

Перший Всеукраїнський з'їзд "Медицина та біологічна інформатика і кібернетика" з міжнародною участю. – Київ. 23–26 червня 2010. – С. 254. 3. Альтернативні підходи до вдосконалення ультрафіолетових актюаторів фотоферезу / З.Ю. Готра, М.С. Івах, О.Т. Кожухар, К.В. Войцеховська // Системи обробки інформації. – 2011. – № 2(92). – С. 239-243. 4. Оптоелектронний пристрій контролю рухомої рідини: патент 54889 Україна: МПК G01N 21/85 / Готра З.Ю., Кожухар О.Т., Скіра М.С., Кузьо Ю.Я.; власник патенту Національний університет "Львівська політехніка". – № u201006741; заявл. 01.06.2010; опубл. 25.11. 2010, Бюл. № 22. – 2 с. : іл. 5. Пристрій для фотостимуляційного лікування у гематології: патент 62114 України: МПК A61N 5/06 / Готра З.Ю., Кожухар О.Т., Івах М.С.; власник патенту Національний університет "Львівська політехніка". – № u201101315; заявл. 07.02.2011; опубл. 10.08.2011, Бюл. № 15. – 2 с.: іл. 6. Пристрій для світлолікування через зорові рецептори: патент 42525 України: МПК 6A 61N5/06 / Кожухар О.Т., Скунець Н.С., Зазуляк А.М.; власник патенту Національний університет "Львівська політехніка". – № u200900964; заявл. 09.02.2009; опубл. 10.07.2009, Бюл. № 13. – 2 с.: іл. 7. Неінвазивний сенсорний пристрій для реєстрації зміни психофізичного стану людини: патент 60600 України: МПК G01N 21/84 / Готра З.Ю., Кожухар О.Т., Зазуляк А.М., Кучак Є.В.; власник патенту Національний університет "Львівська політехніка". – № u201013916 ; заявл. 22.11.2010; опубл. 25.06.2011, Бюл. № 12. – 3 с.: іл. 8. Світлодіагностичний обстежувальний пристрій: патент 53154 України: МПК G01N 21/85 / Мельник І.В., Кожухар О.; власник патенту Луцький національний технічний університет. – № u201003763 ; заявл. 01.04.2010; опубл. 27.09.2010, Бюл. № 18. – 3 с.

УДК 616.361-089:616.33-002.44: 621.384: 621.385: 621.365: 616.31: 537.8

І. Сухін¹, Ю. Фурманов¹, О. Кожухар², С. Качан³, О. Білиловець³

¹Національний інститут хірургії та трансплантології
ім. О.О. Шалімова, відділ експериментальної хірургії

²Національний університет "Львівська політехніка",
³ДТГО "Південно-західна залізниця", Вузлова лікарня № 1. ст. Дарниця

ВИКОРИСТАННЯ ОПТИКО-ЕЛЕКТРОННИХ СИСТЕМ ПРИ ОПЕРАЦІЯХ НА ПАРЕНХІМАТОЗНИХ ОРГАНАХ В ЕКСПЕРИМЕНТІ

© Сухін І., Фурманов Ю., Кожухар О., Качан С., Білиловець О., 2012

Наведено результати експериментальних досліджень із розроблення та випробування методу зупинки кровотечі в хірургії з використанням спеціалізованих оптико-електронних систем на основі теплових оптичних некогерентних джерел випромінювання. Отримані експериментальні дані дали змогу створити та випробувати в експерименті на тваринах дослідний зразок апарата для оптичної коагуляції.

Ключові слова: високотемпературна коагуляція, оптико-електронні системи, хірургічний експеримент.

The results of experimental studies of development and testing method of stopping bleeding in surgery using specialized optoelectronic systems based on thermal optical incoherent radiate sources. The experimental data allowed to create and test in animal experiments prototype system for optical coagulation.

Key words: high-temperature coagulation, optoelectronic systems, surgical experiment.

Вступ. В основу високотемпературних технологій гемостазу покладено принцип коагуляції білка. Всі високотемпературні методи коагуляції за способом використання можна поділити на контактні та безконтактні. Враховуючи дані літератури та особистий досвід, можна стверджувати, що сьогодні не існує технологій, які позбавлені недоліків та повністю задовольняють потреби сучасної хірургії. Так, наприклад, апарати, принцип дії яких базується на використанні змінного

електричного струму, здебільшого здійснюють гемостаз контактним способом, тобто потребують контакту між робочим інструментом та поверхнею органу. Це призводить до налипання тканин на електрод та відривання коагуляційного струпу [1]. Безконтактними електричними методами коагуляції є такі, в яких на поверхню органу діє високотемпературна газова плазма. Основним недоліком цієї технології є наявність високої температури на кінці плазмового факела, котра може сягати 2800 °C і спалює тканини [2]. Загальним недоліком електричних методів коагуляції є «наведені струми», наслідки впливу яких на організм недостатньо вивчені та непередбачувані.

Здійснення гемостазу впливом ультразвукових коливань належить до контактних методів з притаманними їм недоліками, до головних вад можна також зарахувати високу вартість апаратури та витратних матеріалів [1].

Використання струменю газу, який проходить через нагрівальний елемент, належить до перспективних, але маловивчених методів. Публікації з цього питання поодинокі та не мають системного характеру [3].

Використання лазерів у хірургії залишає нез'ясованими цілий ряд питань, зокрема, системний вплив лазерного опромінення на організм та пов'язані з ним наслідки [4]. Загальним недоліком вищеперерахованих пристроїв є їх висока вартість.

Одним з перспективних методів високотемпературної коагуляції може стати використання оптико-електронних систем (ОЕС) на основі некогерентних оптичних випромінювачів, які добре зарекомендували себе в технологіях термопластичних матеріалів [5]. Сьогодні можна відзначити недостатність розроблень таких ОЕС і, на їх ґрунті, фотомедичних технологій у хірургічних операціях та неможливість безпосереднього застосування в них новітніх ОЕС, які є перспективними в інших галузях медицини та, незважаючи на стрімкий поступ лазерних засобів, на жаль, ще не позбавлені таких недоліків, як складність, невисокий ресурс, низька енергоекономічність та висока ціна. ОЕС на основі високоінтенсивних НВ із компактними випромінювальними тілами здатні відіграти велику, а в окремих випадках визначальну роль у розвитку медичних засобів коагуляційних гіпертермічних технологій.

Новітні НВ на тепловому принципі приваблюють порівняно невисокою ціною, простотою конструкції, енергоекономічністю, екологічністю та безпекою. Надалі, за умови досягнення високих одиничних потужностей, необхідних спектрів та забезпечення достатньої зосередженості випромінювання, можливою перспективою є застосування в коагуляційних гіпертермічних технологіях випромінювальних напівпровідникових діодів. На жаль, аналізу технологічних можливостей ОЕС, створенню їх математичних моделей та проведенню відповідних розрахунково-експериментальних досліджень приділено ще недостатньо уваги. Це, до певної міри, стримує розвиток як самих спеціалізованих (під зазначені технології) НВ, ОЕС і систем на їх основі, так і покращених гіпертермічних технологій. Враховуючи це, зроблено чи не першу спробу на основі розрахункових за окремими математичними моделями оцінок та експериментальних досліджень пристроїв і систем вдосконалити погляди щодо можливостей теплових ОЕС для коагуляторів та обґрунтувати необхідність створення для цього спеціалізованих хірургічних ОЕС.

Дослідження та пропозиції. Досліджено можливості застосування оптико-електронних систем (ОЕС) на основі оптичних некогерентних випромінювачів (НВ) для високотемпературної коагуляції у хірургії. До таких ОЕС ставлять особливі вимоги, основні з яких можна сформулювати так. Передусім ОЕС повинна мати можливості вибору в ході операції інтенсивності, розмірів зони та спектра опромінення, часу експозиції та параметрів стимуляційного режиму. Вибір здійснює хірург-оператор в інтерактивному режимі залежно від візуальних наслідків впливу коагуляційного опромінення, які він спостерігає впродовж експозиції. Для зручності проведення хірургічного втручання хірург-оператор повинен мати можливість використовувати два режими – режим огляду (з прицілюванням на зону кровотечі) та режим коагуляції в цій зоні. Режим огляду з прицілюванням здійснюється за мінімальної потужності випромінювання, що не викликає коагуляції, проте достатнє для того, щоби хірург міг побачити та визначити зону опромінення. Стимуляційний режим опромінення, за умов частотного біорезонансу з опромінюваною тканиною здатний підвищити

ефективність коагуляції, зокрема пришвидшити процес та зменшити супутні артефакти, зменшити нагрівання сусідніх із визначеною зоною ділянок органу, що може призводити до процесів деструкції здорової тканини.

Оскільки дистальний кінець ОЕС достатньо близько від опромінюваних ділянок органів, перед кожною операцією має бути забезпечено можливість ретельного очищення його поверхні знезаражувальним розчином або ультрафіолетовим опроміненням. Останнє може бути передбаченим конструкцією апарата.

Для проведення точного оперативного втручання хірург повинен чітко бачити зону опромінення, спостерігаючи її на достатньо близькій відстані. Щоб випромінювання не було надто яскравим і не викликало засліплення, його інтенсивність не повинна бути високою і зосередженою тільки в зоні опромінення.

Важливо, щоб під час оперативного втручання в хірурга-оператора не нагрівалась рука під дією апарата. Це має досягатися оптимальною будовою ОЕС та тепловою ізоляцією корпусу апарата.

Під час проведення кількох операцій протягом деякого часу рука хірурга не повинна втомлюватись через надмірну вагу та великі габарити коагулятора. Саме тому його геометричні розміри підбрано так, щоб відповідати положенню руки, позі оператора та не заважати проведенню коагуляції.

Щоб унеможливити ураження електричним струмом хірурга-оператора, корпус апарата має бути виготовленим повністю з діелектричного матеріалу, а всі кабелі, по яких проходить електричний струм, мають бути щільно прикріпленими всередині корпусу.

На підставі математичного моделювання отримано температурні часові залежності в центрі зони оброблення. Застосовано розвинену модель динаміки температури в зоні термооброблення

$$T_t = T_0 + \frac{a \cdot E_E - qnk}{a_{\Sigma} K} \left[1 - e^{\left(\frac{a_{\Sigma} d}{cj} t_t \right)} \right],$$

де T_t – температура в момент часу t_t від початку термооброблення, [K]; T_0 – початкова температура ОО [K]; a – коефіцієнт поглинання випромінювання; E_E – опроміненість робочої зони ОО [$\text{Вт} / \text{м}^2$]; q – маса ОО, віднесена до одиниці його опроміненої поверхні [$\text{кг} / \text{м}^2$]; n – питома теплота випаровування [$\text{Вт} \cdot \text{с} / \text{кг}$]; κ – відношення площі всієї поверхні тіла до площі зони опромінення; c – питома теплоємність ОО [$\text{Вт} \cdot \text{с} / \text{кг} \cdot \text{K}$]; d – відношення площі всієї поверхні СТ до його об'єму [м^3]; j – густина ОО; a_{Σ} – сумарний коефіцієнт тепловіддавання ОО [$\text{Вт} / \text{м}^2 \cdot \text{K}$]. Результати моделювання показали, що нагрівання опроміненого об'єкта до температури коагуляції може відбуватися протягом декількох секунд. Дослідження розподілу температури по площі опроміненого об'єкта (рис. 1) свідчить про стрімке зниження від центра до периферії, що дає змогу забезпечити мінімальний розмір зони оброблення близько одиниць міліметрів і не допустити ушкодження навколишніх тканин. Результати моделювання перевірено експериментально, що при незначному (10–20 %) розходженні підтвердило зазначені можливості розглянутої ОЕС (рис. 2).

На основі розрахунково-експериментальних результатів запропоновано структуру ОЕС і, на її основі, – експериментальний зразок апарата, в якому реалізовано окремі функції структури (рис. 2).

Блок електроживлення та керування забезпечує керовані зміни електричних характеристик ДВ у статичному та імпульсному (стимуляційному) режимах, оптичний перетворювач забезпечує керовані сигналами ГСК просторовий та спектральний розподіли оптичного потоку ДВ, перетворювач П реагує на зміни оптичних характеристик зони опромінення в процесі її оптичного оброблення та передає сигнал до ГСК. Блок регулювання Р дає змогу керовано змінювати просторову орієнтацію ДВ та транспортера випромінювання (ОТ), попередньо сформованого ОП, що дозволяє керувати динамікою оптичного оброблення.

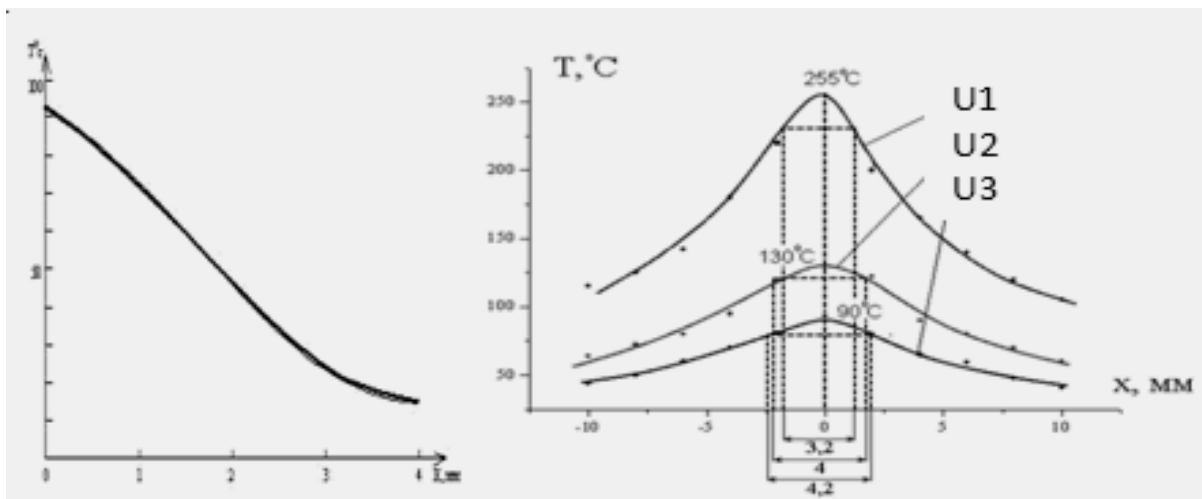


Рис. 1. Розрахунковий та експериментальний розподіли температури по площі опроміненого об'єкта:
U1–U3 – напруги на НВ у послідовному зменшенні

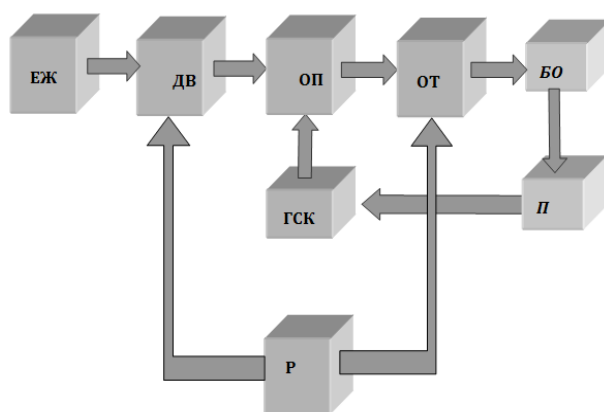


Рис. 2. Структура ОЕС і загальний вигляд експериментального зразка апарата оптичної коагуляції;
ЕЖ – блок електроживлення та керування ДВ; ДВ – джерело випромінювання; ОП – оптичний перетворювач; ОТ – оптичний транспортер; БО – біооб'єкт; П – перетворювач відбитого сигналу;
ГСК – генератор сигналів керування оптичним перетворенням; Р – блок регулювання

Для розширення можливостей оптичного коагуляційного оброблення запропоновано одночасне використання загального опромінювання (за необхідністю попереднього прогрівання) та опромінювання, сконцентрованого на досліджуваному об'єкті. За рахунок цього можливе підвищення коефіцієнта корисної дії апарата, оскільки коефіцієнт використання опромінювання істотно підвищується.

Виконано декілька експериментальних операцій на тваринах, метою яких було здійснення гемостазу при резекції паренхіматозних органів. Як експериментальні моделі використано кролів різної статі та віку, вагою від 2,5 до 3 кг, загалом 6 особин. Трьом тваринам виконано резекцію печінки та трьом – резекцію селезінки із здійсненням остаточного гемостазу розробленим методом. Знеболення тварин під час операції здійснювали внутрішньовенним введенням 1 % розчину кетаміну гідрохлориду з розрахунку 5 мг/кг маси тіла. Як операційний доступ використано серединну лапаротомію. Резекція печінки та селезінки виконувалась без урахування анатомічної будови органу відсіканням її частки скальпелем з подальшим гемостазом досліджуваним методом. Додаткові методи зупинки кровотечі не використовувались. Виведення тварин з експерименту здійснювали на 90 добу. Оцінювались характер та глибина коагуляції, репаративні процеси в куллі органу визначали за допомогою візуальної оцінки ділянки під час операції та вивченням гістологічних препаратів.

Результати та обговорення. Використання коагуляційних гіпертермічних апаратів було ефективним у всіх типах експериментальних операцій. Під час проведення експерименту максимальний діаметр зони опромінення становив 5 мм, за світлової потужності 10 Вт. Це дало змогу під час експозиції 2 с досягати температур оброблення до 300 °С. При використанні апарата не потрібна суха поверхня органу, коагуляції піддається рідка частина крові, яка згортається та набуває властивостей пломби. В усіх випадках досягнуто надійного гемостазу, випадків відновлення кровотеч не було (рис.3). При цьому паренхіма органу не зазнає значного деструктивного високотемпературного впливу внаслідок термоізолювальних властивостей коагуляційної плівки. Глибина поширення коагуляційного некрозу обмежена поверхнею впливу.



Рис.3. Процес експериментальних операцій із застосуванням апарата та зображення кукси печінки кроля після оброблення

На поверхні кукси печінки утворився тонкий сполучнотканинний рубець, який не містив макрофагальних гранулом з фрагментами коагуляційного струпу. Паренхіма печінки відновилась без патологічних змін. Під час дослідження печінки встановлено, що зона впливу має вигляд тонкої ділянки, утвореної гепатоцитами з гомогенізованою цитоплазмою (рис.4).

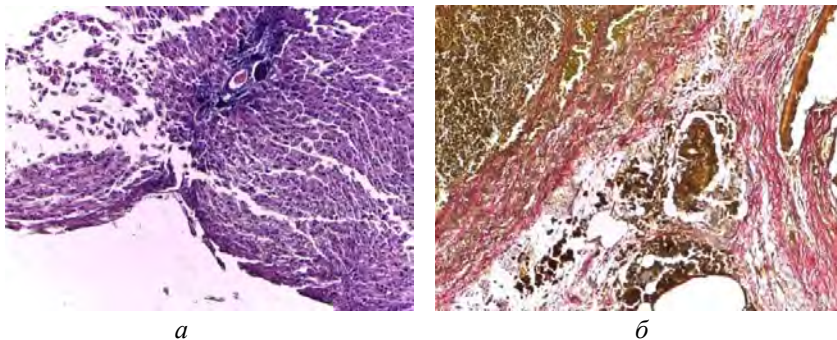


Рис. 4. Печінка та селезінка кроля в зоні оброблення оптичним випромінюванням: безпосередньо після операції (а) та через 90 діб після операції (б). Збільшення x100

За зоною впливу наявні ділянки гепатоцитів, в яких клітинні межі не помітні. Синусоїдні капіляри та більшість вен були повнокровні.

Під час гістологічного дослідження препаратів на 90-ту добу встановлено відновлення типової будови органів. На поверхні селезінки, в ділянці резекції, сформувався рубець зі зрілої сполучної тканини. В ньому ближче до паренхіми спостерігались поодинокі гігантські клітини сторонніх тіл та фрагменти коагуляційного струпу.

Висновки. Подано попередні результати дослідження з розроблення та використання теплових оптичних некогерентних випромінювачів для здійснення гемостазу, що вказують на перспективність цієї технології у практичній медицині. Для визначення можливих областей використання нового методу необхідне проведення подальших експериментальних досліджень з метою удосконалення апаратури, відпрацювання параметрів роботи та вивчення наслідків впливу інфрачервоного опромінення на організм.

1. Долецкий С.Я., Драбкин Р.Л., Ленюшкин А.И. *Высокочастотная электрохирургия*. – М.: Медицина, 1980. – 199 с. 2. Брюсов П.Г., Кудрявцев Б.П. *Плазменная хирургия*. – М., 1995. – 118 с. 3. Савицкая И.М., Фурманов Ю.А., Гейленко О.А., Терехов Г.В. *Особенности регенерации тканей при использовании высокотемпературных методов их соединения* // *Клінічна хірургія*. – 2007. – № 12. – С. 53–54. 4. Плетнев С.Д. *Лазеры в клинической медицине: руководство для врачей*. – М., 1981. – С. 398. 5. *High-intensive light sources in programmed control technologies of thermal plastic materials* / Alexander Kozhukhar, Myron Kostiv, Olena Tkachenko // *XIY Miedzynarod. Szkoly Komputerowego wspomaganja projektowania, wytwarzania i eksploatacji (Jurata. 09-13 maja 2011): Materiały konferencyjne*. – Warszawa: Wojskowa Akademia Techniczna, 2011. – Т. 2. – Р. 493–500.

УДК: 615:47

Є. Сторчун, А. Климук

Національний університет “Львівська політехніка,
Інститут телекомунікацій, радіоелектроніки та електронної техніки

МОДЕЛЮВАННЯ МЕХАНІЧНОГО ІМПЕДАНСУ ДІЛЯНКИ АРТЕРІЇ

© Сторчун Є., Климук А., 2012

Подано результати моделювання пружних властивостей ділянки артерії людини.

Ключові слова: медична діагностика, пульсова діагностика, пружні властивості ділянки артерії.

In this work results of artery's part mechanical impedance simulation are presented.

Key words: medical diagnostics, pulse diagnostics, artery's part mechanical impedance.

Вступ. Діагностування функціонального стану біологічних об'єктів, які відрізняє складність зв'язків та багатовимірність станів, стає значно ефективнішим за умови синхронної реєстрації та аналізу біофізичних сигналів. Серед останніх важливе місце займають пульсові коливання артеріального тиску крові, на які орієнтована пульсова діагностика. Увага до методів пульсової діагностики пояснюється належністю серцево-судинної системи до основних регулювальних систем організму людини, що сформувалися еволюційно.

Метод синхронної сфігмометрії ґрунтується на реєстрації сигналів трьох зон променевих артерій (лівої і правої руки), які щільно розташовані вздовж ділянок завдовжки ~ 3,9 см [1]. Для цього застосовують пристрої, які складаються, зокрема, з трьох первинних перетворювачів. Явище взаємного впливу каналів через спільні елементи конструкції пристроїв досліджено в роботі [2], де обґрунтовано структуру, що його мінімізує [3].

Однак, враховуючи поверхневе положення променевих артерій та щільність розташування перетворювачів, існує невизначеність в оцінках можливого взаємного впливу сигналів сусідніх зон через біологічні структури організму людини. Аналіз цієї проблеми передбачає моделювання елементів біотехнічної системи реєстрації пульсових сигналів.

Метою роботи було моделювання механічного імпедансу ділянки артерії як джерела сигналу.

Вихідні дані до моделювання та результати досліджень. У загальному випадку механічний (акустичний) імпеданс біологічних структур має комплексний характер, однак у випадку сфігмометрії (частотний спектр сигналів (0,5–40) Гц) він визначається пружними властивостями середовища і може характеризуватися жорсткістю K . У роботі [4], з метою якісної оцінки, пружні властивості стінки артерії моделювалися жорсткістю K у вигляді залежності :

$$K = a + b \cdot P_d^2, \quad (1)$$