значення дози на конкретні органи, виміряні при прямому, цільовому КТ - скануванні [4, 5, 6].

Оброблені отримані значення фактичних та змодульованих доз опромінення для комп'ютерної томографії, отриманих на тілах, суттєво відрізняються від значень параметрів доз, отриманих на циліндричних акрилових фантомах. Реальні результати опромінення можна порівняти напряму з теоретично обрахованими та виділити зони і органи, які необхідно додатково захистити, екрануючи їх при проведенні КТ – сканування.

Ключові слова: дозиметрія, комп’ютерна томографія, моніторинг доз опромінення.

Література

- [1] “Direct measurement of radiation exposure dose to individual organs during diagnostic computed tomography examination”, Scientific Reports, 8, no 1.
- [2] М. Ф. Терещенко, Г. С. Тимчик, І. О. Яковенко. *Біофізика: практикум*. Київ, Україна: КПІ ім. Ігоря Сікорського, Вид-во «Політехніка», 2019.
<http://ela.kpi.ua/handle/123456789/28227>
- [3] М. Ф. Терещенко, О. Д. Рудий, І. О. Яковенко, Патент № 143438 Україна, Спосіб моніторингу при діагностиці та терапії захворювання молочної залози, МПК А61В 8/08, А61В 8/14, А61В 5/01. № u2020 01644; заявл. 10.03.2020; опубл. 27.07.2020, Бюл. № 14.
- [4] А. Д. Рудой, Н. Ф. Терещенко, “Система моніторингу рівня експозиційної дози в рентгенодіагностиці та терапії”, на *13-й Міжнарод. науч.-техн. конф. молодих учених і студентів. Нові напрями розвитку приборостроєння*, Минск, 2020, с. 227-229.
<https://rep.bntu.by/handle/data/74540>
- [5] О. Д. Рудий, М. Ф. Терещенко, “Моніторинг експозиційних доз та їх рівня випромінювання”, на *XVI Всеукр. наук.-практ. конф. студентів, аспірантів та молодих вчених Ефективність та автоматизація інженерних рішень у приладобудуванні*, Київ, 2020, с. 325-328.
- [6] О. Д. Рудий, М. Ф. Терещенко, “Автоматизована медична система моніторингу доз гамма випромінювання”, на *III Міжнар. наук.-техн. конф. Актуальні проблеми автоматизації та приладобудування*, с. 80-81, 2020.

УДК 612.46-612.015.2

КОМПЛЕКСНЕ ДОСЛІДЖЕННЯ ПАТОЛОГІЧНИХ ЗМІН ГОРТАНІ З ВИКОРИСТАННЯМ ТЕРМОГРАФІЇ ТА ЛАРИНГОСКОПІЇ

¹⁾ Дунаєвський В. І., ²⁾ Тимофеев В. І., ²⁾ Котовський В. Й., ¹⁾ Кислий В. П., ²⁾ Назарчук С. С.

¹⁾ Інститут фізики напівпровідників ім. В. Є. Лашкарєва НАН України, Київ, Україна

²⁾ Національний технічний університет України “Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського”, Київ, Україна

E-mail: kotovsk@kpi.ua

Однією із основних проблем сучасної медицини є проблема своєчасної діагностики онкологічних захворювань. Активний розвиток інформаційних технологій сприяє створенню новітніх та ефективних засобів для раннього виявлення та комплексного дослідження новоутворень.

Променеві методи діагностики такі, як комп’ютерна томографія, магнітно-резонансна томографія характеризуються не лише діагностичними параметрами, але й значним променевим навантаженням на організм людини. Інфрачервона термографія (ІЧТ) відноситься до одного з методів променевої діагностики. В останні роки метод ІЧТ, принцип дії якого оснований на різниці температури шкірного покриву в патологічній та сусідній ділянках, викликає значний інтерес у лікарів-клініцистів та має ряд беззаперечних переваг перед рентгенівськими та іншими інвазивними методами діагностики.

Поява сучасних тепловізійних систем з вдосконаленою апаратною базою та нових розробок в оцінці й аналізі термографічного зображення, дозволяють вивести метод на новий перспективний рівень застосування ІЧТ в медицині. Досвід застосування ІЧТ при захворюванні ЛОР-органів висвітлений в цілому ряді робіт [1, 2, 3].

Відомо, що пухлинна тканина завдяки інтенсивному метаболізму, має більш високу температуру, що покладено в основу використання реєстрації інфрачервоного випромінювання в клінічній онкології [4].

У світі щороку реєструють понад 100 тис. хворих на рак гортані. Високою є захворюваність і в Україні. Із загальної кількості хворих зі злоякісними пухлинами пацієнти з раком гортані становлять 4-6% [5].

Характерними рисами нормальної тепловізійної картини шії є її симетричність, незначна гіпотермія у проєкції гортані та грудино-ключично-сосцеподібних м'язів, наявність гіпертермічних тяжів за ходом магістральних судин, ізотермія задньої ділянки [6].

Злоякісні новоутворення гортані, гортаноглотки характеризуються візуалізацією гіпертермічних вогнищ передньої та бокової поверхонь шії, які мають схильність до поширення й на сусідні ділянки тіла (рис. 1).

Під час термографічного обстеження виявлено гіпертермію бокових поверхонь шії з $\Delta T = +(2,34-2,9)^\circ\text{C}$; гіпертермію надключичної ділянки - $\Delta T = +2,17^\circ\text{C}$; гіпертермію правої орбітальної області - $\Delta T = +2,27^\circ\text{C}$.

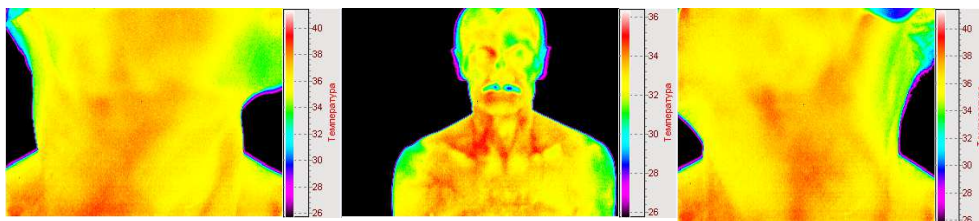


Рис. 1. Термографічна візуалізація раку гортаноглотки. Клінічний діагноз: Ст гортаноглотки з "mts" в лімфовузлах шії з обох боків T4N2M0

Дані непрямой ларингоскопії: мілкогорбиста, рожевого кольору пухлина екзофітного характеру вражає всю праву половину гортаноглотки з поширенням на гортань, яка при фонації - обмежено рухома. При пальпації шії регіонарні лімфатичні вузли до 2см з обох боків.

Дані термографічного обстеження повністю відповідають даним непрямой ларингоскопії, доповнюють та уточнюють клінічний діагноз.

Висновки. Застосування методу ІЧТ, який надає вірогідну візуальну інформацію про метаболічні порушення гортані та гортаноглотки в комплексному діагностичному дослідженні, дозволяє без значного променевого навантаження на пацієнта виявляти патологічні зміни, здійснювати диференціальну діагностику цих змін та проводити моніторинг лікувальних заходів виявленої патології.

Ключові слова: термографія, гортань, патологічні зміни.

Література

- [1] Д. И. Заболотный, Л. Г. Розенфельд, Д. Д. Заболотная, В. И. Дунаевский, В. И. Котовский, В. И. Тимофеев, С. С. Назарчук, "Термографическая диагностика заболеваний околоносовых пазух", *Український медичний часопис*, №1, с. 1-4, 2016.
- [2] С. Б. Шахсуварян, Б. И. Поляков, М. А. Ломаю, "Прогностическая роль клинических, морфологических, и молекулярно-генетических характеристик рака гортани, медицинская реабилитация, количественная оценка степени функциональных нарушений при осуществлении экспертно-реабилитационной диагностики", *Опухоли головы и шеи*, том 5, №4, с. 28-40, 2015. DOI: 10.17650/2222-1468-2015-5-4-28-40.
- [3] Р. А. Абызов, "Повышение эффективности диагностики и лечения злокачественных новообразований верхних дыхательных путей: Автореф. дис. д-ра мед. наук. Киев, 1990. 14.00.04; 14.00.19. КНИИО.
- [4] Л. Г. Розенфельд, Н. Н. Колотилов, "Дистанционная инфракрасная термография в онкологии", *Онкология*, том 3, №2-3, с.103-105, 2001.
- [5] І. Д. Костишин, В. Р. Романчук, О. А. Туманова, А. Є. Крижанівська, Т. Б. Боднарук, Г. А. Гірна, "Аналіз використання крупнофракційного передопераційного опромінення при раку гортані", *Клінічна онкологія*, №2(18), с. 43-46, 2015.
- [6] В. О. Паламарчук, В. В. Войтенко, В. Й. Котовський, В. І. Дунаєвський, "Дистанційна інфрачервона термографія як допоміжний метод у діагностиці та моніторингу поопераційних стенозів гортані", *Клінічна ендокринологія та ендокринна хірургія*. №4(45), с. 3-6, 2013.

УДК 612.22: 612.116

ПОРІВНЯЛЬНА ХАРАКТЕРИСТИКА ТА ПРИНЦИП РОБОТИ ПУЛЬСОКСИМЕТРА ТА СЕНСОРА КИСНЮ

Івченко П. О.

Національний технічний університет України

"Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського", Київ, Україна

E-mail: polina.mityi@i.ua

У зв'язку з значним ростом хворих на COVID – 19 в Україні зростає попит не тільки на вітаміни і жарознижуючі препарати, але і на пульсоксиметри. Більшість лікарів радить придбати цей прилад, для того щоб самостійно контролювати рівень кисню в крові.

До неінвазивних методів визначення ступеня насичення крові киснем відносять: пульсоксиметрію та електрохімічні методи дослідження. Важливим показником є сатурація. Сатурація - це показник насичення крові киснем. За зниженим рівнем сатурації можна запідозрити проблеми з легенями.

Пульсоксиметрія є альтернативою транскутанному методу вимірювання вмісту кисню в крові.

До електрохімічних методів дослідження відноситься використання сенсорів кисню, що дозволяє безперервно черезшкірно (транскутанно) визначати парціальний тиск кисню (pO₂). Такий метод дістав назву транскутанного визначення вмісту кисню в крові [1] за допомогою сенсора кисню. Парціальний тиск кисню в крові - перший важливий параметр, від якого

залежать результати вимірювання. Постачання кисню тканинам є складним процесом, який здійснюється системами зовнішнього дихання, кровообігу та окислювально-відновлювальним потенціалом клітин.

Для того, щоб виміряти рівень кисню в крові за допомогою пульсоксиметра, пристрій необхідно розмістити на фаланзі пальця руки. Далі натиснути кнопку та почекати декілька секунд. На екрані з'являться дві цифри, верхня покаже процент кисню в крові, а нижня – пульс. Пульсоксиметр може показати неправильний результат, це пов'язано, по-перше, з неправильною підготовкою людини до вимірювання кисню в крові, по-друге, пульсоксиметр може показати низьку сатурацію, після фізичних навантажень. Крім того, прилад буде показувати хибний результат, якщо руки холодні – відбувається звуження судин.

Кожен з цих методів має свою сферу застосування, свої недоліки та переваги. Серед недоліків пульсоксиметрії слід відмітити меншу селективність порівняно з електрохімічними методами.

Ключові слова: пульсоксиметр, кисень, сенсор кисню, сатурація, парціальний тиск кисню.

Література

- [1] П. О. Івченко, “Особливості застосування транскутанного сенсора кисню”, на XVII Міжнародній науково-технічній конференції. Приладобудування: стан і перспективи, Київ, 2018, с.121-122.

УДК 615.837:615.47

СИСТЕМА ІНГАЛЯЦІЇ І ОЧИЩЕННЯ ІЗ ЗБАГАЧЕНОЮ ОЗОНОМ ТА ЛІКАМИ ПАРОВОДЯНОЮ СУМІШШЮ

¹⁾Дупляк І. О., ¹⁾Терещенко М. Ф., ²⁾Чухраєв М. В.

¹⁾ Національний технічний університет України

"Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського", Київ, Україна

²⁾ТОВ «Науково-методичний центр «Медінтех», Київ, Україна

E-mail: agfarkpi@i.ua, bandit22igor@gmail.com

Протягом останнього року у всьому світі йде активна боротьба з вірусними захворюваннями, а саме головною проблемою являється поширення вірусу COVID-19, для його обмеження потрібен ефективний спосіб дезінфекції повітря та поверхонь предметів особистого і побутового користування, а також профілактики дихальних шляхів людини. Саме для таких цілей розробляється система інгаляції і очищення із збагаченою озоном та ліками (СІЗОЛ) пароводяною сумішшю [1].

Головним принципом дії є озонування, спосіб очищення і знезараження, заснований на використанні газу озону. Іншим діючим чинником є змішування пароводяної суміші з лікарськими компонентами. Також не менш важливу роль у функціонуванні апарату відіграють частоти ультразвукових хвиль (УЗ) [2].

Розроблену систему СІЗОЛ можна віднести до класу апаратів дезінфекції, але її функціонал є дещо більшим, ніж у таких представників ринку, як дезінфікуюча кабіна, оскільки його можна використовувати для обробки ротової порожнини та дихальних шляхів [3]. Також даний концепт можна зіставляти із апаратами для інгаляції, наприклад з озонатором «ОЗОН УМ-80», але його використовують тільки для впливу на людський організм (вплив на шкіру, протизапальний ефект). Щодо найближчих аналогів, то таким являється апарат «ПОС-1» виробництва «НМЦ Медінтех», який було розроблено і реалізовано з метою боротьби з вірусними і бактеріальними захворюваннями [4]. Його принцип дії є близьким, але сам апарат є менш функціональним, потребує частішої заміни основних компонентів, не має можливості регулювання кількості суміші і є недостатньо ергономічним [5].

Розроблена система СІЗОЛ складається з двох основних блоків. Перший блок – електронний, в його складі є ультразвуковий генератор, ультразвуковий випромінювач, щодо останнього, то він має сферичну форму, тому діаметр часток основної фракції суміші можна буде розрахувати за формулою [6]:

$$D = 0.3 \cdot \sqrt{\frac{8 \cdot \pi \cdot \sigma}{\rho \cdot f^2}}, \quad (1)$$

де σ – поверхневий натяг рідини, що підлягає розпиленню;

ρ – густина рідини;

f – частота УЗ коливань.

Також в першому блоці розміщений генератор озону, який в свою чергу складається з високовольтного генератора, постійного магніту і розрядної колби. Другим виділимо блок керування і контролю, до нього також можна віднести такі елементи, як дозатор лікарських речовин і нагрівач. Ще однією важливою складовою є наявність датчиків дисперсності, швидкості руху частинок і температури. Колбу (реактор Боброва), вхідний і вихідний штуцер, можна умовно віднести до групи елементів передачі суміші, так як з їх допомогою пароводяна суміш потрапляє до пацієнта/об'єкта обробки. Всі ці елементи представлені на структурній схемі системи СІЗОЛ (рис. 1). Конструктивно система має вигляд паралелепіпеда і колба (реактор Боброва) знаходиться всередині корпусу, на відміну від апарату «ПОС-1».

Розглянемо принцип дії системи СІЗОЛ. Після увімкнення системи запускається УЗ генератор, який в свою чергу передає електричні імпульси на п'єзоелектричний випромінювач, в наслідок чого сформовані УЗ хвилі створюють у воді кавітаційні бульбашки, які піднімаються на поверхню води і лопаються, утворюючи дрібні частинки. Високодисперсні частинки залишаються у повітряному просторі колби, а низькодисперсні осідають, тому змінюючи частоту УЗ – хвиль ми можемо контролювати ступінь дисперсності (формула 1). Саме на цьому етапі у воду можуть вводиться лікарські препарати. Далі пароводяна суміш потрапляє через вхідний штуцер до іншої колби, в якій вона може збагатитись озоном, якщо вибраний такий тип впливу.

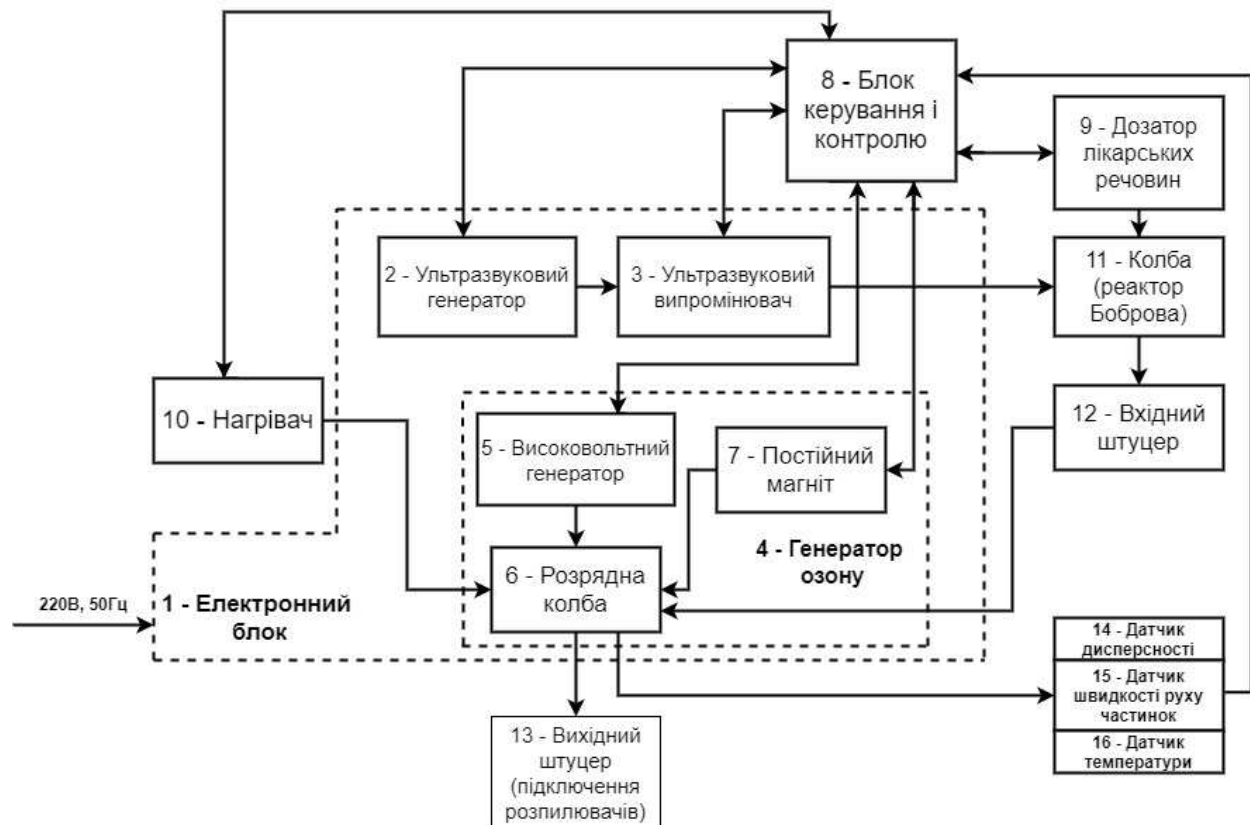


Рис. 1. Структурна схема системи СІЗОЛ

Готова суміш потрапляє у вихідний штуцер, до якого можна під'єднати різні трубки і насадки для впливу. Протягом всього процесу блок керування і контролю збирає дані з розрядної колби за допомогою датчиків. Цей блок являється основою для ефективного керування апаратів такого типу, оскільки маючи інформацію про результат процесу озонування/насичення суміші лікарськими компонентами, користувач може обрати індивідуальний або потрібний режим впливу.

Отже, можна дійти висновку, що розроблено нове технічне рішення системи СІЗОЛ для насичення озоном (лікарськими препаратами) пароводяної суміші. В ході порівняння, опису будови і дії системи та моделювання роботи було визначено основні переваги даної розробки, а саме надійність, універсальність, гнучкість налаштувань, практичність і актуальність. На етапі розробки експериментального зразку система СІЗОЛ показала себе доволі перспективною і надалі буде впроваджуватись як дослідний зразок.

Ключові слова: системи очищення та дезінфекції, озонування, ультразвук, кавітація.

Література

- [1] М. Ф. Терещенко, О. В. Руцька, М. В. Чухраєв, “Методи дослідження параметрів чистоти поверхні ран системою вакуумної абсорбції та санації”, *Вісник КПІ, серія Приладобудування*, №58(2), с. 97-105, 2019. doi:10.20535/1970.58(2).2019.189373.
- [2] І. О. Дупляк, М. Ф. Терещенко, “Автоматизована система ультразвукової терапії” на XVI *Всеукр. наук.-практ. конф. студентів, аспірантів та молодих вчених Ефективність та автоматизація інженерних рішень у приладобудуванні*, Київ, 2020, с. 279-282.

- [3] М. Ф. Терещенко, А. Ю. Кравченко, М. В. Чухраєв, А. Ю. Курлянцева, “Вплив ультразвуку терапевтичних інтенсивностей на кластерну структуру дистильованої води”, *Вісник НТУУ «КПІ», серія Приладобудування*, №51(1), с. 126-131, 2016.
- [4] М. Ф. Терещенко, Г. С. Тимчик, М. В. Чухраєв, А. Ю. Кравченко, *Ультразвукові фізіотерапевтичні апарати та пристрої: монографія*. Київ, Україна: КПІ ім. Ігоря Сікорського, Політехніка, 2018.
- [5] М. Ф. Терещенко, Г. С. Тимчик, І. О. Яковенко, *Біофізика: практикум*. Київ: КПІ ім. Ігоря Сікорського, Політехніка, 2019.
- [6] G.S. Tymchik, M.F. Tereshchenko, V.U. Rudyk, “The temperature method of control in a magnetotherapy”, XIV PhD Workshop OWD 2012, Wisla, pp. 318-324.

УДК 621.385.6

ОСОБЛИВОСТІ МОДУЛЯЦІЇ НИЗЬКОІНТЕНСИВНИХ СИГНАЛІВ ДЛЯ МІКРОХВИЛЬОВОЇ ТЕРАПІЇ

¹⁾Яненко О. П., ¹⁾Шевченко К. Л., ¹⁾Перегудов С. М., ²⁾Кучак В. М.

¹⁾Національний технічний університет України

"Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського", Київ, Україна,

²⁾Вінницький національний технічний університет, Вінниця, Україна

E-mail: op291@meta.ua, k.shevchenko@kpi.ua, pereg@i.ua, vmkuchak@gmail.com

В медичних апаратах для мікрохвильової (міліметрової) терапії (ММТ) використовують два види модуляції – амплітудну (АМ) та частотну (ЧМ). Амплітудна модуляція здійснюється імпульсами частоти до 100 Гц за допомогою *p-i-n* атенюатора. На практиці частіше використовують модуляцію прямокутними імпульсами, що аргументують наявністю в організмі «біологічних» ритмів (частот). Ефекти впливу електромагнітних НВЧ полів, зокрема модульованих низькою частотою, виявлені при експериментальному опроміненні зазначеними сигналами областей біологічно активних точок акупунктури (БАТ) людини та тварин [1]. Можна зробити припущення, що низькочастотна АМ дозволяє зменшити рівень НВЧ сигналу при збереженні ефективності лікування і комбінований низько інтенсивний сигнал забезпечує не тепловий, а біоінформаційний вплив. Також в апаратах для ММТ використовують частотну модуляцію. Такий режим часто водять в апаратах з монохроматичним сигналом для створення ефекту псевдошумового сигналу [2].

До найбільш сучасних апаратів для ММТ слід віднести мікропроцесорний прилад «ARIA-SC» (Україна), розроблений авторами [3], який має різні режими модуляції та складні модульовані вихідні сигнали. Спрощена структурна схема цього апарата включає в себе: блок живлення *I*, мікропроцесорний блок управління *2* (мікро ЕОМ) та генераторний блок *G* (рис. 1).

До складу генераторного блоку входять два генератора мікрохвильових монохроматичних сигналів *5* та *6*, які працюють в діапазоні частот ($f_1 \div f_2$) та ($f_2 \div f_3$). Вибір робочої частоти забезпечується мікропроцесорним блоком *2*, а регулювання частотою здійснюється варикапами *3* та *4*.

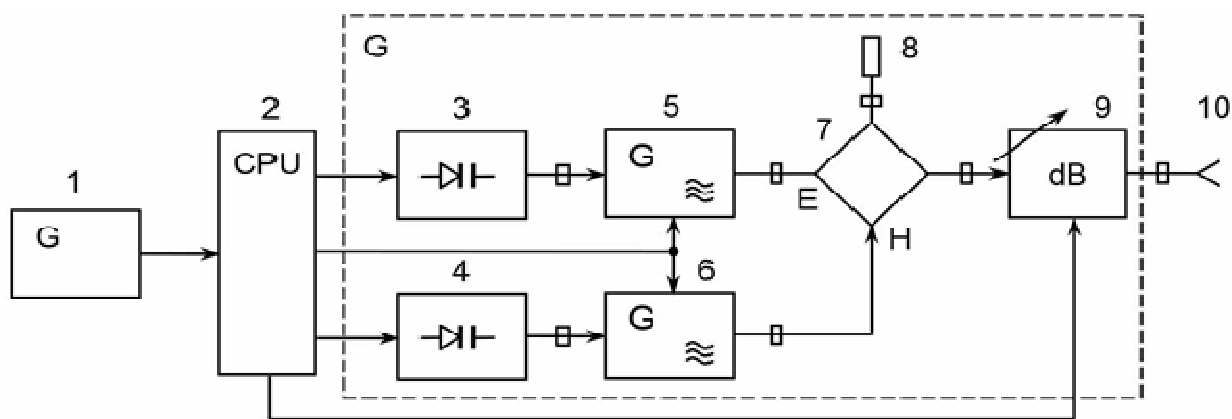


Рис. 1. Спрощена структурна схема апарата ARIA-SC

Таким чином забезпечується безперервний вихідний робочий частотний діапазон приладу. Особливістю апарату є те, що його вихідний діапазон вдвічі більший, ніж діапазони частот мікрохвильових генераторів, за рахунок виділення низько інтенсивних сигналів другої гармоніки $2(f_1 \div f_3)$

Інше застосування в ММТ мікрохвильових сигналів – це вплив на БАТ шумоподібного електромагнітного випромінювання мм-діапазону. При цьому БАТ піддаються дії як шумових сигналів, так і імпульсів шумоподібного електромагнітного випромінювання (ЕМВ) нетеплової інтенсивності із спектром довжин хвиль, які слідуєть з низькою частотою біоритмів організму пацієнта. Для підвищення ефективності використовується ЕМВ, що має характер мерехтливого шуму в діапазоні частот від лівої межі міліметрової області до правої. Амплітудна модуляція ЕМВ здійснюється низькочастотним сигналом в діапазоні від 0,1 Гц до 100 Гц і на нього впливає модульоване випромінювання із середнім значенням спектральної щільності потужності шуму, що не перевищує 10^{-18} Вт/Гц·см².

Авторами [4] розроблено систему для ММТ із зворотнім зв'язком, яка у процесі лікування пацієнта надає об'єктивну інформацію про стан пацієнта відповідно до рівня власного ЕМВ в мм-діапазоні. На рис. 2 представлена функціональна схема широкосмугової системи опромінення, яка містить генератор шуму 1, регульований атенуатор 2, клапан 3, амплітудний модулятор 4, спрямований відгалужувач 5 і антену 6.

Вихід спрямованого відгалужувача 5 послідовно підключений до змішувача 7 з гетеродином 8, і далі з підсилювачем проміжної частоти 9, квадратичним детектором 10, підсилювачем низької частоти 11, синхронним детектором 12, фільтром низьких частот 13 та індикатором 14. Генератор низької частоти 15 підключений до входів керування амплітудного модулятора 4 і синхронного детектора 12. Сигнал з антени опромінює ділянку тіла пацієнта 6.

За рахунок зміни частоти повторення імпульсів генератора 15 можна забезпечити максимальні показники індикатора 14. Отже коли різниця в інтенсивності випромінюваного та прийнятого сигналів збільшується, це

свідчить про збільшення інтенсивності власного опромінення пацієнта та означає активацію енергетичних ресурсів опроміненого пацієнта.

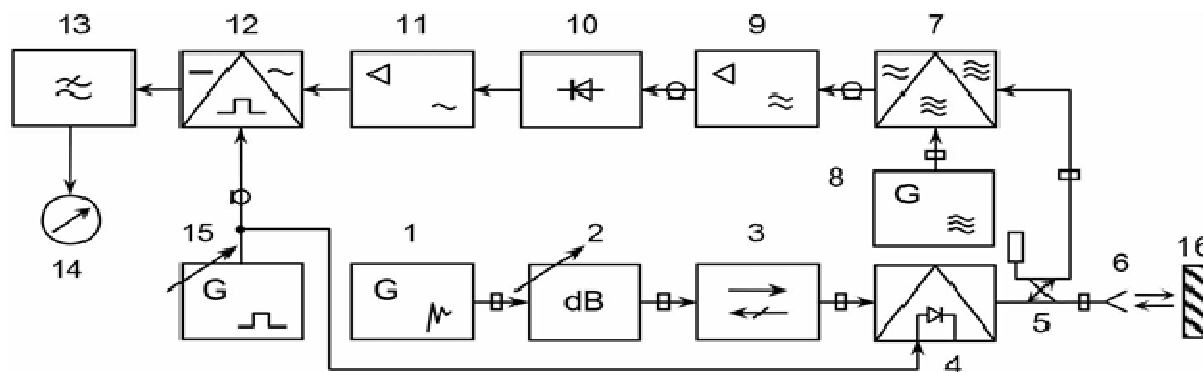


Рис. 2. Мікрохвильова система для ММТ з оптимізацією параметрів опромінення

Процес лікування вважається закінченим, коли стабільний і досить високий рівень власного випромінювання у мм-діапазоні (приблизно 10^{-12} Вт/см²) спостерігається під час регулярних сеансів ММТ [2, 4].

Використання високочутливої апаратури радарного типу (наведеної вище) дозволило провести дослідження поглинальної здатності людини в діапазоні мм-хвиль. Результати експериментальних досліджень показали, що на деяких частотах, за рівня опромінення від 10 до 50 разів більшому від власного рівня ЕМВ шкіри людини, реєструється повне поглинання потужності. Ці частоти визначені як "резонанси поглинання", оскільки за оцінкою авторів, смуга частот поглинання не перевищує 10-100 МГц (або не більше 0,1%).

Таким чином, порівняння рівнів потужності, що випромінюються і поглинаються шкірою людини показує, що людський організм знаходиться по суті в режимі "інформаційного" сприйняття зовнішніх ЕМВ, реагує на слабкі мікрохвильові сигнали, які дорівнюють або тільки на 1-2 порядки перевищують його власне випромінювання, що співставлено, наприклад, з ЕМВ «природного» генератора для акупунктурного опромінення БАТ– моксою [2].

Застосування приладів, у яких використовується амплітудна або частотна модуляція вихідних низькоінтенсивних сигналів мм-діапазону в клінічній практиці дозволяє розширити перелік нозологій, лікування яких пов'язане із застосуванням мікрохвильової терапії.

У той же час клінічні дослідження свідчать про скорочення часу лікування завдяки оптимізації параметрів чиннику впливу та їх взаємозв'язку з рівнем власного випромінювання біологічного об'єкта (пацієнта).

Ключові слова: міліметрова терапія, низькоінтенсивні сигнали, мікрохвильові генератори, модуляція сигналів

Література

- [1] W.R Adey, "Frequency and Power Windowing in Tissue Interactions with Weak Electromagnetic Fields", *Proc. of IEEE*, vol. 68, no 1, pp. 140-147, 1980.
- [2] С. П. Ситько, Ю. А. Скрипник, А. Ф Яненко, *Аппаратурное обеспечение современных технологий квантовой медицины*. Киев, Украина: ФАДА, ЛТД, 1999.

- [3] В. Є. Степанов, А. Ф. Пономаренко, В. П. Паламарчук, С. П. Сітько, О. П. Яненко, “Апарат для мікрохвильової резонансної терапії”, Патент України №32614 А61 N5/ 02. 2001; Бюл.№1
- [4] С. П. Сітько, Ю. О. Скрипник, О. П. Яненко, “Спосіб та пристрій резонансної терапії у мм- діапазоні хвиль”, Патент України №53664, А61 N5/ 02, бюл. №2, опубл. 17.02.2003.

УДК 617.3

ОЦІНКА ЕФЕКТИВНОСТІ ВИКОРИСТАННЯ ІНДИВІДУАЛЬНИХ ОРТЕЗІВ 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 функції. Для оцінки функціонального стану стопи необхідно проаналізувати інформацію щодо просторово-часових характеристик ходи, опорних реакцій, розподілу тиску по опорній поверхні стопи в процесі перекату, а також площі опорної поверхні [1]. Всі функції стопи, в повній мірі, реалізуються під час ходи та бігу. Основна функціональна одиниця ходи – це цикл кроку – визначається, як час від початку контакту кінцівки з опорою до наступного такого ж контакту цією ж кінцівкою [2]. Питання дослідження розподілу навантаження по стопі протягом повного циклу кроку в динаміці вивчене не в повній мірі, відомі способи не дозволяють діагностувати функціональні зміни стопи, що відбуваються при поступовій зміні навантаження на неї, а також визначати індивідуальні фізіологічні особливості нижніх кінцівок, що обмежує застосування таких методів. Проблема ранньої діагностики ушкоджень та захворювань стоп є особливо актуальною при виборі способів виготовлення індивідуальних ортезів та оцінки їх ефективності. Дослідження стопи людини в динаміці (при поступовому чи різкому змінному навантаженні на неї) є ключовим фактором в діагностиці її функціонального стану, що надає вихідну інформацію для виготовлення індивідуальних ортезів стопи, яку не надають існуючі на сьогодні системи статичного дослідження [3].

При ходьбі стопа приймає на себе ударні навантаження співрозмірні з масою тіла. З кожним кроком по різним жорстким покриттям, вона отримує прискорення рівні $(18-20) \cdot g$ (де g прискорення вільного падіння, $g = 9,80665 \text{ м/с}^2$). Здатність стопи протидіяти різноманітним навантаженням, обумовлена не тільки біомеханічною досконалістю, а й властивостями складових її тканин. В нормі завдяки склепінчастій будові стопи та її ресорній функції до 70% прискорення гаситься й амортизується. Порушення формувань склепінь стоп займає 26,4% всієї ортопедичної патології та до 81,5% серед всіх деформацій

нижніх кінцівок у дітей. Як показують дослідження, в дитячому віці дані порушення піддаються частковій або повній корекції, тоді як в дорослому віці – дані порушення корегувати надзвичайно складно, інколи неможливо [4]. Використання індивідуальних ортезів у пацієнтів з порушенням функції стоп є необхідним етапом лікування, особливо в дитячому віці.

Розробка та підбір індивідуальних коригувальних засобів має два підходи. Концепція першого – використання еластичних матеріалів для виготовлення устілок з подальшою індивідуалізацією виробів. Основою другого напрямку є індивідуальний підбір устілок на основі модульного принципу для жорстких устілок. Використання твердих, нееластичних коригувальних устілок є нефізіологічним, оскільки вони позбавляють стопу ресорної функції, заважаючи нормальному розподілу навантаження по ній. Тому рекомендовано використовувати устілки з еластичних амортизуючих матеріалів, які рівномірно розподіляють навантаження на опорні ділянки стопи, збільшуючи площу опори та знижуючи тиск на них [5]. Слід зауважити, що до теперішнього часу залишається спірним питання щодо локалізації опори поздовжнього склепіння стопи при виготовленні індивідуальної ортопедичної устілки. Тому, важливим та доцільним питанням є оцінка ефективності використання різних типів ортезів стопи.

Мета дослідження полягає у визначенні ефективності використання різних типів устілок на покращення опорної та ресорної функції стопи. Для досягнення поставленої мети проведено біомеханічне дослідження, яке передбачає визначення ефективності застосування різних типів устілок, виготовлених з твердих та еластичних матеріалів у статичному та динамічному режимах.

Стопа за нормальних умов піддається впливу пружних деформацій, тобто її можна розглядати, як пружну систему з одним ступенем свободи. Модуль пружності в цьому випадку буде характеристикою ресорної функції стопи. Скористаємося одновимірним варіантом закону Гука [3]

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon} \quad (1)$$

де σ – напруження опорної поверхні стопи (кг/см²);

ε – коефіцієнт деформації стопи.

В попередніх дослідженнях була визначена ударна сила Q_{shl} , яка діє на стопу протягом циклу кроку [1]

$$Q_{shl} = \frac{P \cdot v}{t}, \quad (2)$$

де P – загальне значення навантаження на стопу, Н;

v – швидкість переміщення стопи, м/с;

t – час опори на стопу, с.

Враховуючи вище зазначене, модуль пружності стопи можна визначити за формулою

$$E = P \cdot \frac{v}{t \cdot S \cdot \varepsilon}, \quad (3)$$

де S – площа опорної поверхні стопи, m^2 .

В рамках даного дослідження, на основі розрахованого модуля пружності стопи, обрано еластичний матеріал індивідуальних ортезів стопи з відповідними параметрами пружності. Для вивчення впливу індивідуальних ортопедичних устілок на параметри стояння та ходи проведено дослідження опорних реакцій (ОР) 15 дітей, з порушенням функцій стоп різного ступеня. Аналізували силові та часові показники одноопорного навантаження та їх розподіл по періодах, імпульс сили по окремих складових ОР з використанням твердих та еластичних устілок. При застосуванні м'якої устілки навантаження на задній відділ стоп наближалось до референтних значень ($55\% \pm 2$). Розподіл навантажень між лівою та правою стопою був більш збалансованим при застосуванні еластичних устілок та складав $54,7\% / 45,3\%$. Аналіз статичного та динамічного дослідження з використанням еластичних устілок показав збільшення загальної опорної площі, розподіл навантаження по стопі рівномірний. В динаміці, площа передньої та задньої частини стопи збільшувалась порівняно з значеннями статичного дослідження. Розподіл навантаження аналогічний розподілу при статичному аналізі. Рівнодійна сил центра стопи знаходилась в межах норми.

Таким чином, запропонований новий підхід в методиці оцінки ефективності використання індивідуальних ортезів стопи. В процесі дослідження встановлено, використання устілок з еластичного матеріалу є більш доцільним та ефективним з біомеханічної точки зору.

Ключові слова: цикл кроку, біомеханічні параметри, пружні властивості, навантаження, опорна сила.

Література

- [1] V. Tsapenko, M. Tereshchenko, V. Shevchenko, R. Ivanenko, «Methodology for calculating shock loads on the human foot», *Advances in Science, Technology and Engineering Systems Journal*, vol. 6, no. 2, 2021, pp. 58-64. DOI: 10.25046/aj060208
- [2] V. Tsapenko, M. Tereshchenko, G. Tymchik, S. Matvienko and V. Shevchenko, «Analysis of Dynamic Load on Human Foot», in *2020 IEEE 40th International Conference on Electronics and Nanotechnology (ELNANO)*, Kyiv, Ukraine, 2020, pp. 400-404. DOI: 10.1109/ELNANO50318.2020.9088788.
- [3] В. В. Цапенко, М. Ф. Терещенко, Г. С. Тимчик, «Моделі оцінювання біомеханічних параметрів нижніх кінцівок у дітей», *KPI Science News*, №1, с. 67-75, 2019,. DOI: 10.20535/kpi-sn.2019.1.158812
- [4] V. Tsapenko, N. Tereshchenko, «Method of study of spatial parameters of the human foot», in *Proc. XI Int. Sci. Tech. Conf. Integrated Intellectual Robotechnical Complexes (IIRTC-2018)*, Kyiv, 2018, pp. 157–159.
- [5] В. В. Цапенко, М. Ф. Терещенко, «Аналіз впливу різниці довжини нижніх кінцівок на біомеханічні параметри ходи», *Вісник КПІ. Серія Приладобудування*, № 57(1), с. 102-107, 2019. DOI: 10.20535/1970.57(1).2019.172034

УДК 612.171.1+ 004.852

ОСОБЛИВОСТІ СИСТЕМ ІЗОЛІНІЙ НА ГРАФІКАХ МЕДИКО-БІОЛОГІЧНИХ СИГНАЛІВ ЯК СУКУПНОСТІ ОЗНАК ДЛЯ ЇХ РОЗПІЗНАВАННЯ

Шуляк О. П., Лагутін В. В., Безнос Д. В.

Національний технічний університет України

"Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського", Київ, Україна

E-mail: shulyak.alex.47@gmail.com, vitaly.1193@gmail.com, beznosdy@gmail.com

Робота розглядається в контексті пошуку систем ознак медико-біологічних сигналів для їх розпізнавання за формою в системах діагностики пацієнтів. Розглядається побудова системи додаткових ознак до тих систем, які є у розпізнавальному алгоритмі. Кожна подібна система ознак забезпечує сприйняття і використання при розпізнаванні певних конкретних особливостей форми сигналів. Заміна використовуваної системи ознак утворює можливість враховувати специфічні їй особливості форми сигналів.

Доповнення наявних у розпізнавальному алгоритмі систем ознак новими їх сімействами сприяє охопленню більш широкого кола особливостей форми сигналів, сприяє більш ретельної їх деталізації і забезпеченню тим самим більш сприятливих умов для вирішення завдання розпізнавання сигналів.

У разі такої постановки питання створюється можливість комплексної оцінки систем різнорідних ознак за показниками їх інформативності і вибрати серед них ті, які забезпечують найкращу відмінність сигналів. Такі ознаки є найбільш придатними для забезпечення правильності розпізнавання медико-біологічних сигналів і характеристик для кожної конкретної запропонованої класифікації, для підвищення чутливості і специфічності прийняття рішень, від яких в пряму може залежати якість діагностики пацієнтів.

Ізолінія на графіку сигналу являє собою відрізок горизонтальної прямої, який займає рівноважне положення відносно точок цього графіка вище і нижче цієї лінії.

Зміна форми сигналу тягне за собою однозначну зміну положення ізолінії на графіку (зворотне невірно), що забезпечує зв'язок форми сигналу з рівнем ізолінії. Ця ознака є інтегральною як за охопленням інтервалу часу аналізу форми сигналу, так і за способом оцінки положення ізолінії як середнього значення відліків. Завдяки цьому виникає стійкість ознаки в умовах варіабельності форми сигналу. На полях графіка вище і нижче ізолінії можуть бути отримані внутрішні ізолінії більш високого порядку і таким чином побудована система ознак, пов'язаних з конкретною формою сигналу.

У роботі розкриваються особливості таких систем ознак, включаючи їх придатність для розпізнавання сигналів і різну інформативність як показник для їх відбору під час налаштування алгоритмів. Розглядається варіант розпізнавальної системи, що навчається з вчителем.

Ключові слова: медико-біологічні сигнали, розпізнавальні процедури, комбіноване навчання діагностичних систем.

УДК 535.2 : 004.93.12

ВИЗНАЧЕННЯ ОБЛАСТІ ІНТЕРЕСУ ФОТОМЕТРИЧНИХ ЗОБРАЖЕНЬ МЕТОДАМИ ГЛИБИННОГО НАВЧАННЯ

Нагорний А. І., Безуглий М. О.

Національний технічний університет України

"Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського", Київ, Україна

E-mail: m.bezuglyi@kpi.ua

Фотометрія з використанням еліпсоїдальних рефлекторів, як новий метод контролю оптичних властивостей біологічних середовищ, дозволяє отримувати такі оптичні параметри як коефіцієнти поглинання μ_a та розсіяння μ_s , а також фактор анізотропії розсіяння g за допомогою інверсного методу Монте-Карло [1].

Фотометричні зображення, отримані за допомогою фотометру з еліпсоїдальними рефлекторами та зареєстровані ПЗЗ-матрицею (рис. 1, а) є основою оптичного біомедичного аналізу.

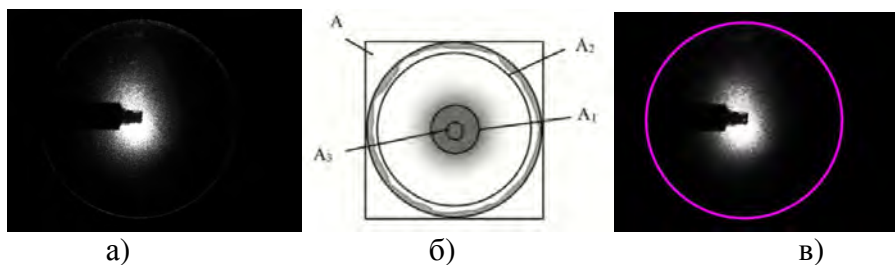


Рис. 1. Фотометричне зображення: отримане експериментально (а); схема зонного аналізу (б); ілюстрація оптимізованого пошуку області інтересу у вигляді кола

При аналізі радіально-симетричних фотометричних зображень виділяють чотири кругові зони (б) [2], визначення розмірів яких відбувається оператором за допомогою спеціалізованого програмного забезпечення. У даній роботі розглянуті можливості побудови алгоритму визначення кругових зон з використанням методів глибокого навчання з метою підвищення точності та швидкодії машинної обробки.

Для виконання поставленої задачі було використано бібліотеку комп'ютерного зору з відкритим кодом OpenCV та реалізацію на мові C++. Алгоритм включає в себе етапи зменшення шуму, градієнтного розрахунку, немаксимального придушення, подвійного порогу та визначення радіусів. Розроблений алгоритм дозволяє ефективно фіксувати зовнішнє коло, що окреслює область інтересу (рис. 1, в) [2]. На наступних етапах буде здійснена оптимізація визначення радіусів кругових зон та яскравості в них.

Ключові слова: фотометричне зображення, еліпсоїдальний рефлектор.

Література

- [1] M. A. Bezuglyi, A. V. Yarych, D. V. Botvinovskii, “On the possibility of applying a mirror ellipsoid of revolution to determining optical properties of biological tissues”, *Optics and Spectroscopy*, №113. pp.101–107, 2012.
- [2] М. А. Безуглий, Н. В. Безуглая, А. Б. Самиляк, “Обработка изображений при эллипсоидальной фотометрии”, *Приборы и методы измерений*, Т. 7, № 1, с. 67–76, 2016.

УДК 613:532.528

СИСТЕМИ АВТОМАТИЗОВАНОГО КОНТРОЛЮ ЧИСТОТИ ПОВЕРХНІ РАН

Ющенко К. В., Терещенко М. Ф.

Національний технічний університет України

"Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського", Київ, Україна

E-mail: eka.yushchenko@gmail.com, agfarkpi@i.ua

Вакуум-терапія (Vacuum-assisted closure, VAC) – один з методів терапії, застосовуваної для поліпшення загоєння ран. Він використовується як для первинного лікування хронічних і ускладнених ран, так і на додаток до консервативної терапії або для підготовки рани до хірургічної обробки. Дана методика в даний час широко та успішно застосовується в більшості клінік закордонних країн [1].

В даній роботі досліджено механізми дії при терапії ран негативним тиском (вакуум-терапія) однієї з новітніх методик, використовуваних в лікуванні ран різної етіології. Негативний тиск забезпечує безперервне відсмоктування рідини, стимулює проліферацію грануляційної тканини і ефективно очищає поверхню зони рани. Місцево пролонговане лікування ран негативним тиском – це детально розроблена, надійна, ефективна і професійна технологія, яка значно скорочує тривалість і вартість лікування [2].

Існують різні методи очищення рани, але виділимо 3 основних [3].

Метод очищення за допомогою антисептичних препаратів.

Наведемо головні антисептичні засоби такі як:

- Хлорамін Б (концентрація 1-2%).
- Хлоргексидин. Розчин водний 0,05% для ран і запалених слизових, спиртовий 0,5% для асептики рук хірурга.
- Йод 5%. Змазування поверхні ран та подряпин.
- Повидон-Йод (Бетадин). Дезінфекція опіків, ділянок із запаленням.
- Спирт медичний етиловий 70-96% – антисептик з бактерицидними властивостями. Застосовують для боротьби з інфекцією і її профілактики.
- Розчин перекис водню 3% показаний для знезараження гнійних ран. Слід звернути увагу, що розчин перекису водню може бути не рекомендований для використання при вакуум-промивній терапії, тому що сполуки H_2O_2 можуть пошкоджувати тканини, викликати газову емболію.

1. Метод аспіраторного очищення та антисептичних засобів.

Цей метод складається з таких процесів, як розміщення вологої серветки з вмістом антисептичного засобу та поверхневого закріплення вакуумної присоски.

2. Але найбільш ефективним є механізм дії автоматизованої системи вакуумної абсорбції та лікування ран, який покращує та поєднує в собі два попередніх методи і здійснює автоматизоване керування та контроль процесу очищення [4].

Цей процес складається з трьох частин:

- Спочатку здійснюється обробка рани антисептичним засобом методом розпилення.
- Далі розміщується пов'язка (серветка - спонж).
- Фіксується вакуумна присоска та здійснюється робота вакуумного аспіратора для видалення зайвих відмерлих і твердих частинок ушкодженої шкіри та рани.

На рис. 1 приведено структурну схему автоматизованої системи вакуумної абсорбції та лікування ран (АСВАЛР) та показані етапи виконання терапевтичної процедури.

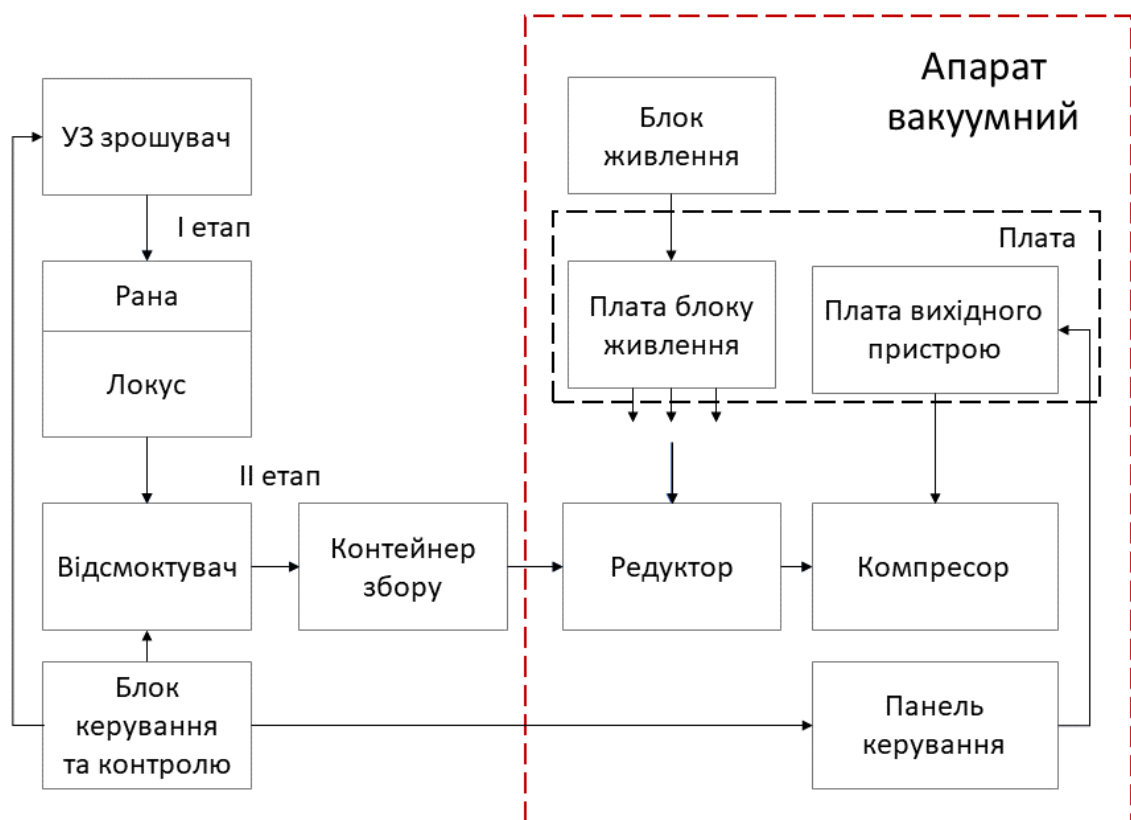


Рис. 1. Автоматизована система вакуумної абсорбції та лікування ран

Проведемо аналіз існуючих технічних рішень, їх переваги та недоліки. У випадках виражених інфікованих ран, в гнійних порожнинах, при остеомієліті промивання проводиться розчинами антисептиків і розчинами, що містять антибіотики; при вираженій контактній хворобливості рани використовуються анестетики, з метою створення вологого середовища в асептичних ранах [5].

Проведемо дослідження та проаналізуємо використання різних апаратів, які базуються на вакуумній терапії.

Найбільш широко в медичній практиці застосовується такі аналоги:

1. Апарат вакуумної терапії PICO.

Індивідуальний безконтейнерний портативний апарат для лікування ран негативним тиском в новій модифікації Pico 7 компанії Smith & Nephew (Великобританія). Використовується на ранах глибиною від 0,5 до 2 см з низькою і середньою кількістю виділень ексудату.

2. Насос вакуумний для терапії ран NP32.

Насос вакуумний NP32 для лікування ран – це портативний аспіраційний насос. Він працює завдяки впливу негативного тиску на рани, з якої виділяються бактерії та зайві рідини, що спричиняють її набряк. Він призначений для пацієнтів з ранами, опіками та виразками.

3. Прилад для дренивання ран Exsudex.

Компактний прилад для дренивання ран Exsudex створений для пацієнтів, які отримують ефект від застосування негативного тиску на площину рани. Прилад прискорює загоєння ран за допомогою відсмоктування рідин заражених речовин з рани і з поверхні рани.

Exsudex – це апарат, який працює з негативним тиском від (-10 до -200) мм рт.ст. та використовує насос для дренивання ран.

Механізм дії методу вакуум-терапії з автоматизованою системою наступний [6]: абсорбція, очищення рани і видалення ексудату. Зменшення площі рани, набряку, знищення бактерій і захист від повторної інфекції.

Ефекти вакуум - терапії:

1. Активне видалення надлишкового ранового виділення.
2. Захист вологи в рановому середовищі.
3. Прискорене зниження бактеріального зараження.
4. Зменшення набряку тканин, зниження тиску між клітинами.

Проаналізувавши це, можна зробити висновок, що очищення поверхні ранового середовища з використанням системи АСВАЛР найефективніше та найбезпечніше для пацієнта.

Ключові слова: абсорбція, вакуумна терапія, рана, очищення, аналоги.

Література

- [1] М. Ф. Терещенко, Г. С. Тимчик, І. О. Яковенко, *Біофізика: практикум*, Київ: КПІ ім. Ігоря Сікорського, Політехніка, 2019.
- [2] М. Ф. Терещенко, Г. С. Тимчик, М. В. Чухраєв, А. Ю. Кравченко, *Ультразвукові фізіотерапевтичні апарати та пристрої: монографія*. Київ, Украна: КПІ ім. Ігоря Сікорського, Політехніка, 2018.
- [3] Г. С. Тимчик, М. Ф. Терещенко, А. М. Матвієнко, «Вплив процесів конвекції в рідині на похибку вимірювання теплопровідності методом прямого підігріву термістора», *Наукові вісті НТУУ «КПІ»*, № 4, с. 121–130, 2017.
- [4] М. Ф. Терещенко, О. В. Руцька, М. В. Чухраєв, “Методи дослідження параметрів чистоти поверхні ран системою вакуумної абсорбції та санації”, *Вісник КПІ, серія Приладобудування*, №58(2), с. 97-105, 2019.

- [5] М. Ф. Терещенко, А. Ю. Кравченко, М. В. Чухраєв, А. Ю. Курлянцева, “Вплив ультразвуку терапевтичних інтенсивностей на кластерну структуру дистильованої води”, *Вісник НТУУ «КПІ». Сер. Приладобудування*, №51(1), с. 126-131, 2016.
- [6] К. В. Ющенко, М. Ф. Терещенко, “Автоматизована системи вакуумної абсорбції та лікування ран”, на *XVI Всеукр. наук.-практ. конф. студентів, аспірантів та молодих вчених Ефективність та автоматизація інженерних рішень у приладобудуванні*, Київ, 2020, с. 362-365.

УДК 615.841:621.317.4

АВТОМАТИЗОВАНИЙ АПАРАТ МАГНІТОТЕРАПІЇ З СИСТЕМОЮ ДИСТАНЦІЙНОГО КЕРУВАННЯ

¹⁾Рогожніков Р. А., ¹⁾Терещенко М. Ф., ²⁾Чухраєв М. В.

¹⁾ Національний технічний університет України

"Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського", Київ, Україна,

²⁾ТОВ «Науково-методичний центр «Медінтех», Київ, Україна

E-mail: agfarkpi@i.ua, pb-rra@hotmail.com

Глобальною проблемою у всьому світі — пандемія коронавірусного захворювання (COVID-19). Оскільки вірус поширюється повітряно-крапельним механізмом передачі, одним із шляхів боротьби з вірусним захворюванням буде мінімальний контакт із іншими людьми. Тому було запропоновано функцію дистанційного керування автоматизованого магнітотерапевтичного апарату [1]. Вона набагато зменшить ризик передачі інфекцій та вірусів, крім цього збільшить зручність оператору у користуванні та моніторингу пацієнта.

Задачею розробки та реалізацією є безпосередньо функція дистанційного керування, що розширить функціональні можливості автоматизованого апарату магнітотерапії, а саме контроль режимів роботи ААМ (ручний та автоматизований), моніторингу біотропних параметрів та стану пацієнта, що гарантує безпечну, ефективну та надійну роботу автоматизованого апарату магнітотерапії [2].

Для реалізації ААМ з функцією дистанційного керування потрібен мікроконтролер з підходящою конфігурацією системи, тому було зроблено огляд підходящих пристроїв. Мікрокомп'ютери типу Raspberry Pi є відносно дешевим, але при цьому потужним інструментом для автоматизації та оптимізації медичних систем [3]. Вони мають одне із найкращих співвідношень потужність/розміри серед подібних пристроїв. Моделлю мікрокомп'ютера було обрано Raspberry Pi 4 Model B 2GB це одноплатний пристрій з обсягом оперативної пам'яті 2 гігабайти та має зовнішні порти 2x USB 3.0, 2x USB 2.0, 2x Micro-HDMI, CSI, DSI, Gigabit Ethernet, 3,5 Audio Jack, 40 GPIO, головною відмінністю від інших моделей є наявність бездротової комунікації — Bluetooth. На мікрокомп'ютері встановлено систему Raspberry Pi OS, що

дозволить у подальшому з легкістю модифікувати функцію дистанційного керування [4].

Нами було запропоновано структурну схему автоматизованого апарату магнітотерапії з функцією дистанційного керування (рис. 1).

Спроектовано схему функціонування дистанційного керування для автоматизованого магнітотерапевтичного апарату та його синхронізацію, що представлено на рис. 2.

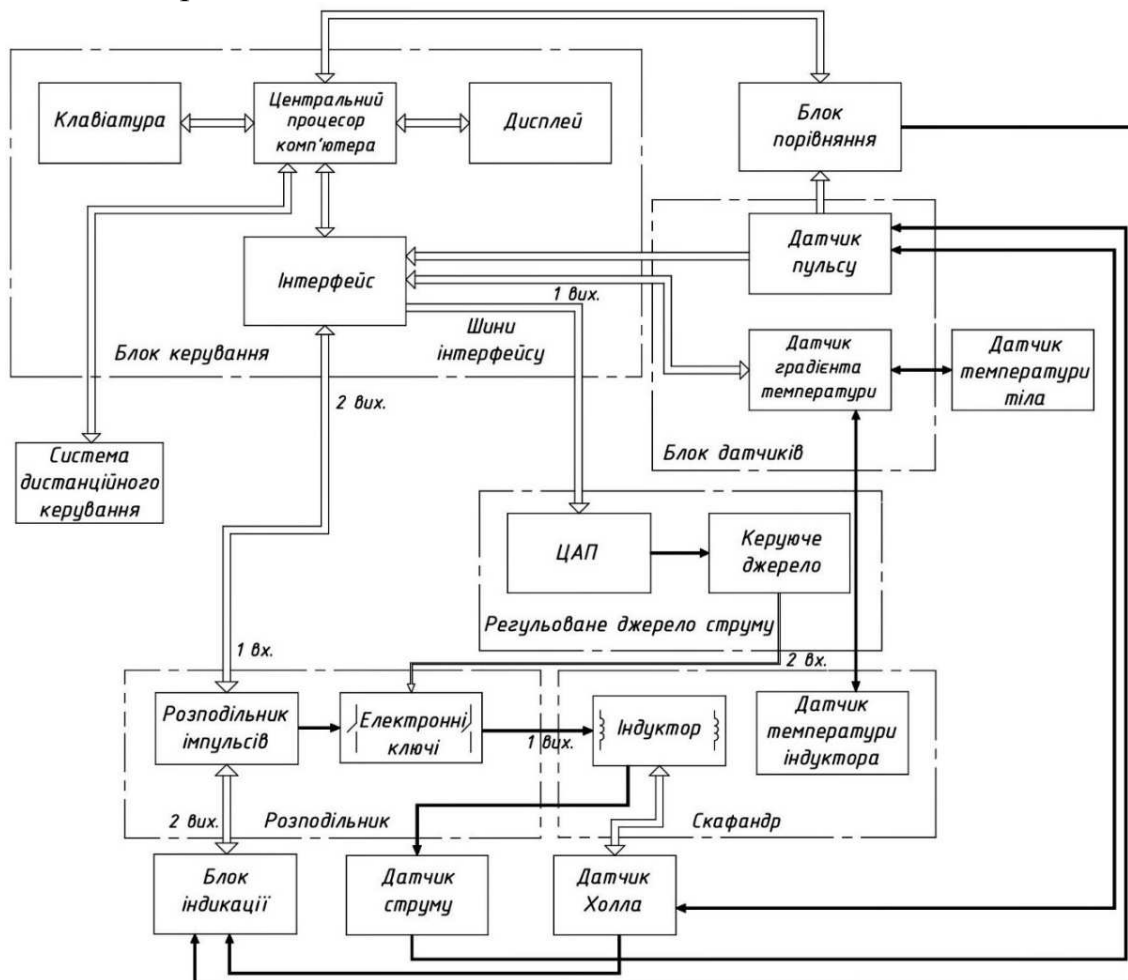


Рис. 1. Структурна схема автоматизованого апарату магнітотерапії

Принцип роботи системи полягає у тому, що на контролері Raspberry Pi 4 наявний Bluetooth, за допомогою якого відбувається передача даних автоматизований апарат магнітотерапії — мобільний телефон з операційною системою (ОС) Android [5]. На мобільному ж телефоні інстальовано спеціальний додаток за допомогою якого можна передавати команди мікрокомп'ютеру, а той, у свою чергу, подає керуючі сигнали на центральний процесор комп'ютера, що обробляє та виконує переданий сигнал. У мобільному додатку можна вести спостереження за температурними характеристиками не тільки самого апарату, але й безпосередньо пацієнта, оскільки використовується блок датчиків градієнта температур та датчиків температури тіла, також можна встановлювати режим роботи автоматизованого апарату

магнітотерапії між ручним або автоматизованим – з синхронним реагуванням, з асинхронною реакцією та комбінованому комплексному.

У роботі було розглянуто теоретичні та практичні дослідження мікроконтролерів для подальшого розвитку автоматизованого апарату магнітотерапії. Було запропоновано та розроблено систему дистанційного керування на основі мікрокомп'ютеру Raspberry Pi 4 Model B, представлено структурна схема автоматизованого апарату магнітотерапії та схему функціонування системи [6].

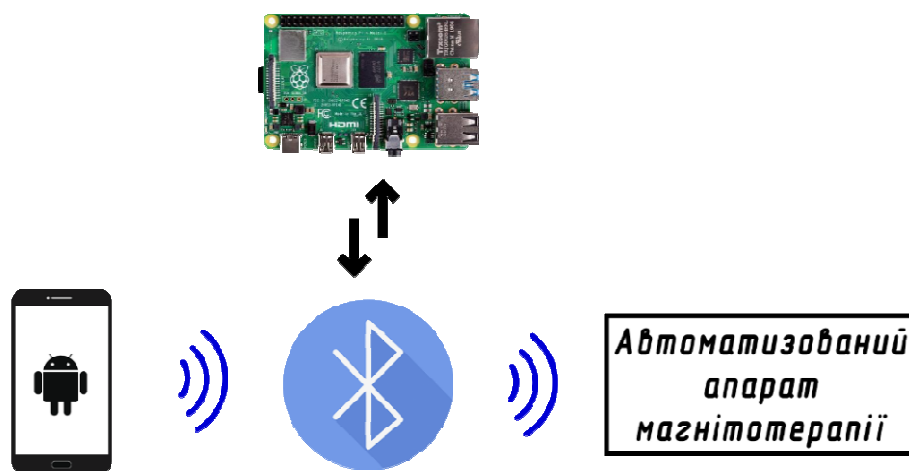


Рис. 2. Схема функціонування системи дистанційного керування

Це гарантує безпеку пацієнта, надійну експлуатацію, розширені функціональні можливості та швидкісну адаптацію до індивідуальних властивостей пацієнта.

Таким чином, введення системи дистанційного керування дозволило орудувати не лише одним автоматизованим апаратом магнітотерапії, а декількома пристроями за наявності лише одного мобільного телефону з встановленим спеціальним додатком, це створить мультизадачність та дасть змогу обслуговувати кілька пацієнтів однією людиною без жодних зусиль та мінімальним контактом з ними в умовах пандемії.

Ключові слова: магнітотерапевтичні апарати, автоматизація, дистанційне керування, мікроконтролери.

Література

- [1] G. S. Tymchik, M. F. Tereshchenko, V. U. Rudyk, “The temperature method of control in a magnetotherapy”, XIV PhD Workshop OWD 2012, Wisla, pp. 318-324.
- [2] М. Ф. Терещенко, Г. С. Тимчик, В. Ю. Рудик, М. В. Чухраєв, Т. О. Рудик, *Автоматизовані магнітотерапевтичні апарати: монографія*. Київ, Україна: КПІ ім. Ігоря Сікорського, Політехніка, 2020.
- [3] Г. С. Тимчик, М. Ф. Терещенко, А. М. Матвієнко, “Вплив процесів конвекції в рідині на похибку вимірювання теплопровідності методом прямого підігріву термістора”, *Наукові вісті НТУУ «КПІ»*, № 4, с. 121–130, 2017.
- [4] В. Ю. Рудик, М. Ф. Терещенко, Т. О. Рудик, “Спосіб адаптивної магнітотерапії”, *Вісник Національного технічного університету України “Київський політехнічний інститут”*. Серія: Приладобудування, Вип. 51, с. 139–144, 2016.

- [5] М. Ф. Терещенко, А. Ю. Кравченко, М. В. Чухраєв, А. Ю. Курлянцева, “Вплив ультразвуку терапевтичних інтенсивностей на кластерну структуру дистильованої води”, *Вісник НТУУ «КПІ», серія Приладобудування*, №51(1), с. 126-131, 2016.
- [6] М. Ф. Терещенко, Г. С. Тимчик, І. О. Яковенко, *Біофізика: практикум*. Київ, Україна: КПІ ім. Ігоря Сікорського, Політехніка, 2019.

УДК 621: 514.83

PECULIARITIES OF MECHANICAL MOVEMENT OF VIRUS FLOW DISTRIBUTION

Volodymyr Skytsiouk, and Tatiana Klotchko

*National Technical University of Ukraine “Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute”, Kyiv, Ukraine
E-mail: t.klochko@kpi.ua*

One of the important problems of modern medicine is the diagnosis of the presence of viral streams that determine the occurrence of pandemic events. Such phenomena include, for example, the pandemic of recent years, which arose as a result of the spread and modification of the SARS-CoV-2 virus.

Available data indicate that SARS-CoV-2 is transmitted from person to person mainly by airborne droplets and contact, although an aerosol route is also possible [1, 2]. Thus, direct or indirect contact of objects occurs when they are in close proximity (in close contact) through liquid secretions containing a virus from the respiratory tract, as well as small droplets formed from these liquids that fly into the air [3]. In addition, similar phenomena of the movement of the flow of viruses can occur, for example, when aerosols are formed (suspensions of fine droplets in the air), the transmission of the virus by air and dust is possible [4].

Sometimes there are combined flow scenarios, where one type of aerosol transmission path capability complements the airborne transmission type. Thus, the formation of viral streams of structures, different in size and origin, the nature and characteristics of the mechanical movements of the aggregates of structures are determined. Known calculations of the movement of vortex flows during sneezing and coughing [3] showed that particle flows during sneezing and coughing in seconds rise in height and to the sides by 3.5-4 meters. In rare cases, aerosol particles reach a height of 6 meters and remain in the air for quite a long time.

Thus, the features of the mechanical motion of particle flows can be divided using the main characteristic dimensions. The size of particles in the form of large droplets of human secrets is more than 100 μm , therefore, the nature of their trajectory is influenced by gravity, which reduces their movement time and makes them quickly fall to the ground. The size of particles that enter the air when talking or coughing is much smaller and is 7-10 μm , which corresponds to the size of pollen particles. They are the ones that pose the greatest danger, since they are more susceptible to the action of air currents, and almost do not lend themselves to gravity, therefore they can circulate in the air for a long time, spreading the virus.

As a result of this, the characteristic trajectories of the mechanical movement of flows may depend on the type, shape, size of each element of such a particle's flow. In this case, it can be assumed that the type of viral's stream by the type of disease and the individual response of the body to this type is determined.

As shown by the authors of [4], the nature of the existence of each particle of the flow can be determined using the concept of zones of existence of objects as zones of presence [5, 6]. Any zone of existence of an elementary particle as a kind of Minkowski space's electromagnetic field [6, 7], which has its own type of motion, is considered.

We consider particles for which $m > 0$, and the particles interact with the gravitational field. In this case, large particles have rather short trajectories of motion, that is, their world lines on the lifetime are dependent. The features of the mechanical motion of the flow of dust particles in gravitational rather weak fields are particles of small diameters, for which we thus take into their space-time coordinates.

Thus, considering the mechanical movement of the flow of the smallest particles such as dust, we can consider the combination of their action and movement with the smallest particles that are formed by splashes and viruses in them. Nevertheless, each particle is characterized by energy, that is, in general, the energy-momentum tensor as

$$T_{ik} = \begin{pmatrix} \rho c^2 & & & 0 \\ & p & & \\ & & p & \\ 0 & & & p \end{pmatrix},$$

where $\rho c^2 = \varepsilon$ - energy density of the environment, in which the particle is at rest, i, k - description of each element of the particle flow, ρ - environment's density, c - massless particle velocity, p - environment's pressure.

If we consider the simultaneous movement of a set of dust particles and viruses, we can assume that the pressure of such a set $p = 0$, and $\varepsilon = \rho(v_1 + v_2)^2$, v_1 - the speed of movement of dust particles, and v_2 - the speed of movement of each virus.

In this case, we obtain an expression for the energy-momentum tensor of the aggregate medium of the mechanical propagation of the flow of viruses that are in a dust cloud

$$T_{ik} = \begin{pmatrix} \rho(v_1 + v_2)^2 & & & 0 \\ & 0 & & \\ & & 0 & \\ 0 & & & 0 \end{pmatrix}.$$

Thus, the resulting expression is an approach to the definition of the mechanical movement of energy complex elements as the most dangerous option for finding virus particles in the environment.

We can determine the spatial location of a particle or their aggregate using the author's method [8].

Keywords: virus streams, mechanical motion of particles set, Minkowski space, space-time coordinates.

Literature

- [1] Report of the WHO-China Joint Mission on Coronavirus Disease, 2019 (COVID-19) 16-24 February 2020. Geneva: World Health Organization; 2020. <https://www.who.int/docs/default-source/coronaviruse/who-china-jointmission-on-covid-19-final-report.pdf>.
- [2] Detection of air and surface contamination by SARS-CoV-2 in hospital rooms of infected patients. *Nat Comm.*, 11(1), 2020.
- [3] E. Renzia and A. Clarke, “Life of a droplet: Buoyant vortex dynamics drives the fate of micro-particle expiratory ejecta”, *Physics of Fluids*, 32, is. 12, 2020. <https://doi.org/10.1063/5.0032591>.
- [4] Volodymyr Skytsiuk, Tatiana Klotchko, and Nina Artyukhina, “Spatial-time phantom model of virus infection spreading”, in *Proceeding of XIX International scientific and technical conference INSTRUMENT MAKING: state and prospect*, 13-14 May 2020, Kyiv, IMF of Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute, pp. 101-103.
- [5] T. R. Klotchko, “Formalized model of the zone presence of structures of the biological objects”, *Microwave & Telecommunication Technology*, vol. 2, pp. 1036-1037, 2011.
- [6] В. І. Скицюк, і Т. Р. Клочко, “Підгрунття інформаційних властивостей панданних зон абстрактної сутності. Частина 1. Основні типи панданних зон”, *Вісник НТУУ «КПІ». Серія приладобудування*, Вип. 48(2), с.105-111, 2014.
- [7] Catoni, F.; et al. *Mathematics of Minkowski Space*. Frontiers in Mathematics. Basel: *Birkhäuser Verlag*, 2008. doi:10.1007/978-3-7643-8614-6. ISBN 978-3-7643-8613-9. ISSN 1660-8046.
- [8] V. I. Skytsiuk, and T. R. Klotchko, “Determination of the coordinates of the pathological zones in the mass of the biological object”, *Microwave & Telecommunication Technology*, (IEEE Xplore), vol. 2, pp. 1083-1084, 2013.