
Сучасний стан застосування енергій різних видів в хірургічній практиці

Олександр Романенко

Інститут електрозварювання ім. Є.О. Патона НАН України, м. Київ, Україна

ORCID 0009-0005-7426-0635

Андрій Дубко

Інститут електрозварювання ім. Є.О. Патона НАН України / кафедра біомедичної інженерії,
Національний технічний університет «Київський політехнічний інститут імені Ігоря

Сікорського», м. Київ, Україна

ORCID 0000-0001-6070-3945

Наталія Чвертко

Інститут електрозварювання ім. Є.О. Патона НАН України, м. Київ, Україна

ORCID 0000-0002-7559-7716

Євген Мацас

Інститут електрозварювання ім. Є.О. Патона НАН України, м. Київ, Україна

ORCID 0009-0000-8550-3800

Анотація: Необхідність вдосконалення технологій та устаткування для надання хірургічної допомоги в сучасних умовах потребує запровадження нових підходів. Ці підходи ґрунтуються на розробці та застосуванні гібридних технологій, які поєднують переваги кількох енергій різних видів, що використовуються в хірургічній практиці в кожному конкретному випадку. Об'єктом дослідження є енергії, які впливають на м'які біологічні тканини при хірургічних втручаннях. Предметом досліджень є гібридні хірургічні технології; структурні елементи та фізичні параметри апаратів, що працюють за цими технологіями. Метою роботи є вивчення існуючого світового досвіду для створення вітчизняних гібридних хірургічних технологій та апаратури. Для вирішення наукових завдань, поставлених у статті, використовувались: аналіз науково - технічної літератури та інформаційні матеріали із баз мережі Інтернет; матеріали, пов'язані з теоретичними основами електродинаміки та акустики. Проведено огляд наукових публікацій, в яких представлена інформація про вплив різних видів енергій на біологічні тканини при хірургічних втручаннях, визначення їх переваг та недоліків. Встановлено, що поєднання переваг окремих енергій, які використовуються в хірургії, дозволять розробити новітні гібридні технології для вирішення складних існуючих проблем, які не вирішуються традиційним шляхом. Показано, що гібридна технологія яка поєднує механічну та електричну енергії демонструє значний потенціал у підвищенні ефективності та безпечності хірургічних втручань.

Ключові слова: хірургія, енергії, біологічні тканини, ультразвук, плазма, лазер, висока частота.

1. Вступ

Сучасна хірургія швидко розвивається в напрямку високої точності, зниження травматичності втручань, мінімальної інвазивності та післяопераційних наслідків.

Інститутом електрозварювання ім. Є.О. Патона проведені чисельні комплексні дослідження та пошукові роботи з впровадження височастотних хірургічних технологій з'єднання та обробки біологічних тканин в медичну практику [1 - 6].

Необхідність вдосконалення технологій та устаткування для надання хірургічної допомоги в сучасних умовах потребує запровадження нових підходів. Ці підходи ґрунтуються на розробці та застосуванні гібридних технологій, які поєднують переваги кількох енергій різних видів, що використовуються в хірургічній практиці в кожному конкретному випадку.

Комбінація різних методів хірургічного лікування часто застосовується в медичній практиці. Принцип комбінації енергій різних видів полягає у послідовному або одночасному їх застосуванні. Цей принцип сприяє підвищенню ефективності хірургічного лікування за рахунок об'єднання позитивних впливів обраних енергій.

Дослідження механізмів впливу різних видів енергії на структуру та функції біологічних тканин є важливим для забезпечення та раціонального їх застосування в клінічній практиці. Зокрема, актуальними залишаються питання про термічне ураження, коагуляцію, вапоризацію, деструкцію клітинних структур і регенеративні процеси після енергетичного впливу.

2. Об'єкт і предмет дослідження

Об'єктом дослідження є енергії, які впливають на м'які біологічні тканини при хірургічних втручаннях. Предметом досліджень є гібридні хірургічні технології; структурні елементи та фізичні параметри апаратів, що працюють за цими технологіями.

3. Мета та задачі дослідження

Метою роботи є вивчення існуючого світового досвіду для створення вітчизняних гібридних хірургічних технологій та апаратури. Для досягнення поставленої мети, необхідно: провести аналіз впливу різних видів енергії на м'які біологічні тканини, визначити їх переваги та недоліки; проаналізувати об'єднання переваг різних енергій в гібридних технологіях; навести практичні приклади застосування гібридних технологій в хірургічній практиці.

4. Аналіз літератури

Наразі в хірургічній практиці використовуються механічна, електромагнітна та енергія фазового переходу речовини в твердий стан [7]. Жодна конкретна енергія не підходить для всіх хірургічних завдань, існують певні обмеження, які обумовлені рядом обставин [8]. Поєднання переваг окремих енергій, які використовуються в хірургії, дозволяє розробити новітні технології для вирішення складних існуючих проблем, які не вирішуються традиційним шляхом.

Переважає більшість хірургічних операцій в сучасному світі проводиться з використанням різних видів енергій, необхідних для розсічення, коагуляції тканин та інш. Незважаючи на те, що використовуються різні види енергії, фундаментальні принципи, що призводять до руйнування тканин і гемостазу, однакові: в їх основі лежить нагрівання, або охолодження.

Процес денатурації колагену тканин починається з незворотної агрегації його макромолекул і спіралей при температурі близько 60°C. Денатурація білків, що призводить до їх згортання, відбувається при 70 - 80°C. Далі нагрівання до 90°C призводить до дегідратації і висушування; в районі 100°C внутрішньоклітинна вода закипає, клітини

випаровуються, і відбувається розрізання тканин. Остаточна карбонізація тканин відбувається при 200°C [9, 10].

Основною задачею охолодження біологічних тканин є деструкція патологічно змінених тканин (без їх видалення) у межах здорових. Для повної кріодеструкції новоутворень, цільова температура в пухлинному об'ємі повинна бути не вище -40°C. Механізм кріоушкоджень біологічних тканин реалізується під час та після кріовтручання на молекулярному, клітинному, тканинному та системному рівнях. Відомо, що після кріохірургічного втручання виникає коагуляційний некроз тканин. Одним з факторів деструктивної дії низьких температур на клітинному рівні є поза- і внутрішньоклітинне кристалоутворення, яке призводить до механічного пошкодження клітин [11]. Завдяки низьким температурам, у глибині тканин відбувається максимальна деструкція пухлинних клітин шляхом некрозу, що приводить до вивільнення внутрішньоклітинного вмісту, в тому числі специфічних білків пухлин [12]. Кріоабляція новоутворень, крім деструкції пухлини, може підсилювати протипухлинну імунну відповідь організму, направлену на запобігання рецидиву захворювання та метастазуванню.

Ступінь пошкодження клітин залежить від температурно-часових режимів. Найважливішими параметрами кріодеструкції пухлини є рівень низьких температур, експозиція кріовтручання, швидкість заморожування та відтавання тканин, кількість циклів заморожування-відтавання [13, 14].

Зміна температури тканин може свідчити про наявність патологічних процесів. Визначення розподілу значень температурного градієнта та особливостей взаємодії між впливом енергій різних видів та біологічною тканиною сприяє оптимізації вихідних параметрів хірургічних технологій для досягнення найкращих результатів лікування.

Загальноприйнятим рівнянням біотеплообміну, що описує характер та зміни розподілу температури в живих біологічних тканинах є:

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} = \lambda \nabla^2 T + Q, \quad (1)$$

де c – питома теплоємність тканини [Дж/(кг · К)],

ρ – щільність [кг/м³],

λ – теплопровідність [Вт/(м · К)],

$\nabla^2 T$ – квадрат градієнта температури,

$T = T(x, t)$ – температура тканини (x – просторові координати, t – час [с]),

Q – потужність джерел впливу [Вт/м³].

Для об'єктивної оцінки параметрів тепло масообміну є використання моделі Арреніуса (рівняння (2)), яка базується на моделюванні процесів загибелі клітин біологічного середовища. Цей метод застосовується для оцінки впливу температури на біологічні процеси, зокрема при швидкісних біохімічних реакціях, а також, швидкоплинних біологічних процесах у тканинах [15, 16].

$$\Omega = \int_0^t A \exp \left(-\frac{E_a}{RT(t)} \right) dt \quad (2)$$

де: A – множник, що враховує швидкість метаболізму, чутливість та швидкість реагування на дію та локалізацію енергії активації [1/с],

E_a – енергія активації реакції денатурації [Дж/моль],

R – універсальна газова константа [8.3413 Дж/(моль · К)],

T – температура (К).

A і E_a характеризують процес термічного пошкодження біологічних тканин і визначаються експериментальним шляхом.

Досить часто застосовують *метод Монте-Карло*, що має поширене використання для моделювання впливу енергій різних видів на біологічні тканини [17]. Основою цього методу є використання випадкових чисел для апроксимації систем або фізичних процесів. У випадку моделювання процесів змін температури в біологічних тканинах метод Монте-Карло може використовуватися для моделювання розсіювання тепла у тканинах при впливі зовнішніх джерел тепла. Основні етапи методу Монте-Карло полягають у створенні геометричної моделі, генерації випадкових подій та розрахунку взаємодії з тканиною, а також симуляції впливу та аналізу результатів. У свою чергу, взаємодія з тканиною визначається за допомогою використання фізичних моделей, які надають можливість визначити ймовірність взаємодії енергій різних видів з процесами, що відбуваються в тканинах.

5. Методи досліджень

Для вирішення наукових завдань, поставлених у статті, використовувались: аналіз науково - технічної літератури та інформаційні матеріали із баз мережі Інтернет; матеріали, пов'язані з теоретичними основами електродинаміки, акустики, кріобіології.

6. Результати досліджень

Механічна енергія.

Основний принцип дії ультразвукових інструментів таких, як ультразвуковий скальпель, полягає у використанні низькочастотної механічної вібрації (у діапазоні 20 - 60 кГц) наконечника інструменту або леза для розрізу тканин і коагуляції. Механічна вібрація, що передається тканинам при контакті, індукує денатурацію білка, руйнування водневих зв'язків усередині клітини. П'єзоелектричний перетворювач, вбудований в інструмент, перетворює електричну енергію в механічну вібрацію, яка реалізується для різання і коагуляції тканин [18].

Загалом, якість різання або коагуляції при застосуванні ультразвуку залежать від декількох чинників, таких як: зусилля стискання, форма леза, що контактує з біологічними тканинами, і задані характеристики генератора. Велика перевага ультразвуку полягає в тому, що він продукує менше тепла порівняно з іншими видами енергії (нагрівання тканини менше, ніж до 80°C, порівняно з 100°C - в електрохірургії), що зменшує ризик термальних пошкоджень [19].

З цієї ж причини площа опіку також стає менше. Відсутність задимлення при роботі з ультразвуком забезпечує хорошу візуалізацію при ендоскопічних та лапароскопічних процедурах. Ультразвук не передає активний струм в тканини, тим самим виключаючи ризик електричного шоку для пацієнта. Проте загальний час препарування тканин, за умов використання ультразвукового скальпеля, виявляється достатньо коротким. В ряді досліджень було показано, що ультразвукова дія не дуже ефективна в плані «перекриття» судин великого діаметру (більше 3 мм). Kadesky K.M. та інш. [20] показали, що, хоча і не було видимих пошкоджень, по ходу дисекції в експерименті на свинях, за умов використання ультразвуку, гістологічне дослідження виявило серйозні ушкодження різних тканинних структур.

Можливі ускладнення від застосування ультразвуку в лапароскопії: пошкодження сигмовидної кишки, післяопераційна кровотеча, ішемічні ураження тканин [21].

Основний висновок більшості досліджень прибічників ультразвуку полягає в тому, що мінімальне термальне розповсюдження призводить до невеликих термальних пошкоджень. Проте є повідомлення, що спростовує заяви відносно достовірності виміру температури тканини поряд з кінчиком інструменту. Автори: Emam та Cuschieri [22] показали, що велика потужність ультразвукової установки (Ultracision і Autosonix) дає значне термальне поширення (до 25,7 мм) і високу температуру (140°C) в дослідках на свинях. Автор Kinoshita

та інш. [23] показали, що температура (150°C) і термальне поширення (10 мм), за умов застосування ультразвуку, значно менше, ніж в електрохірургії (350°C і 22 мм - відповідно) — на судинах свині при різанні і коагуляції.

Є багато повідомлень про успішне застосування ультразвуку в лапароскопії, включаючи: апендектомію в абдомінальній хірургії, видалення міом в гінекології, видалення геморойних вузлів в проктології, лікування позаматкової вагітності [24, 25]. Наприклад, ультразвуковий скальпель («Harmonic ACE») успішно використовується для обробки судин легень під час їх резекції [26].

На рисунку 1 представлені ультразвукові електрохірургічні інструменти для герметизації (запаювання) судин: скальпель Focus Ultracision Harmonic фірми Johnson and Johnson (рис. 1 а) та ультразвуковий скальпель Bowa Lotus (рис. 1 б) [27, 28].

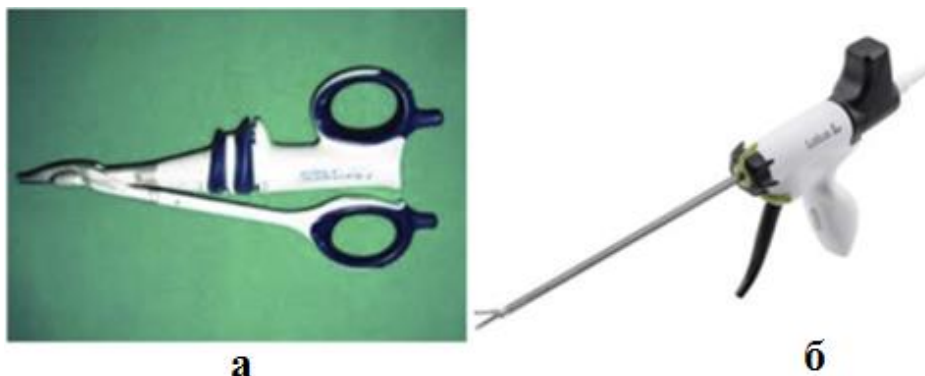


Рис. 1. Ультразвукові коагуляційні інструменти: (а) Focus Ultracision Harmonic Scalpel; (б) ультразвуковий скальпель BOWA LOTUS.

В цілому, можна сказати, що в ультразвуковій технології більше переваг, ніж недоліків. Ймовірно, роль цього методу в хірургії буде зростати.

Електромагнітна енергія.

В хірургії електромагнітна енергія застосовується під час здійснення: електрокаутеризації, електролітичної абляції; високочастотних (ВЧ), надвисокочастотних (НВЧ), плазмових, лазерних та радіаційних технологій.

Розподіл електромагнітних коливань на частотні діапазони в медицині показано в табл. 1 [29]. Фізіотерапевтичну апаратуру низької та звукової частоти є низькочастотною, а електронна апаратура всіх інших частот - високочастотна.

Таблиця 1. Частотні діапазони медичної техніки

Низькі (НЧ)	До 20 Гц
Звукові (ЗЧ)	Від 20 Гц до 20 кГц
Ультразвукові або надтональні (УЗЧ)	Від 20 кГц до 200 кГц
Високі (ВЧ)	Від 200 кГц до 30 МГц
Ультрависокі (УВЧ)	Від 30 МГц до 300 МГц
Надвисокі (НВЧ)	Від 300 МГц до 300 ГГц
Вкрай високі (ВВЧ)	Понад 300 ГГц

Електрокаутеризація.

В процесі проведення електрокаутеризації постійний або змінний струм нагріває робочий інструмент. Тепло безпосередньо передається від інструменту до тканин. Ця технологія знайшла широке застосування при обрізанні. В країнах, що розвиваються, де обрізання проводиться під місцевою анестезією електрокаутерний пристрій дозволяє за короткий час, безпечно та з косметичним ефектом виконувати розрізання тканин та зупиняти кровотечу [30]. На рисунку 2 показано електрокаутерний пристрій.



Рис. 2. Електрокаутерний пристрій.

Електролітичне руйнування (абляція) тканин.

Електролітична абляція доброякісних та злоякісних пухлин використовує постійний струм. Цей підхід пропонує економічно ефективну альтернативу для терапії пухлин в порівнянні з традиційними методами лікування. Електрохімічний вплив на біологічні тканини полягає в деструкції пухлинної тканини, яка розташована між парою електродів, за рахунок дії лугу (гідроксиду натрію) і кислоти (соляної кислоти), яка утворюються в зоні катода й анода відповідно. Крім того, електричне поле викликає потік води від анода до катода і відповідно виникає набряк біля катода і зневоднення тканин навколо анода. Електролітична абляція виконується за допомогою низьких постійних струмів (від десятків до сотень мА) і низьких напруг (від одного до декількох десятків вольт). За рахунок збільшення кількості електродів, які вводяться в пухлину, зона впливу може значно поширюватися. Випробування на тваринах підкреслили локалізований ефект та безпеку цієї технології [31, 32].

Високочастотні технології.

При високочастотних технологіях тепло генерується в тканинах під час проходження через них змінного високочастотного струму. Використання високочастотного струму частотою 300 - 500 кГц виключає нервово - м'язову стимуляцію, яка припиняється за умов застосування частоти струму вище 100 кГц. За умов впливу на біологічну тканину високочастотної електромагнітної енергії, висока концентрація струму нагріває ці тканини і призводить до різних термічних ефектів: коагуляції, розрізання, фульгурації, вапорізації, карбонізації. Ця енергія може бути підведена до тканин через будь-який моно - або біполярний інструмент. При монополярній технології змінний електричний струм проходить між електродом, який знаходиться в руках хірурга, і пасивним електродом, прикріпленим до тіла хворого. Активний електрод може мати будь-яку форму (кульки, гачка, лопатки) з гострим або тупим краєм. Гострий інструмент збільшує щільність струму, і його використовують для різання. Тупий інструмент — для коагуляції.

У біполярній хірургії обидва електроди знаходяться в одному інструменті, і електричний струм проходить між його браншами. Найбільш розповсюджений біполярний інструмент - це, як правило, затискач.

Схематичне зображення монополярної та біполярної електрохірургії приведено на рисунку 3 [33].

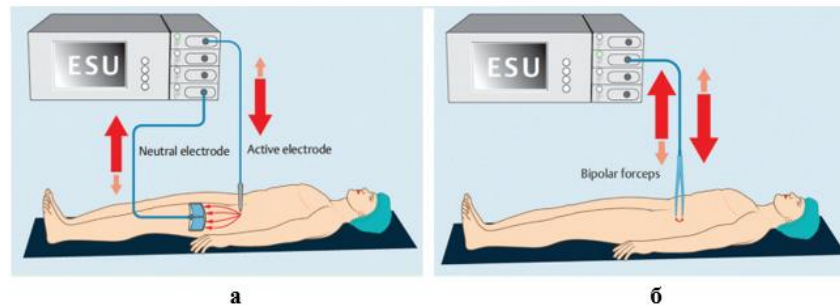


Рис. 3. Схематичне зображення монополярної (а) та біполярної (б) електрохірургії.

Монополярна дія небезпечніша, в порівнянні з біполярною, хоча і біполярний інструмент може привести до деяких термальних ускладнень. Втім, біполярний струм дає найменше число термальних ушкоджень [34].

При багатократному використанні електрохірургічних інструментів, повторній стерилізації, високій інтенсивності струму, що протікає через провідник, має місце пошкодження ізоляції. Дефекти ізоляції часто бувають надзвичайно малими [35] і не можуть бути виявлені візуально [36]. Прямий пробій виникає, коли активний електрод торкається іншого інструменту або лапароскопа, що контактує з тканинами. Під час електрохірургічного втручання проходження струму через все тіло хворого виключене, але пошкодження навколишніх тканин цілком можливе [37]. Ускладнення можуть з'явитися під час або після операції, в залежності від виду процедури [38].

Електропорація.

Електропорація - хірургічний метод лікування, який, від розробки концепції до клінічного застосування, швидко був впроваджений в медичну практику. Під час електропорації застосовуються імпульсні електричні поля, які націлені на пошкодження злоякісних новоутворень тканин. Ефект ураження електричним струмом в тому, що він створює пори нанорозмірів у клітинній мембрані, порушуючи внутрішньоклітинний баланс [39].

Послідовність виконання електропорації [40]: зарядка та поляризація мембрани; дестабілізація структури мембрани; збільшення та стабілізація пори; виживання або загибель клітин через появу дефектів. Існує оборотна і незворотна електропорація. В експериментальній роботі *in vivo* на печінці щурів вивчали ефект незворотної електропорації (тривалість одного імпульсу 20 мкс) [41]. Перевагами незворотної електропорації було: швидке загоєння рани та менше утворення сполучної тканини; збереження архітектури великих кровоносних судин.

Незворотна електропорація (НЕ) є новим унікальним методом нетеплової абляції, при якій вплив на тканини короткими електричними імпульсами високої напруги (до 3 кВ) тягне за собою незворотне підвищення проникності клітинних мембран і загибель клітин. Оптимальний механізм підвищення проникності клітинної мембрани електричними імпульсами щодо їхньої частоти залежать від амплітуди, тривалості та числа імпульсів. Вплив має бути синхронізований із серцевим ритмом, щоб уникнути розвитку аритмії. Наявність у пацієнта аритмії та штучного водія ритму є протипоказанням до проведення електропорації. Оскільки незворотна електропорація не є тепловим методом впливу, її можна застосовувати при розташуванні пухлини поблизу життєво важливих структур, таких як уретра, великі кровоносні судини, нерви та викликати абляцію без їх пошкодження [42, 43, 44, 45]. При нетепловій електропорації використовується потужне зовнішнє електричне поле, яке діє на клітини, це призводить до підвищення трансмембранного потенціалу та утворення пор у мембрані. Формування проникної пори стає можливим тільки після досягнення критичного рівня порогу, який залежить від типу клітин. Потужність імпульсу і його тривалість, яка перевищує пороговий рівень стійкості клітинної мембрани, призводять до утворення безлічі нанопор. Сформовані в мембрані під впливом електричного поля нанопори залишаються постійно відкритими. Ці зміни ведуть до

загибелі клітин внаслідок нездатності мембран повернутися до початкового гомеостатичного стану.

Надвисокочастотні НВЧ (мікрохвильова) технології.

Однією з перспективних технологій для лікування злоякісних новоутворень є НВЧ технологія, яка полягає в тому, що ділянки тіла або окремі органи піддаються впливу високої температури (понад 39°C, аж до 44–45°C) [46, 47, 48]. Відмінною рисою в лікуванні із застосуванням НВЧ-технології є те, що теплова енергія виділяється в самих тканинах, а не підводиться ззовні, при цьому виключається перегрів поверхневих тканин.

Плазмові технології.

Газові розряди в аргоні, при атмосферному тиску, знаходять зростаючу сферу застосування в електрохірургії, де вони використовуються для поверхневого теплового впливу на тканини безконтактним способом (рисунок 4). Аргон є біохімічно інертним, має низьку пробивну напругу та є відносно недорогим. Відповідна методика називається аргоноплазмовою коагуляцією. Високочастотний струм, який проходить через біологічну тканину, нагріває її, а плазма виконує роль аплікаційного (прикладного) електрода. Аргоноплазмова коагуляція вперше запроваджена у відкритій хірургії наприкінці 1970-х років, вона була адаптована для використання в ендоскопії в 1991 році, і стала найпоширенішим методом ендоскопічної коагуляції [49, 50, 51].

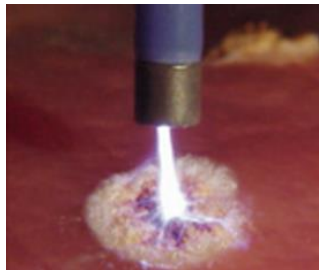


Рис. 4. Коагуляція ділянки біологічної тканини плазмою [49].

Аргоноплазмова коагуляція використовується майже в кожній хірургічній спеціалізованій галузі, такій як: загальна та абдомінальна хірургія, урологія, гінекологія, гастроентерологічна та бронхологічна ендоскопія, а також оториноларингологія. Основними сферами застосування є гемостаз та девіталізація (втрата життєздатності тканини) з акцентом на ендоскопічне застосування (рисунок 5).



Рис. 5. Ендоскопічне застосування аргоноплазмової коагуляції.

Лазерна технологія.

В хірургічній практиці широко застосовуються лазерне та іонізуюче (радіаційне) випромінювання.

Регулярне використання променя лазера почалося з 1982 року [52]. Лазер швидко набув широкого поширення в медицині, від складних косметичних операцій до лікування фібриляцій передсердя [53].

Лазер виробляє тепло завдяки сфокусованому променю світла. У лазерній системі електромагнітні або оптичні хвилі, багато разів посилені оптичним резонатором, виходять у вигляді світлових хвиль. Ця енергія поглинається тканинами і проявляється у вигляді різання і коагуляції. У медицині використовують лазер в діапазоні хвиль від інфрачервоних до ультрафіолетових.

Недоліки лазерної хірургії включають: високу вартість устаткування, необхідність тривалого вивчення специфіки лазера, ризик займання горючих матеріалів і збільшення тривалості операції. Одним з найбільш істотних ускладнень дії лазера для пацієнтів є газова емболія, яка може бути фатальною [54].

До ускладнень лазерної лапароскопії включають: крім можливої газової емболії, також кровотечу і емфізему (форма хронічного обструктивного захворювання легень) [55].

Є свідчення про використання лазера у гінекології [56]. Лазер застосовують також в ендохірургії ожиріння із зменшенням післяопераційного дискомфорту та швидким і не ускладненим одужанням хворих.

Дослідження показують, що лазерне випромінювання може позитивно впливати на організм людини, зокрема сприяти поліпшенню процесу загоєння ран, лікуванню карієсу, зниженню рівня стресу для пацієнтів, забезпеченню високої точності у хірургічних втручаннях та відсутності болісних відчуттів.

Однією з головних переваг лазерної терапії є здатність точно та мінімально інвазивно впливати на проблемні ділянки без пошкодження навколишніх тканин. Це дозволяє зменшити ризик кровотечі, запобігти появі рубців та забезпечити швидке загоєння. Крім того, лазерна терапія часто асоціюється з мінімальним дискомфортом для пацієнта під час лікування та скорочує тривалість відновлення після процедур [57].

Лазерна термодеструкція пухлини головного мозку з інтраопераційним навігаційним супроводом показана на рисунку 6. [58].



Рис. 6. Лазерна деструкція пухлини головного мозку.

Іонізуюча (радіаційна) технологія.

Іонізуюче опромінення використовується для лікування злоякісних пухлин та непухлинних захворювань [59]. Радіохірургія є ефективним методом лікування різних станів, включаючи пухлини мозку, артеріовенозні вади розвитку (мальформації) і функціональні розлади. Він пропонує неінвазивний підхід із високою точністю, що забезпечує високий рівень контролю пухлини зі збереженням при цьому високого рівню якості життя хворих. Висока ефективність та безпечність робить метод альтернативою прямому оперативному втручання, особливо у хворих похилого віку, з наявною тяжкою супутньою соматичною патологією та інших чинників високого ризику оперативного втручання [60, 61].

Енергія фазового переходу речовини в твердий стан.

Під час фазового переходу (кристалізації або затвердіння), речовина віддає енергію холодильнику. Цей ефект використовується в кріохірургії [62]. Руйнування і видалення патологічних тканин за допомогою охолодження (заморожування) до температури, що є межею їх стійкості до холоду (для більшості тканин це температура, нижча за -20°C). Клітини деяких злоякісних пухлин гинуть за умови зниження температури до -160°C . Тривалий вплив наднизьких температур на живі тканини призводить до руйнування їх функцій, а далі до відмирання (некрозу) і відторгнення тканин.

Кріохірургічні апарати знаходять широке впровадження в медицині. Вони використовуються в гінекології, оториноларингології, дерматології, стоматології, а також при лікуванні різних пухлин. Переваги кріохірургії полягають в тому, що низькотемпературні операції проходять безкровно, з мінімальним пошкодженням здорових тканин, з малопомітними післяопераційними рубцями та шрамами. Після кріохірургії спостерігається загальна позитивна реакція імунологічної системи людини. Найбільше поширення отримали кріохірургічні апарати, які використовують в якості робочого тіла рідкий азот. Головна перевага цих апаратів – простота конструкції та зручність експлуатації [63].

На рисунку 7 показано зовнішній вид пристрою Cryoalfa (Швейцарія) [62], який виконано у портативному варіанті (рис. 7, а) та його використання під час виконання кріодеструкції на кисті пацієнта (рис. 7, б). Робочою речовиною в інструменті є закис азоту, який зберігається у картриджі при тиску в межах 5 МПа. Картридж обладнаний дросельно-клапанною системою, за допомогою якої забезпечується процес дроселювання газу та регулювання його подачі на проблемну ділянку шкіри пацієнта. За цих умов, температура у потоці газу складає близько -89°C (температура кипіння оксиду азоту за нормальних умов). До інструмента додаються робочі наконечники (контактні та струменеві), за допомогою яких інструмент адаптується до різного роду хірургічних кріовтручань. Рекомендована область використання – дерматологія, гінекологія, стоматологія, ветеринарна медицина.



Рис. 7. Портативний кріоінструмент Cryoalfa [62]: а) зовнішній вигляд; б) виконання кріохірургічної процедури.

Приклади комбінацій енергій різних видів в хірургії.

Кріоультразвуковий вплив.

Відносно оптимальним способом хірургічного лікування злоякісних пухлин в оториноларингології є кріоультразвукова терапія [64]. Цей метод дозволяє досягти максимально локальну деструктивну дію на пухлину при мінімальному ушкодженні оточуючих здорових тканин. Також досягаються косметичний та функціональний ефекти.

В гінекології, за результатами клінічних досліджень, встановлено, що застосування кріоультразвукового впливу призводить до більш великої та глибокої зони некрозу, ніж після ізольованого кріохірургічного втручання. Крім того, застосування ультразвуку в поєднанні з низькими температурами впливає на швидкість репаративних процесів у бік скорочення термінів регенерації [65].

Лазерна терапія та кріоабляція.

Приклади поєднання лазерного та кріохірургічних методів в оториноларингології наведені в роботі [66, 67]. Результатами лікування було встановлено, що ця комбінація практична, економічно вигідна та забезпечує високий естетичний ефект.

В роботі [68] описані результати експериментальних та клінічних досліджень, які показали, що кріодеструкція злоякісного новоутворення сенсibiliзує клітини до подальшої променевої дії, що може сприяти підвищенню ефективності лікування [68, 69]. В цілому, кріодія може підвищувати радіочутливість злоякісних клітин і частково компенсувати негативні побічні ефекти опромінюванням.

Кріохірургія та іонізуюче опромінення.

У клінічному дослідженні [68] спочатку пацієнтів було проліковано кріотерапією, проведеною під загальним наркозом, а потім зовнішнім опроміненням. Результати експериментальних і клінічних досліджень показали, що кріодеструкція злоякісного новоутворення за визначених режимів сенсibiliзує клітини до подальшої променевої дії, що може сприяти підвищенню ефективності лікування [68, 69].

Кріо та НВЧ (мікрохвильова) абляції.

Комбінованому використанню кріогенного методу і НВЧ-гіпертермії в експерименті та клініці присвячено багато робіт [70, 71]. В цих роботах показано, що попередній вплив мікрохвилями (надвисокочастотне електромагнітне поле) на зону заморожування значно збільшує об'єм кріонекрозу. Даний метод лікування використовується, коли проведення інших методів лікування неможливе, за умов великих глибоких новоутворень складної анатомічної локалізації. Одним із механізмів значного посилення кріонекрозу під час комбінованого використання мікрохвиль є збільшення теплопровідності біологічних тканин [70]. Під впливом мікрохвиль полярні молекули переходять у збуджений стан, виникають резонансні явища, що призводить до зміни зони гідратації, розривів внутрішньомолекулярних зв'язків. Це, у свою чергу, дестабілізує структуру води, робить її більш рухомою і чутливою до різних впливів. Таким чином, вплив мікрохвиль має певну точку прикладення, що відповідає задачам кріохірургії [70].

Кріохірургія та електропорація.

Об'єднання кріохірургічного методу з електропорацією потребує подальшого теоретичного і експериментального відпрацювання режимів кріодії і електропорації для досягнення оптимального результату.

Кріоелектроліз.

В хірургічній практиці існує малоінвазивна методика абляції тканин - кріоелектроліз. Ця методика поєднує кріохірургію та електролітичну абляцію [72].

В роботі [73] запропонована концепція кріоелектролітичної абляції. Спочатку на орган-мішень впливають електролізом для отримання клітинно-токсичних продуктів в заданому об'ємі. Потім пухлина піддається кріовпливу, що дозволяє скоротити час проведення електролізу. Внаслідок цього зменшується концентрація клітинно-токсичних продуктів електролізу та скорочуються цикли заморожування-відтавання під час кріоабляції. Експерименти на тваринах показали, що кріоелектроліз ефективніший при абляції клітин, ніж кріохірургія або електролітична абляція [74].

Гібридна технологія.

Необхідність вдосконалення розроблених технологій та устаткування для надання хірургічної допомоги в сучасних умовах потребує нових підходів, зокрема створення технологій, що поєднують в собі різні види енергій – так звані гібридні технології.

В роботі [75] описана гібридна хірургічна технологія фірми Olympus (Японія) із застосуванням в одному інструменті Thunderbeat (рисунок 8) двох енергій (електричної та механічної). В цій гібридній технології, в процесі впливу на м'які біологічні тканини, одночасно подаються високочастотна біполярна енергія та ультразвукова теплова енергію тертя.



Рис. 8. Вигляд робочої частини інструменту Thunderbeat.

Інтеграція цих енергій, які подаються через один багатофункціональний інструмент, дозволяє хірургу одночасно герметизувати (запаювати) та розрізати судини діаметром до 7 мм включно з мінімальним тепловим впливом.

В таблиці 2 представлено дані з порівняння основних характеристик гібридної, електричної та механічної енергій, які застосовуються в хірургічній практиці. Електрична енергія представлена системою запаювання судин LigaSure, що виробляється Covidien під торговою маркою Valleylab. В свою чергу, механічна енергія представлена ультразвуковим скальпелем (Harmonic Scalpel) фірми Ethicon, який працює на частоті 55,5 кГц.

Таблиця 2. Основні характеристики гібридної, електричної та механічної енергій

Енергія	Видимість поля хірургічного впливу	Час роботи	Тиск розриву судин	Зона термічного впливу
Гібридна (Thunderbeat)	Ясна видимість	Найшвидше різання	Найвищий тиск розриву	Найменший тепловий вплив
Електрична. (високочастотна біполярна (Ligasure))	Погана видимість, через утворення диму	Повільний	Помірний тиск розриву	До 2 мм теплового впливу
Механічна (ультразвукова (Harmonic Scalpel))	Погана видимість через утворення пару	Повільніший	Найнижчий тиск розриву	Термічний вплив менше 1 мм

На рисунку 9 представлені дані, які порівнюють значення тиску розриву судин під час застосування гібридної технології (Thunderbeat) та високочастотної біполярної (Ligasure). Механічна (ультразвукова технологія (Harmonic Scalpel)) на рисунку 9 не представлена тому, що вона не може забезпечити герметизацію кровоносних судин діаметром 7 мм.

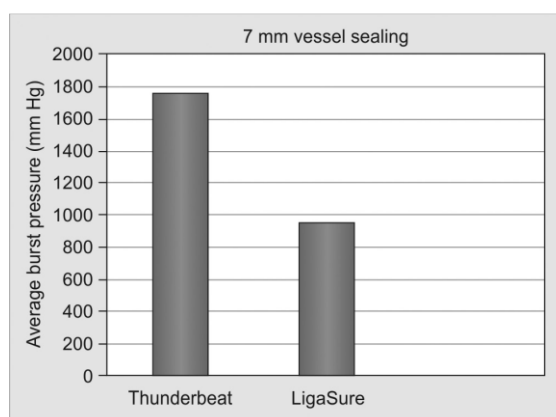


Рис. 9. Різниця в тиску розриву судин.

Рисунок 10 показує відмінності в тривалості операції, виконаної трьома різними джерелами енергії.

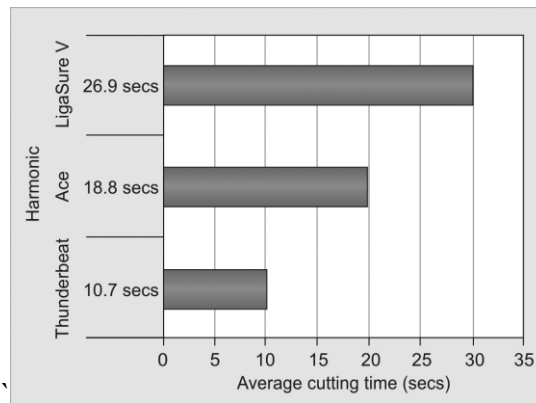


Рис. 10. Тривалість хірургічного втручання.

Гібридний інструмент Thunderbeat забезпечує: найшвидке різання, що скорочує час операції; надійне запаювання судин діаметром 7 мм; мінімальну зону термічного впливу; меншу кількість замін хірургічних інструментів; зменшене утворення диму та пару, що допомагає підтримувати видимість хірургічного поля.

Поєднання ультразвукової та високочастотної біполярної технологій одночасно дозволяє герметизувати та розрізати судини, а також різати та коагулювати м'які біологічні тканини. Гібридні технології дозволяють: підвищити безпеку, ефективність та універсальність застосування цих технологій в лікарнях; скоротити час виконання операцій.

7. Перспективи подальшого розвитку досліджень

У наступних публікаціях буде розглянуто математичне моделювання фізичних процесів, які відбуваються під час комбінованого впливу енергій різних видів. Подальші перспективи в галузі розробки новітніх хірургічних технологій - це створення новітньої вітчизняної апаратури для впровадження гібридних технологій, які поєднують різні енергії впливу на біологічні тканини для покращення якості виконання операцій в сучасній хірургії, та, можливо, з'єднання зварюванням м'яких біологічних тканин, які досі не вдавалося отримати.

8. Висновки

В сучасних умовах необхідним є розширення задач для вирішення в області хірургічних втручань, що потребує вдосконалення розроблених технологій, устаткування та нових підходів в цілому. Проведено огляд наукових публікацій, в яких представлена інформація про вплив різних видів енергій на біологічні тканини при хірургічних втручаннях, визначення їх переваг та недоліків. Показано, що фундаментальні принципи, які призводять до руйнування тканин і гемостазу, однакові: в їх основі лежить нагрівання, або охолодження біологічних тканин. В хірургічній практиці використовуються механічна, електромагнітна та енергія фазового переходу речовини в твердий стан. Визначення розподілу температурного градієнта та особливостей взаємодії між впливом енергій різних видів та біологічною тканиною сприяє оптимізації вихідних параметрів хірургічних технологій для досягнення найкращих результатів лікування. Встановлено, що поєднання переваг окремих енергій, які використовуються в хірургії, дозволить розробити новітні гібридні технології для вирішення складних існуючих проблем, які не вирішуються традиційним шляхом. Приведені приклади комбінацій енергій різних видів в хірургічну практику: кріоультразвуковий вплив, лазерна терапія та кріоабляція, кріохірургія та іонізуюче опромінення, кріомікрохвильова абляція, кріохірургія та електропорація, кріоелектроліз. Показано, що гібридна технологія яка поєднує механічну та електричну енергії демонструє значний потенціал у підвищенні ефективності та безпечності хірургічних втручань. Для підтвердження ефективності

лікування хворих у довгостроковій перспективі, незважаючи на потенційний ефект різних комбінацій фізичних методів, необхідно проведення подальших науково-дослідних робіт.

Список літератури:

1. Lebedev, A., Dubko, A. (2020). Use of Electric Welding of Living Tissues in Surgery (review). *Biomed Eng*, 54, 73–78. doi: <https://doi.org/10.1007/s10527-020-09977-3>
2. Molotkovets, V., Medvediev, V., Korsak, A. et al. (2020). Restoration of the Integrity of a Transected Peripheral Nerve with the Use of an Electric Welding Technology. *Neurophysiology*, 52, 31–42. doi: <https://doi.org/10.1007/s11062-020-09848-3>
3. Маринський, Г., Ткаченко, В., Бисько, В., Подпрятів, С., Подпрятів, С., Грабовський, С., Ткаченко, С. (2023). Високочастотне обладнання для зварювання живих тканин (Огляд). *Автоматичне зварювання*, 1, 29-37. doi: <https://doi.org/10.37434/as2023.01.05>
4. Лебедєв, О., Дубко, А., Чвертко, Н. (2023). Основи комп'ютерного мультифізичного моделювання контактного зварювання живих тканин. *Автоматичне зварювання*, 5, 44-47. doi: <https://doi.org/10.37434/as2023.05.05>
5. Dubko, A., Yamnenko, I., Stepenko, S., Bondarenko, O. (2023). Bioimpedance Analysis of Biological Tissues for Their Welding. 2023 IEEE 4th KhPI Week on Advanced Technology (KhPIWeek). SECTION 4. ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY, 1-7. doi:10.1109/KhPIWeek61412.2023.10312990
6. Tkachenko, S., Romanenko, O., Chvertko, N., Dubko, A.; Krivtsun, I., et al., (Ed.) (2025). Current state and prospects for development in welding of biological tissues. *Welding and Related Technologies*. CRC Press. Taylor & Francis Group, 143-146. doi: 10.1201/9781003518518-29
7. Smith, A., Tessmann, M., Kondo, Z., Kondo, W., Cabrera, R. (2018). Laparoscopic Surgical Devices: A Review of the Newest Energies and Instruments. *International Journal of Medical Science and Health Research*, Vol. 2, No. 06, 40 – 60. ISSN: 2581-3366
8. Law, K., Abbott, Jason., Lyons, S. (2014). Energy sources for gynecologic laparoscopic surgery: a review of the literature. *Obstetrical & Gynecological Survey*, 69, (12), 763-776. doi: 10.1097/OGX.0000000000000130
11. Белоус, А., Грищенко, В. (1994). *Криобиология*. К.: Наукова думка. 432.
12. Jansen, M., Van Hillegersberg, R., Schoots, I., et. al. (2010). Cryoablation induces greater inflammatory and coagulative responses than radiofrequency ablation or laser induced thermotherapy in a rat liver model. *Surgery*. Vol. 147, № 5. 686–95. doi: <https://doi.org/10.1016/j.surg.2009.10.053>
13. Чиж, Н. (2017). Эндоскопическая криохирургия. Проблемы криобиологии и криомедицины. Т. 27, № 1. 3–18. doi: <https://doi.org/10.15407/cryo27.01.003>
14. Чиж, Н. (2018). Криогенная техника в малоинвазивной хирургии. Проблемы криобиологии і криомедицини. Т. 28, № 3. 200–211. doi: <https://doi.org/10.15407/cryo28.03.200>
15. Amal, A., Rashed, Z., Sameh, E. (2024). Radiative flow of temperature-dependent viscosity power-law nanofluids over a truncated cone saturated heat generating, porous media: Impacts of Arrhenius energy. *Case Studies in Thermal Engineering*, vol. 53, 103874. ISSN 2214-157X
16. Cheng, Y., Shen, Y., Gao, Y., Wen, Y., Lv, Z., Wang, E., Wang, M., Zhang, S., Bo, Y., Peng, Q. (2024). Theoretical and Experimental Analysis of the Effect of Vaporization Heat on the Interaction between Laser and Biological Tissue. *Appl. Sci.* 14, 4333, 1-13. doi: <https://doi.org/10.3390/app14104333>
17. Gardner, C., Jacques, S., Welch, A. (1996). Light transport in tissue: accurate expressions for one-dimensional fluence rate and escape function based upon Monte Carlo simulation. *Lasers Surg. Med.*, vol. 18, 129–138.
18. Smith, R., Pasic R. (2008). The role of vessel sealing technologies in laparoscopic surgery. *Surg Technol Int*, Vol. 17, 208—212.
19. Lee, S., Park, K. (1999). Ultrasonic energy in endoscopic surgery. *Yonsei Med J*, Vol. 40 (6), 545—549.

20. Kadesky K., Schopf, B., Magee, J., Blair, G. (1997). Proximity injury by the ultrasonically activated scalpel during dissection . *J Pediatr Surg*, Vol. 32 (6), 878—879.
21. Kim, J., Hattori, R., Yamamoto, T., Yoshino, Y., Gotoh, M. (2010). How can we safely use ultrasonic laparoscopic coagulating shears? *Int J Urol*, Vol. 17, 377—381.
22. Emam, T., Cuschieri, A. (2003). How safe is high-power ultrasonic dissection? // *Ann Surg*, Vol. 237 (2), 186—191.
23. Kinoshita, T., Kanehira, E., Omura, K. (1999). Basic experiments to evaluate the safety of a fine caliber ultrasonically activated device. *JSES*, Vol. 4, 473—478.
24. Elattar, O., Naga A., Maged, H. (2005). Laparoscopic appendectomy by ultrasonically activated scalpel: a prospective study. *Egypt J Surg*, Vol. 24 (3), 164—167.
25. Lin, P., Thyer, A., Soules, M. (2004). Intraoperative ultrasound during a laparoscopic myomectomy. *Fertil Steril*, Vol. 81 (6), 1671—1674.
26. Tanaka, T., Ueda, K., Hayashi, M., Hamano, K. (2009). Clinical application of an ultrasonic scalpel to divide pulmonary vessels based on laboratory evidence. *Interact Cardiovasc Thorac Surg*, Vol. 8 (6), 615—618.
27. Hosny, A., Elmahrouky, A., Balboula, A., Yousry, M., Sharkawy M. (2020). Feasibility of vessel sealing devices in surgical excision of vascular malformation: a novel approach. *International Journal of Surgery Open*, 23, 8-16. doi: <https://doi.org/10.1016/j.ijso.2020.01.0052405-8572>
28. Іванько, О., Скиба, В., Хассан, А., Гоман, А., Лисиця, В. (2020). Порівняльна ефективність ультразвукового скальпеля та монополярної коагуляції при гемороїдектомії. *Укр. мед. часопис*, 6 (140), Т. 2, XI/XII, 1-4. doi: [10.32471/umj.1680-3051.140.195128](https://doi.org/10.32471/umj.1680-3051.140.195128)
29. Ремизов, А. (2013). *Медицинская и биологическая физика*. М.: ГЭОТАР-Медиа. 648.
30. Akyuz, O., Bodakci, M., Tefekli, A. (2019). Thermal cautery-assisted circumcision and principles of its use to decrease complication rates. *Journal of Pediatric Urology*, Volume 15, Issue 2, 186.e1-186.e8. doi: <https://doi.org/10.1016/j.jpuro.2019.01.003>
31. Valibeknejad, M., Pishvaie, M., Raoof, A. (2024). Model predictive controller of voltage dosage for safe and effective electrochemical treatment of tumors. *Electrochimica Acta* 483, 144044, 1-9. doi: <https://doi.org/10.1016/j.electacta.2024.144044>
32. César, A., Jamshid, K. (2022). Electrochemical Treatment of Tumours: Brief Considerations. *Am J Biomed Sci & Res*, 17(1), 91-97. *AJBSR.MS.ID.002316*. doi: [10.34297/AJBSR.2022.17.002317](https://doi.org/10.34297/AJBSR.2022.17.002317)
33. Nabi, Z., Lopez, P., Reddy, D. (2024). Electrosurgery in Gastrointestinal Endoscopy: Bench to Bedside. *Journal of Digestive Endoscopy*, Vol. 15 No. 2/2024. 116—124. doi: <https://doi.org/10.1055/s-0044-1787128>
34. Box, G., Lee, H., Abraham, J., Deane, L., Elchico, E., Abdelshehid, C. et al. (2009). Comparative study of in vivo lymphatic sealing capability of the porcine thoracic duct using laparoscopic dissection devices. *J Urol*, Vol. 181 (1), 387—391.
35. Montero, P., Robinson, T., Weaver, J., Stiegmann, G. (2009). Insulation failure in laparoscopic instruments. *Surg Endosc*, Vol. 24 (2), 462—465.
36. Vancaillie, T. (1998). Active electrode monitoring. *Surg Endosc*, Vol. 12 (8), 1009—1012.
37. Valleylab. (1999). Basics of bipolar electrosurgery. *Clin Inform Hotline News*.
38. Kim, F., Chammas, M., Gewehr, E., Morihisa, M., Caldas, F., Hayacibara, E. et al. (2008). Temperature safety profile of laparoscopic devices: harmonic ACE (ACE), Ligasure V(LV), and plasma trisector (PT). *Surg Endosc*, Vol. 22 (6), 1464—1469.
39. Mucciardi, G., Magno, C., Inferrera, A., Lugnani, F. (2016). Cryosurgery and Irreversible Electroporation: The State of the Art, Advantages, and Limitations. *Handbook of Electroporation*. Springer. Cham. doi: https://doi.org/10.1007/978-3-319-26779-1_110-1
40. Weaver, J., Chizmadzhev, J. (1996). Theory of electroporation: a review. *Bioelectrochem Bioenergy*, Vol. 41, № 2. 135—160. doi: [https://doi.org/10.1016/S0302-4598\(96\)05062-3](https://doi.org/10.1016/S0302-4598(96)05062-3)

41. Edd, J., Horowitz, L., Davalos, R., Mir, L., Rubinsky, B. (2006). In vivo results of a new focal tissue ablation technique: irreversible electroporation. *IEEE transactions on bio-medical engineering*, Vol. 53, № 7. 1409–1415. doi: <https://doi.org/10.1109/TBME.2006.87374>
42. Marsanic, P., Mellan, A., Sottile, A., De Simone, M. (2017). Irreversible electroporation as treatment of locally advanced and as margin accentuation in borderline resectable pancreatic adenocarcinoma. *Med. Biol. Eng. Comput.*, 55 (7): 1123–1127. doi: 10.1007/s11517-016-1603-9
43. Martin, R., Kwon, D., Chalikonda, S., Sellers, M., Kotz, E., Scoggins, C., McMasters, K., Watkins, K. (2015). Treatment of 200 locally advanced (stage III) pancreatic adenocarcinoma patients with irreversible electroporation: safety and efficacy. *Ann. Surg.* 262 (3), 486–494. doi: 10.1097/SLA.0000000000001441
44. Martin, R., McFarland, K., Ellis, S., Velanovich, V. (2012). Irreversible electroporation therapy in the management of locally advanced pancreatic adenocarcinoma. *J. Am. Coll. Surg.* 215 (3): 361–369.
45. Дубко, А., Чвертко, Н. Оцінка стану наукових досліджень з питань впровадження технології електропорації в хірургічну практику. *International Science Journal of Engineering & Agriculture*. Vol. 3, No. 2, 21-39. doi: 10.46299/j.isjea.20240302.02
46. Zhu, J., Zhang, Y., Zhang, A. Et. al. (2016). Cryo-thermal therapy elicits potent anti-tumor immunity by inducing extracellular Hsp70-dependent MDSC differentiation. *Scientific reports*, Vol. 6, 1–12. doi: <https://doi.org/10.1038/srep27136>
47. Самадов, В., Кузьменко, А., Захарычев, В. (2012). Оценка противоопухолевого эффекта комбинированного применения криоабляции и микроволновой гипертермии в эксперименте. *Проблемы криобиологии*, Vol. 22, № 3, 484–490.
48. Самедов, В., Захарычев, В., Мосин, О. (2013). Криохирургия с локальной СВЧ-гипертермией в лечении больных раком слизистой оболочки полости рта. *Клінічна онкологія*, Т. 10, № 2, 98–100.
49. Zenker, M. (2008). Argon plasma coagulation. Review Article. *GMS Krankenhaushygiene Interdisziplinär*, Vol. 3(1), 1-5. ISSN 1863-5245.
50. Zhong, Q., Liu, Z., Yuan, Z., Ma, T., Huang, X., Wang, H., Chen, D., Wang, J., Wang, L. (2019). Efficacy and complications of argon plasma coagulation for hemorrhagic chronic radiation proctitis. *World J Gastroenterol*, 25(13): 1618-1627. doi: 10.3748/wjg.v25.i13.1618]
51. Glowka, T., Standop, J., Paschenda, P., Czaplik, M., Kalff, J. and Tolba, R. (2017). Argon and helium plasmacoagulation of porcine liver tissue. *Journal of International Medical Research*, Vol. 45(5), 1505–1517. doi: 10.1177/0300060517706576
52. Reich, H., Roberts, A., Moroney, R., Taylor, James W., Pessa, J. (1982). Carbon dioxide laser laparoscopy: initial experience in experimental animals and humans. *Obstetrics & Gynecology*, Vol. 59 №6, 770-774.
53. Williams, M., Casher, J., Russo, M., Hong, K., Argenziano, M., Oz, M. (2006). Laser energy source in surgical atrial fibrillation ablation: preclinical experience. *Ann Thorac Surg.*, Vol. 82 (6), 2260—2264.
54. Kelly, M., Mathews, H., Weir, P. (1997). Carbon dioxide embolism during laser endometrial ablation. *Anaesthesia*, Vol. 52 (1), 65—67.
55. Wishnow, K., Johnson, D., Cromeens, D., Ro, J. (1989). Laser photoradiation of the canine ureteral orifice: comparison between contact and noncontact techniques. *Lasers Surg Med.*, Vol. 9 (5), 485—489.
56. Shumalinsky, D., Lobik, L., Cytron, S., Halpern, M., Vasilyev, T., Ravid, A. et al. (2004). Laparoscopic laser soldering for repair of ureteropelvic junction obstruction in the porcine model. *J Endourol*, Vol. 18 (2), 177—181.
57. Колнаузов, І., Богомолів, М., Грибан, О. (2024). Перспективи використання лазерів в медичній практиці. *Biomedical Engineering and Technology*, 14 (2), 26-35. doi: <https://doi.org/10.20535/2617-8974.2024.14>

58. Розуменко, В., Розуменко, А. (2022). Сучасні технології хірургічного лікування злоякісних гліальних пухлин головного мозку. *Ukrainian Neurosurgical Journal*, Vol. 28, N2, 22-30. doi: 10.25305/unj.256530
59. Ковальський, О., Данилевич, В. (2013). Радіологія. Променева терапія. Променева діагностика. Вінниця: Нова Книга, 512 .
60. Манічева, Н. (2023). Критерії вибору та аналіз переваг і недоліків обладнання для стереотаксичної радіохірургії. *Scientific Collection «InterConf+»*, (35(163)), 224–232. doi: <https://doi.org/10.51582/interconf.19-20.07.2023.022>
61. Kruchok, I., Chuvashova, O. (2020). Efficacy and safety of linac stereotactic radiosurgery in patients with skull-base meningiomas. *Ukrainian scientific medical youth journal*, issue 4 (119)48-55. doi: 10.32345/USMYJ.4(119).2020.48-55
62. Щестюк, О., Щербак, Ю., Запальський, В., Клименко, М., Нетюхайло, Л. (2021). Медична кондиціонування та криогенна техніка, Миколаїв: Вид-во ЧНУ ім. Петра Могили, 212.
63. Наер, В., Роженцев, А., Али, Х. (2013). Рабочие вещества с фазовым переходом «жидкость - твердое тело - жидкость» для хирургических аппаратов. *Холодильна техніка та технологія*, №6 (146), 16-23.
64. Молотов, А., Заболотный, Д., Лукач, Э. (1994). Комбинированное применение лейкинферона и криоультразвуковой терапии у больных со злокачественными опухолями ЛОР-органов. *Журнал ушных, носовых и горловых болезней*, № 4, 64–66.
65. Запорожан, В., Хаит, О., Рикберг, А., Бакай, С. (1983). Криоультразвуковая терапия доброкачественных заболеваний шейки матки. *Криобиология и криомедицина*, Вып. 12, 64–69.
66. Miehleke, A., Chilla, R., Vollrath, M. (1979). Cryosurgery and laser surgery in the treatment of malignant and benign laryngeal processes, Vol. 41, № 5, 273–287. doi: <https://doi.org/10.1159/000275446>
67. Ierace, M., Canfield, M., Peters-Kennedy, J., Kane, C. (2017). Combined carbon dioxide laser and cryosurgical ablation of rostral nasal septum squamous cell carcinoma in 10 dogs. *Veterinary dermatology*, Vol. 28, 435–436. doi: <https://doi.org/10.1111/vde.12683>
68. Vergnon, J., Schmitt, T., Alamartine, E., Barthelemy, J., Fournel P., Emonot A. (1992). Initial combined cryotherapy and irradiation for unresectable non-small cell lung cancer. *Chest*, Vol. 102, 1436–1440. doi: <https://doi.org/10.1378/chest.102.5.1436>
69. Slanina, S., Bazhutova, G., Pustynskiy, I., Lubaev, V., Yagubov, A. (2004). Survival of the cultured human tumor cells exposed to cryo-radiation treatment. *7-th International Conference of Anticancer Research*, 3608.
70. Шафранов, В., Тен, Ю., Резницкий, В., Циганов, Д., Кожевников, В. (1988). Комбинированное микроволновое и криовоздействие на биоткани в эксперименте и клинике. *Криобиология*, № 4, 27–32.
71. Chicheł, A., Skowronek, J., Kubaszewska, M., Kanikowski, M. (2007). Hyperthermia – description of a method and a review of clinical applications. *Reports of practical oncology and radiotherapy*, Vol. 12, № 5, 267–275. doi: [https://doi.org/10.1016/S1507-1367\(10\)60065-X](https://doi.org/10.1016/S1507-1367(10)60065-X)
72. Nilsson, E., Von Euler, H., Berendson, J. et. al. (2000). Electrochemical treatment of tumours. *Bioelectrochemistry*, Vol. 51, № 1, 1–11. doi: [https://doi.org/10.1016/S0302-4598\(99\)00073-2](https://doi.org/10.1016/S0302-4598(99)00073-2)
73. Lugnani, F., Macchioro, M., Rubinsky, B. (2017). Cryoelectrolysis – electrolytic processes in a frozen physiological saline medium. *Peer J*, 1–18. doi: <https://doi.org/10.7717/peerj.2810>
74. Lugnani, F., Zanconati, F., Marcuzzo, T., et. al. (2015). A Vivens Ex Vivo Study on the Synergistic Effect of Electrolysis and Freezing on the Cell Nucleus. *PLoS ONE*, 10(12):1–16. doi: <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0145133>

75. Obonna, G., Mishra, R. (2014). Differences between Thunderbeat, LigaSure and Harmonic Scalpel Energy System in Minimally Invasive Surgery. *World Journal of Laparoscopic Surgery*, 7(1), 41-44. doi: 10.5005/jp-journals-10033-1215

The current state of the application of various types of energies in surgical practice

Oleksandr Romanenko

Department of Welding and Related Technologies in Medicine and Ecology E.O. Paton Electric Welding Institute, Kiev, Ukraine
ORCID 0009-0005-7426-0635

Andrii Dubko

Department of Welding and Related Technologies in Medicine and Ecology E.O. Paton Electric Welding Institute; Department of Biomedical Engineering National Technical University of Ukraine "Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute", Kiev, Ukraine
ORCID 0000-0001-6070-3945

Nataliia Chvertko

Department of Welding and Related Technologies in Medicine and Ecology E.O. Paton Electric Welding Institute, Kiev, Ukraine
ORCID 0000-0002-7559-7716

Evgen Matsas

Department of Welding and Related Technologies in Medicine and Ecology E.O. Paton Electric Welding Institute, Kiev, Ukraine
ORCID 0009-0000-8550-3800

Abstract: The need to improve technologies and equipment for providing surgical care in modern conditions requires the introduction of new approaches. These approaches are based on the development and application of hybrid technologies that combine the advantages of several energies of different types used in surgical practice in each specific case. The object of research is energies that affect soft biological tissues during surgical interventions. The subject of research is hybrid surgical technologies; structural elements and physical parameters of devices operating on these technologies. The purpose of the work is to study existing world experience for the creation of domestic hybrid surgical technologies and equipment. To solve the scientific tasks set in the article, the following were used: analysis of scientific and technical literature and information materials from Internet databases; materials related to the theoretical foundations of electrodynamics and acoustics. A review of scientific publications was conducted, which presented information on the influence of various types of energies on biological tissues during surgical interventions, determining their advantages and disadvantages. It has been established that combining the advantages of individual energies used in surgery will allow the development of new hybrid technologies to solve complex existing problems that are not solved by traditional methods. It has been shown that hybrid technology that combines mechanical and electrical energy demonstrates significant potential in increasing the efficiency and safety of surgical interventions.

Keywords: surgery, energy, biological tissues, ultrasound, plasma, laser, high frequency.
