

2.2 Методи і апаратура для проведення електрохірургічних втручань

Використання високочастотних енергій для виконання коагуляції і розтину тканин стало одним з найбільших досягнень хірургії XX століття [208].

Високочастотна електрохірургія належить до методів, без яких сьогодні неможливе виконання операцій самого різного характеру в багатьох областях медицини: загальній хірургії, онкології, нейрохірургії, гастроентерології, урології, офтальмології і багатьох інших клінічних спеціалізації. Особливо заслуговує уваги техніка електрохірургічних втручань, які здійснюються через ендоскоп, що дозволяє полегшити перебіг операції і скоротити термін одужання хворих.

Вперше електрохірургія була введена в Європі в 1923 році компанією ERBE Elektromedizin GmbH (Тюбінген, Німеччина), а в Сполучених Штатах — у 1926 році Вільямом Бові та Харві Кушингом. У 1960-х і 1970-х роках електрохірургічні установки (ЕХУ) стали абсолютною опорою в хірургічній практиці [209].

В електрохірургії використовується змінний струм з частотою в діапазоні від 200 кГц до 3.3 МГц [210] (рис. 1).

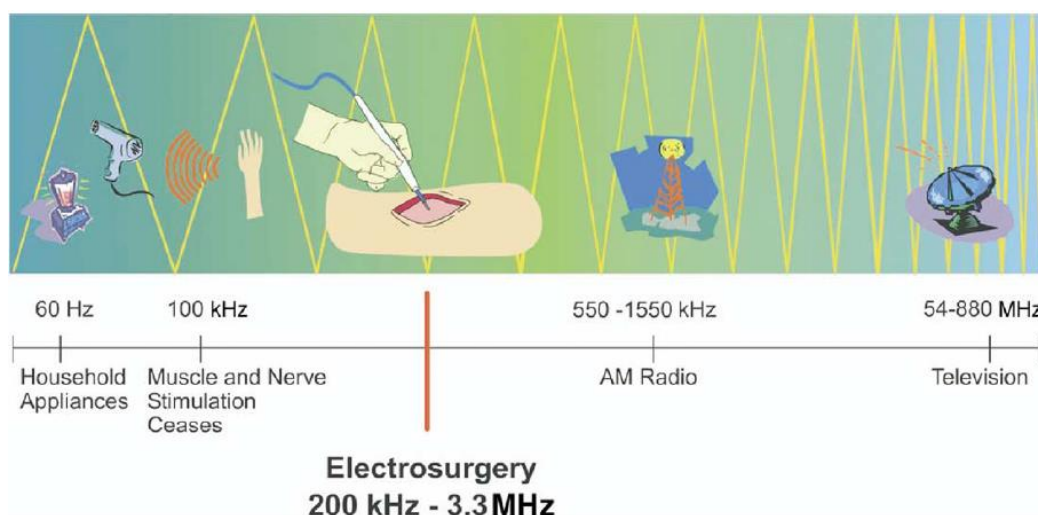


Рисунок 1. Частотні межі застосування електрохірургії [210].

Нижня межа діапазону обумовлена тим, що на частотах нижче 200 кГц починає проявлятися нервово - м'язова стимуляція, і можливий негативний вплив на серцево - судинну діяльність. Тому мінімальна робоча частота зазвичай перевищує 200 кГц, нижче якої починають проявлятися викликані небажані скорочення м'язів і больові відчуття. На частотах більше 3.3 МГц виникають серйозні технічні труднощі.

В електрохірургії в залежності від типу інструментів, які використовуються при операціях існує два типи електричного кола: монополярне та біполярне (рис. 2) [211, 212].

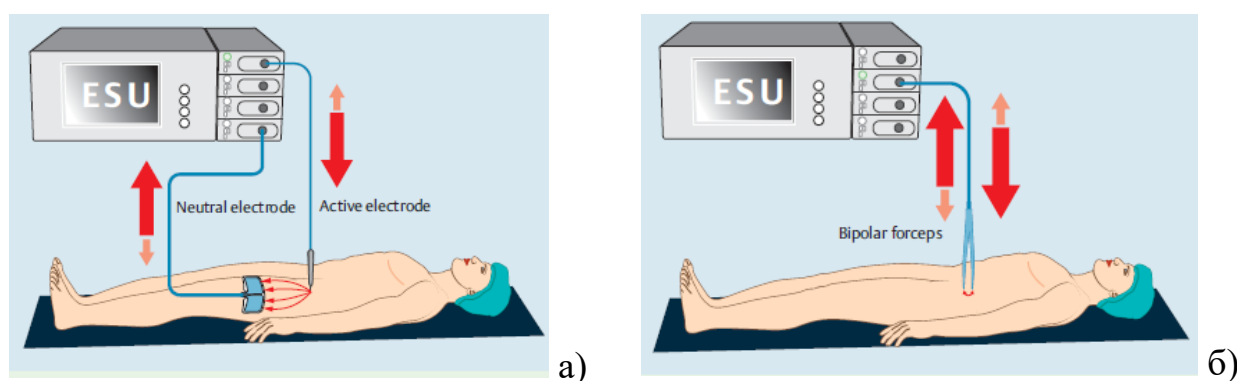


Рисунок 2. Монополярне електричне коло а); біполярне електричне коло б).

Електрохірургічні високочастотні апарати формують вихідний сигнал у вигляді напруги високої частоти. У високочастотних апаратах форма хвилі послідовно змінюється від безперервної низьковольтної до більш високовольтної і переривчастої (модульованої), що дозволяє змінювати ефект впливу на тканину від розтину до коагуляції. На рисунку 3 показано основні форми напруги високочастотних апаратів їх режими роботи та робочі цикли [213].

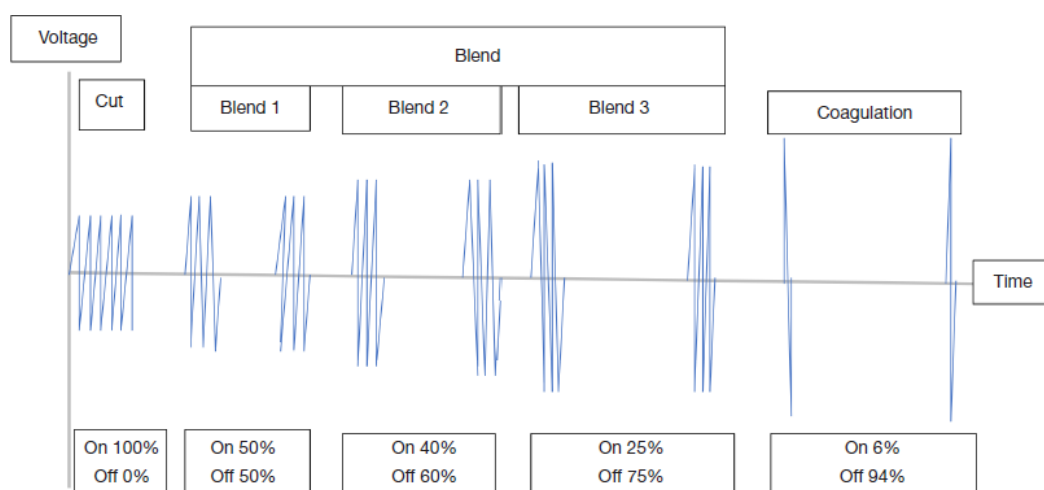


Рисунок 3. Основні форми напруги, режими роботи та робочі цикли електрохірургічних апаратів.

Ці режими характеризуються пік-фактором (відношенням амплітудного значення напруги до її середньоквадратичного значення) [214].

В таблиці 1 приведено пік фактори для різних режимів роботи та їх робочих циклів.

Таблиця 1.

Пік фактори для різних режимів роботи високочастотних апаратів.

	Розтин	Змішаний 1	Змішаний 2	Змішаний 3	Коагуляція
Увімкнено (%)	100	50	40	25	6
Вимкнено (%)	0	50	60	75	94
Пік фактор (приблизно)	1,4	3	5	7	10

Розтин тканини здійснюється завдяки інтенсивному пароутворенню тканинної рідини в ділянці, що прилягає до електрода. Густина струму сягає 40кА/м^2 . Тепло, яке при цьому виділяється, призводить до коагуляції білків, у результаті густина струму досягається за рахунок малої площі контакту скальпеля з поверхнею тіла. Густина струму при коагуляції складає від 5 до 10кА/м^2 . Загальна сила струму не перевищує 1А [215].

У вітчизняній та зарубіжній літературі існує багато публікацій, присвячених технічним описам електрохірургічних високочастотних апаратів

[216 - 222]. З вищезначених робіт можна зробити висновок, що ефективність впливу високочастотного струму на біологічну тканину залежить від характеристики навантаження генератора, параметрів електричних коливань, потужності та інших факторів.

У зв'язку з цим, у різних сучасних електрохірургічних апаратах існує велика різноманітність вихідних параметрів. Численні дослідження [216, 217, 218, 219] показали, що високі показники якості коагуляції тканин визначаються раціональним вибором навантажувальної характеристики електрохірургічного апарату, що забезпечує високу стабільність нагріву тканини.

Вибір навантажувальної характеристики є визначальною залежністю вихідної потужності генератора P_G , від навантаження R_z .

$$P_G = f(R_z). \quad (1)$$

Ця характеристика має велике значення при роботі генератора з електрохірургічним інструментом, оскільки об'єм тканини, через яку проходить струм, безупинно змінюється в широких межах.

Потужність електрохірургічних високочастотних апаратів визначається номінальною величиною, під якою розуміється вихідна потужність, яка може бути передана електрохірургічній апаратурою у підключене до нього активне навантаження. Величина цього навантаження у сучасних електрохірургічних високочастотних апаратах знаходиться в межах 50 – 5000 (Ом).

З урахуванням модуляції вихідної напруги, а також з урахуванням переривчастої роботи апарату, за номінальну потужність прийнято приймати усереднене значення потужності за 1с. Стандартом [223] передбачено маркування на апараті величини вихідної потужності і опору навантаження, при якій ця потужність досягається.

Номінальна потужність апарату залежить від його призначення. Виходячи з умови підвищення безпеки, вона обмежується міжнародним стандартом [223] на рівні 400 Вт. По вимогам безпеки не рекомендується застосовувати

електрохірургічні високочастотні апарати великої потужності для здійснення невеликих впливів. Цим і пояснюється той факт, що в даний час є широка номенклатура апаратів по номінальній потужності - від одиниць до сотень Ватт.

Регулювання вихідної потужності електрохірургічних генераторів здійснюється за рахунок зміни вихідної напруги та автоматичним регулюванням потужності [224, 225].

Залежності вихідних потужностей електрохірургічних генераторів, від опору навантаження показано на рисунку 4.

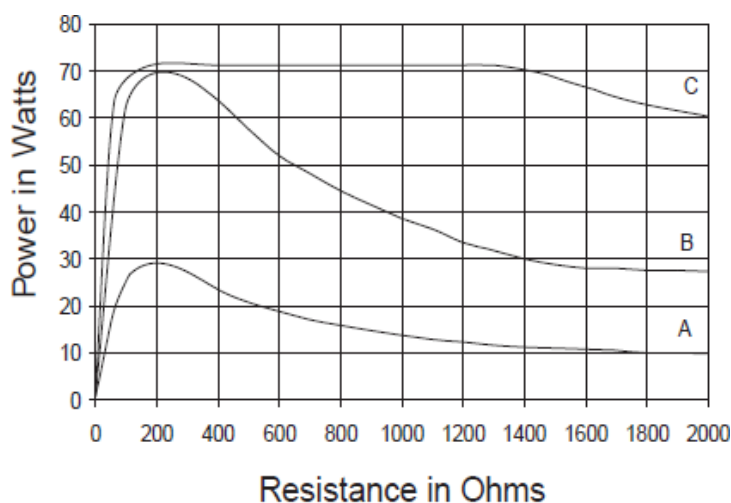


Рисунок 4. Графіки залежності вихідних потужностей електрохірургічних генераторів від опору навантаження [226].

На рисунках 4, А та В, показано графіки коли максимальна потужність генератора встановлена на рівні 30 та 70 Вт при опорі навантаження 200 Ом. В цьому випадку потужність регулюється на панелі дисплея за рахунок зміни вихідної напруги. Графік автоматичного режиму регулювання потужності, який забезпечує постійну вихідну потужність при опорі навантаження від 200 до 1400 Ом показано на рисунку 4, С.

Залежно від величини потужності високочастотного генератора, електрохірургічні апарати поділяються на декілька класів: апарати малої потужності (до 50 Вт), середньої потужності (від 50 до 200 Вт) і апарати великої потужності (від 200 Вт). Відповідно і область застосування апаратів залежить від того класу, до якого належить апарат. Тому апарати загального призначення з

найбільш широким спектром застосування, як правило, належать до класу потужних апаратів.

Виходячи зі співвідношення та рівня зазначених характеристик, одні апарати призначені для універсального застосування, а інші - для виконання цілком конкретних дій, тобто спеціалізовані апарати.

Універсальні апарати, як правило, використовуються в загальній хірургії, мають широкий набір робочих інструментів, багато режимів, більшу потужність. Це дозволяє таким апаратам здійснювати різні види електрохірургічних впливів.

Спеціалізовані апарати містять специфічні для конкретного застосування аксесуари, мають прецизійні регулювання, спеціальні навантажувальні характеристики і т.п. і використовуються тільки в певних областях хірургії. До спеціалізованих можна віднести апарати, що працюють в отоларингології, офтальмології, стоматології, нейрохірургії, серцево-судинній хірургії. Особливо слід відзначити спеціалізовану апаратуру, що працює в ендохірургії. Спектр електрохірургічних впливів в цій галузі дуже широкий - від операцій на органах черевної та грудної порожнини до процедур в урології, проктології, судинній і дитячій хірургії.

Як правило, всі спеціалізовані апарати забезпечують можливість здійснювати точно дозований вплив, що вкрай необхідно, наприклад, в нейрохірургічних операціях, при операціях з приводу відшарування сітківки ока і інш. Найбільш ефективно дозувати вплив по його результату, проте, досить об'єктивних і надійних алгоритмів і апаратних засобів на сьогодні немає.

Найбільш широко використовуються непрямі методи оцінки рівня впливу, засновані на вимірі імпедансу тканини, температури, і інш. Так, в отоларингології використовується методика радіочастотної пластики з температурним контролем. Це лікування передбачає селективну підслизову коагуляцію на рівні м'якого піднебіння і язичка. Специфікою цієї операції є контроль температури тканин за допомогою термопари, вбудованої в коагуляційну голку, що дозволяє регулювати вкладену потужність і

підтримувати таким чином температуру тканини на оптимальному для даного випадку рівні 85°C.

Холодноплазмова абляція заснована на формуванні в штучно створюваному рідкому середовищі області холодної плазми, в якій створюється висока концентрація іонізованих частинок. Ці частинки бомбардують навколишні молекули біологічної тканини і руйнують молекулярні зв'язки, розбиваючи молекулу на вільні радикали, які в результаті змішуються у вигляді газоподібної або рідкої субстанції і видаляються з області дії.

Класифікація існуючих методів високочастотної електрохірургії представлено на рисунку 5 [227].



Рисунок 5. Методи високочастотної електрохірургії.

На рисунку 6 наведена класифікація електрохірургічних високочастотних (ЕХВЧ) апаратів за їх основними функціональними ознаками [227].

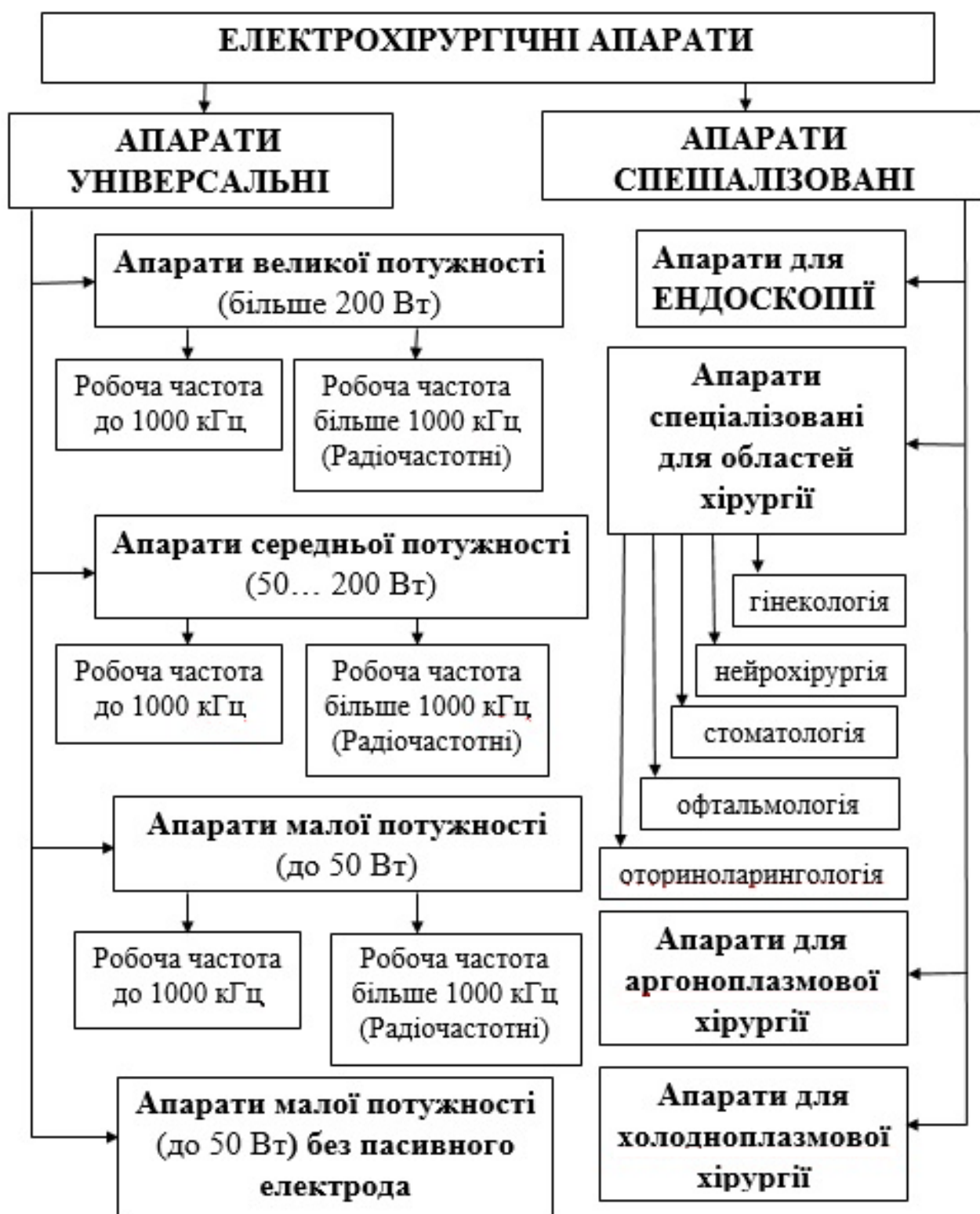


Рисунок 6. Класифікація ЕХВЧ - апаратів за основними функціональними ознаками.

Ідеальна навантажувальна характеристика генератора, за умови постійності температури в центрі нагріву, має досить складний вид, і реалізація

її на практиці представляє дуже важке завдання. Тому в багатьох електрохірургічних апаратах генератор має апроксимовану навантажувальну характеристику, з двома-трьома характерними ділянками. Робота генератора на тій чи іншій ділянці характеристики навантаження визначається дискретним перемиканням внутрішнього опору генератора. Так, в електрохірургічному комплексі EXBA-50-1, реалізовано генератор з навантажувальною характеристикою, що має три характерні ділянки. Величина внутрішнього опору генератора за результатами експериментів, проведених при коагуляції м'язових тканин кролика, прийнята: $R_L = 50$ Ом, при малих опорах тканини (режим генератора напруги), $R_L = 150$ Ом - для середнього опору тканини (режим генератора потужності) і $R_L = 750$ Ом - для великих обсягів тканини (режим генератора струму).

У ряді розробок вживаються заходи щодо забезпечення незалежності вихідної потужності генератора від коливань напруги живлення як, наприклад, це передбачено в роботах [228, 229], де є пристрій, який реагує на коливання вихідної потужності джерела живлення і здійснює регулювання рівня потужності підсилювача.

Пропонуються генератори для високочастотної електрохірургії, в яких замість режиму стабілізації потужності передбачається режим стабілізації струму і напруги [230]. Стабілізація струму здійснюється якщо імпеданс навантаження нижче певного рівня і стабілізація напруги відбувається, якщо імпеданс навантаження перевищує це значення. На думку авторів цього винаходу, досягається стабільність режиму роботи високочастотного генератора навіть при сильних коливаннях імпедансу навантаження.

В даний час найбільш поширений спосіб формування вихідного сигналу полягає в тому, що високочастотний сигнал отримують за допомогою генератора високої частоти, посилюють підсилювачем потужності і подають на біологічний об'єкт. При цьому пік-фактор, величину напруги, а також величину потужності формують за рахунок модуляції напруги живлення підсилювача потужності (EXBЧ-500-4; Surgitron FFPF: Redefine Your Surgical-CША; "Ефа-0201", С.

Петербург; "Політ-2" ВНИИМПом, м. Москва; Combi-HF Surgical Unit " GN 300" фірми "AESCULAR", Німеччина та ін.). Найбільш повно даний спосіб формування вихідного сигналу розкривається в електрохірургічному генераторі згідно [231].

Даний спосіб має безліч схемних рішень. Найбільш типова функціональна схема наведена на рисунку 7, де генератор високочастотних імпульсів 1 підключений на вхід підсилювача 2, вихід якого, через пристрій гальванічної розв'язки 3, зв'язаний з інструментом 4 через робочий кабель 5.

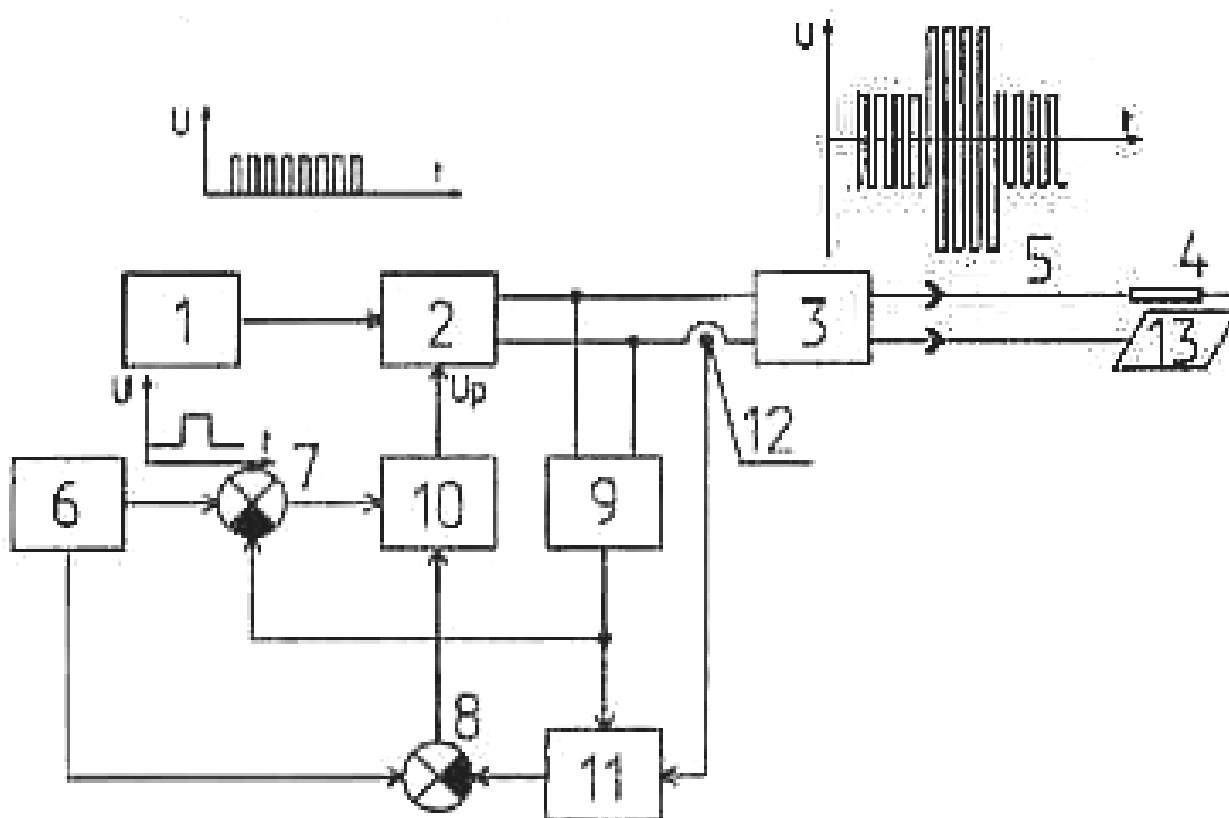


Рисунок 7. Типова функціональна схема формування вихідного сигналу за допомогою генератора високої частоти і підсилювача потужності.

При цьому, апарат забезпечений пристроєм управління 6, виходи якого підключені до вузла порівняння напруг 7 і вузла порівняння потужності 8, перший з яких пов'язаний з датчиком напруги 9 і модулятором напруги живлення 10, останній також пов'язаний з підсилювачем 2 і вузлом порівняння потужності 8, який з'єднаний з виходом обчислювача потужності 11, що в свою чергу,

з'єднаний з датчиком напруги 9 та датчиком струму 12. Крім того, пристрій гальванічної розв'язки 3 з'єднаний з пасивним електродом 13.

Апарат працює наступним чином. Генератор високочастотних імпульсів 1 генерує високу частоту, яка посилюється в підсилювачі 2 і надходить на пристрій гальванічної розв'язки 3, що зазвичай представляє собою високочастотний трансформатор, через один вихід якого високочастотний сигнал надходить на інструмент 4 (за допомогою робочого кабелю 5), а через інший вихід - на пасивний електрод 13. При цьому пристрій управління 6 виробляє сигнали задання вихідної напруги та потужності, які порівнюються у вузлах порівняння напруги 7 і потужності 8 з істинними значеннями, які надходять з датчика напруги 9 і обчислювача потужності 11, останній з яких перемножує сигнал з датчика напруги 9 з сигналом датчика струму 12. У результаті порівняння формуються сигнали управління, що надходять на модулятор напруги живлення 10, який змінює напругу живлення підсилювача 2, залежно від сигналів управління, тим самим підтримуючи задані пристроєм управління 6 величини напруги і потужності вихідного сигналу електрохірургічного високочастотного апарату.

Проте цей спосіб має і ряд суттєвих недоліків через неузгодженість характеристик кола (інструмент, парогазовий проміжок, оперована тканина), параметри якого постійно змінюються. З постійною частотою вихідного сигналу апарату, підвищується повний опір (імпеданс) цього ланцюга, що призводить до подовження часу впливу для отримання бажаного гемостазу і, в кінцевому підсумку, - до розширення зони некрозу біологічної тканини.

Оригінальне рішення запропоноване в роботі [232]. Електрохірургічний високочастотний апарат дозволяє під час хірургічного втручання постійно оцінювати структуру біотканини. На рисунку 8 представлена функціональна схема апарату.

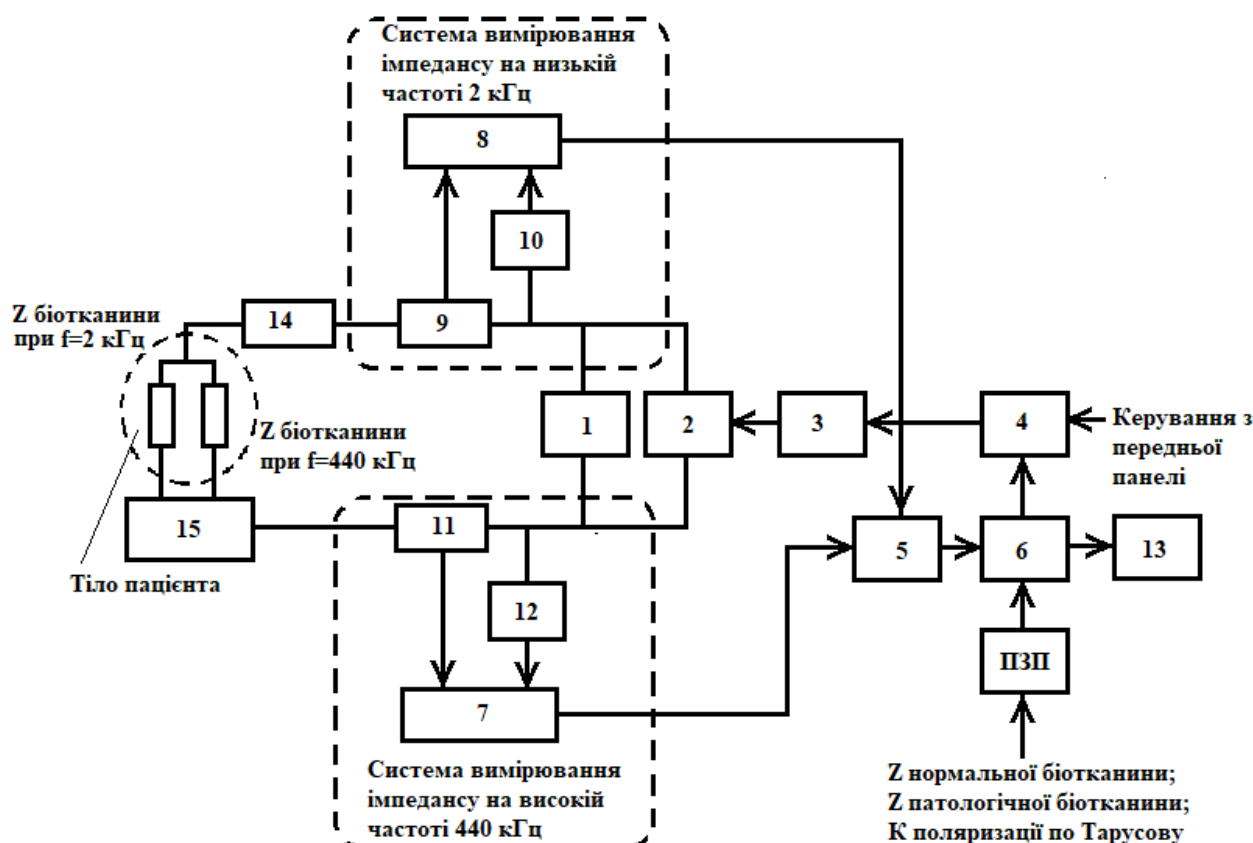


Рисунок 8. Функціональна схема апарату.

Апарат складається з генератора низької частоти (2 кГц) 1, генератора електрохірургічного впливу і тестування високої частоти 2, (частотою 440 кГц), блоку керованого джерела живлення 3, блоку управління 4, блоку обчислення коефіцієнта поляризації по Тарусову (K_p) 5, блоку порівняння і визначення рівня електрохірургічного впливу 6, блоку обчислення імпедансу на низькій частоті (2 кГц) 8, блоку обчислення імпедансу на високій частоті (440 кГц) 7, датчиків струму низької 9 і високої 11 частот, першого 10 і другого 12 датчиків напруги низької і високої частот, монітора 13, активного електроду 14, пасивного електроду 15. Генератори з'єднані з першим і другим датчиками напруги, а, через перший і другий датчики струму, підключені до входів відповідних датчиків напруги, - з активним і пасивним електродами. Виходи першого і другого датчиків струму і першого і другого датчиків напруги з'єднані відповідно з входами блоків обчислення імпедансу на низьких і високих частотах. Їх виходи підключені до входів блоку обчислення коефіцієнта

поляризації по Тарусову. Його вихід з'єднаний (через блок порівняння і визначення рівня електрохірургічного впливу) з монітором. Другий вхід блоку порівняння 6 пов'язаний з постійним запам'ятовуючим пристроєм (ПЗП), а другий вихід - з блоком управління.

Вихід блоку управління (через кероване джерело живлення) підключений до генератора високої частоти. Блок управління визначає рівень потужності генератора високих частот на базі обчислення параметрів деструкції біотканини в процесі розтину та коагуляції, а також визначає час включення потужності струму високої частоти, в залежності від коефіцієнта поляризації. Блок обчислення коефіцієнта поляризації по Тарусову ділить імпеданс біотканини на низькій частоті на імпеданс біотканини на високій частоті.

Імпедансний електрохірургічний апарат працює наступним чином. Генератори 1 і 2 через активний електрод і пасивний електрод виробляють відповідно, сигнали частотою 2 кГц і 440 кГц, навантаженням для яких є біотканини пацієнта. Датчики струму 9, 11 і напруги 10, 12 реєструють величину напруги і струму відповідної частоти, після чого в блоках обчислення імпедансу 7, 8 визначається імпеданс Z біоткани на частотах 2 кГц і 440 кГц. Після цього у блоці обчислення коефіцієнта поляризації відбувається розподіл імпедансів і результат цього поділу - K_p , надходить у блок порівняння і визначення рівня електрохірургічного впливу, в якому проходить порівняння K_p , виміряного, з K_p , заздалегідь введеним в ПЗУ, які визначалися попередніми дослідженнями зразків здорових і патологічних біотканин. Результат порівняння надходить на монітор і реєструється. Хірург приймає рішення про включення потрібного режиму. Цей результат порівняння надходить на блок управління. Таким чином, на виході електрохірургічного апарату, на активному електроді 14 формується необхідна потужність у відповідності з заданими характеристиками K_p у ПЗУ. Хірург, дивлячись на монітор, може визначити стан біотканини і час включення електрохірургічного впливу.

В роботі [233] для підвищення надійності управління, електрохірургічний апарат має не тільки блок імпедансного головною зворотного зв'язку, а й

декілька датчиків температури, які встановлюються в зоні проведення операції і вимірюють температуру зони коагуляції. Ці датчики підключаються до входів коригувальних каналів управління. Завдяки цьому, з'являється можливість видачі сигналу, який обмежує потужність, що підводиться до біологічної тканини незалежно від рівня імпедансу. Перший датчик температури доцільно розмістити на електроді, що знаходиться безпосередньо в зоні хірургічного втручання. Цей датчик видає сигнал каналу управління, обмежує потужність, що підводиться до тканини у разі перегріву тканини в зоні операції, незалежно від рівня імпедансу. Інші датчики температури (при необхідності) розташовують у точках тіла пацієнта, температура в яких визначає наявність або відсутність небажаних перегрівів, в тому числі, які можуть викликати післяопераційні ускладнення. На базі цих датчиків, сформовані інші коригуючі канали, що діють аналогічно. Таким чином, у апараті реалізовано новий принцип управління підводу потужності до біологічної тканини по сигналу головного зворотного зв'язку по імпедансу з коригуючим впливом по температурі.

У зв'язку з тим, що операція електрорезекції характеризується високою динамічністю зміни режимних параметрів, для підвищення якості їх регулювання блок керування виконаний по каскадній схемі з можливістю формування на виході першого каскаду заданого значення, що підводиться до електродної системи потужності, і регулювання її другим каскадом. Цей варіант виконання найбільш прийнятний.

До цього часу немає єдиної думки як по основній частоті генератора, так і по параметрам модуляції, які дають найбільший ефект при використанні електрохірургічного устаткування. Про це свідчить той факт, що електрохірургічні високочастотні апарати, розроблені фірмами різних країн (США, Франції, Японії, Німеччини, Росії, Болгарії та ін) мають робочі частоти, частоту і форму модуляції, які істотно відрізняються одні від інших.

Практика використання електрохірургічних високочастотних апаратів показала, що можливість гнучкої зміни хірургом режиму роботи приладу у ході операції, не завжди можлива. Цим і пояснюється той факт, що апарати, в яких

зміна форми високочастотної напруги здійснюється в невеликих межах або взагалі не змінюється, виявляються більш надійними і простими в експлуатації, вони мають і більш стійкий збут, незважаючи на свої обмежені можливості.

Таким чином, в даний час на світовому ринку є велика кількість електрохірургічних високочастотних апаратів, що різко відрізняються один від одного за своїми параметрами, незважаючи на те, що вони призначені для одного і того ж виду впливу. Відсутність єдності в побудові апаратів та методики їх використання, в першу чергу, пояснюється широким діапазоном фізико-хімічних властивостей тканин та індивідуальною підготовленістю хірургів. Чітке та однозначне визначення технічних вимог до електрохірургічних високочастотних апаратів можливо тільки при виявленні причинних зв'язків, що виникають при електрохірургічному впливі. У таблиці 2 наведені порівняльні характеристики сучасних електрохірургічних апаратів, а їх зовнішній вигляд представлений на рисунках 9 – 14.

Таблиця 2.

Порівняльні характеристики високочастотних хірургічних апаратів

	Найменування апаратів					
	ЭХВА-350М/120Б «Надія-2»	LIGASURE	ЭХВЧ - 250-6	ERBE VIO 300D	ES 400	Meg 1
Країна – виробник	Україна	США	Росія	Германія	Польща	Іран
Режим коагуляції						
Моно -	+	+	+	+	+	+
Бі -	+	+	+	+	+	+
Максимальна вихідна потужність, Вт	350	150	350	300	350	360
Частота, кГц	440	470	440	350	440	410
Потужність, що споживається джерелом живлення, Вт	600	-	700	-	500	880
Маса, кг	3,5	5,9	8	-	9	9,8
№ № рисунків	9	10	11	12	13	14



Рисунок 9. Високочастотный хирургический аппарат ЭХВА-350М/120Б «Надя-2».



Рисунок 10. Високочастотный хирургический аппарат LIGASURE.



Рисунок 11. Високочастотный хирургический аппарат ЭХВЧ -250-6.



Рисунок 12. Високочастотний хірургічний апарат ERBE VIO 300D.



Рисунок 13. Високочастотний хірургічний апарат EMED (ES 400).



Рисунок 14. Високочастотний хірургічний апарат MATIN (Meg 1).

Проведений огляд існуючих сучасних розробок технології та обладнання провідних зарубіжних фірм показав, що, розроблені і застосовуються різноманітні методи та обладнання для коагуляції живих тканин. При цьому, часто виникають негативні явища, пов'язані з процесом коагуляції, які призводять до перекоагуляції і омертвіння тканин.

Цих недоліків, в значній мірі, позбавлена розроблена Інститутом електрозварювання ім. Є.О. Патона НАН України технологія біполярного високочастотного зварювання живих м'яких тканин тварин і людини, яка

дозволяє отримувати зварні з'єднання попередньо розрізаних органів і тканин з відновленням їх структури і функцій.

Відомо [234], що зварювальні технології в свій час створили прорив в розвитку промислового виробництва. Зараз вони починають свій шлях активного застосування в електрохірургії. Досвід спільних робіт науковців Інституту електрозварювання ім. Є.О. Патона Національної Академії наук України (НАНУ) та працівників медичних установ України показав, що вирішення проблем з'єднання розрізів живих м'яких тканин можна вирішити з використанням зварювання. Найбільш перспективним є використання методу високочастотної (ВЧ) електрозварювальної технології.

Ідея можливості вирішення проблеми з'єднання живих м'яких тканин за допомогою електрозварювальних технологій належить академіку Б.Є. Патону. Гіпотеза механізму створення з'єднання розрізів живих тканин за допомогою ВЧ електрозварювання і шляхи її підтвердження були запропоновані академіками Б.Є. Патоном і В.К. Лебедєвим.

В Інституті електрозварювання ім. Є.О. Патона НАНУ були проведені наукові роботи, в результаті яких були визначені умови створення зварного з'єднання тканини струмами високої частоти (ВЧ). Ці роботи стали основою розробки та впровадження базового зварювального процесу та обладнання. Зазвичай, до складу високочастотного зварювального комплексу входить енергетичний блок, що складається з джерела живлення (ВЧ-електрокоагулятора) з системою керування та програмним забезпеченням, та спеціально створених комплектів біполярних зварювальних медичних інструментів.

Процес з'єднання живих тканин тварин і людини нагадує контактне зварювання опором и має з цим процесом багато спільного. Для того, щоб відновлення фізіологічних функцій оперованої тканини або органу протікало достатньо швидко і не ускладнювалось різноманітними негативними явищами, термічний вплив повинен бути, з однієї сторони, мінімальним, з другої – достатнім для отримання надійного з'єднання. Цим відрізняється технологія

біполярного високочастотного зварювання живих тканин і органів від відомого процесу біполярної коагуляції [235].

Утворення зварного з'єднання базується на ефекті дозування електротермічного впливу на структуру білкових молекул. Тому визначним досягненням розробленої електрозварювальної технології є відновлення фізіологічної функції оперованих тканин. Крім того, слід відзначити принципову відмінність впливу на живу тканину процесу зварювання в порівнянні з широко застосовуваним процесом коагуляції. Останній викликає опік і омертвіння тканини в місці впливу нагрівання, у той час, як при використанні зварювальної технології досягається значно менше травмування тканин та відсутність опіків, що було підтверджено морфологічними дослідженнями.

Для того щоб відновлення фізіологічних функцій розрізаного під час операції органу протікало досить швидко і не спричиняло ускладнень, теплове вкладення повинно бути мінімальним, але достатнім для створення з'єднання. Тому вимоги до управління процесом нагрівання живих біологічних тканин підвищуються. Використання високочастотної біполярної коагуляції для відновлення функцій органів повинно бути простим для хірурга, не відволікати його увагу на налаштування апаратури і не призводити, в зв'язку з цим, до втрати часу.

В основному при високочастотному з'єднанні м'яких біологічних тканин зварюванням зводять кромки з'єднуваних шарів тканин та пропускають крізь стиснену тканину електричний струм для нагрівання її до температури, при якій відбувається інтенсивна коагуляція білка, що міститься в тканині.

Процес протікає у два етапи. Обмежене нагрівання з'єднуваних шарів тканин здійснюється напругою високої частоти, модульованою імпульсами частотою між 1 і 20 кГц, при відносній тривалості імпульсу від 10 до 50%, при чому модуляцію здійснюють як на першому етапі зварювання, так і на другому [236]. І етап (адаптація) протікає при наростаючій із нульового значення напруги високої частоти. Швидкість наростання напруги поступово знижується (рис. 15).

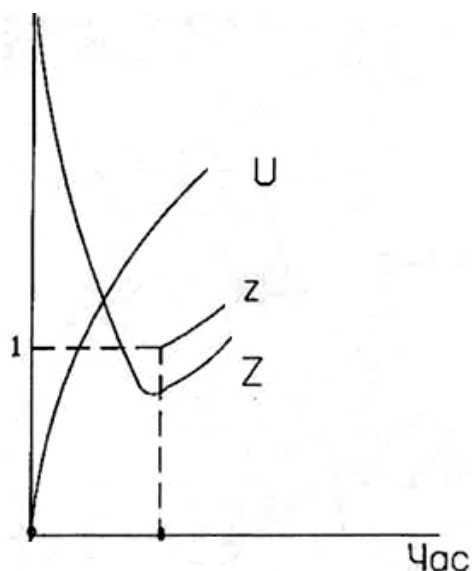


Рисунок 15. Залежності зміни напруги високої частоти U , імпедансу Z , відносного імпедансу z від часу.

Через певні малі інтервали часу проводяться виміри напруги і струму високої частоти. Діленням цих двох величин визначається поточне значення імпедансу тканини. В міру зростання напруги поточне значення імпедансу падає і потім досягає мінімального значення $Z_{\min}$ (рис. 16).

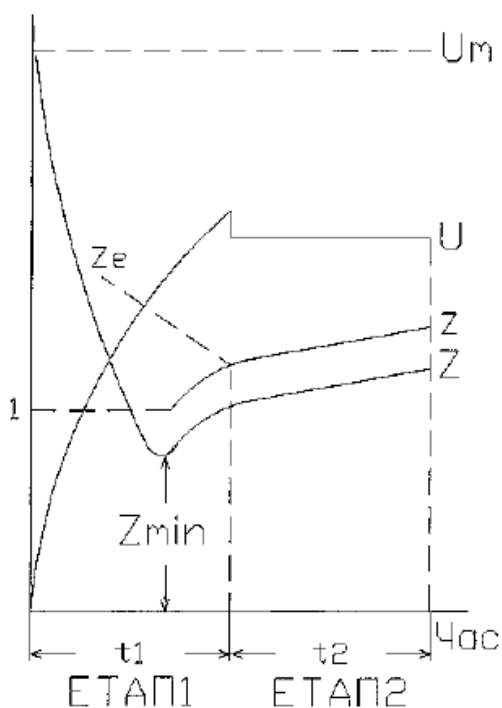


Рисунок 16. Залежності зміни напруги високої частоти U , імпедансу Z і відносного імпедансу z і значення z_e від часу.

Моніторинг значення імпедансу дозволяє виявити мінімальне його значення. Це значення імпедансу запам'ятовується і із цього ж моменту часу використовується для визначення значення відносного імпедансу шляхом ділення поточного його значення на мінімальне $z=Z/Z_{\min}$.

Зміна знаку похідної імпедансу за часом dZ/dt з негативного на позитивний викликана початком процесу коагуляції білка. Таким чином, система автоматичного управління знаходить напругу, при якій можливе утворення з'єднання.

Відносний імпеданс зростає, що свідчить про підвищення ступеня коагуляції тканини. Для переходу від першої стадії процесу зварювання, яка характеризується поступовим підйомом напруги до другої стадії процесу зварювання в умовах природної флуктуації імпедансу, першу стадію процесу завершують при відносному імпедансі z_e в межах від 1,5 до 1.

II етап (формування з'єднання) починається зі зниження напруги на 0...30% (рис.16, час t_1).

На рисунку 13 напруга на тканині зберігається незмінною до кінця зварювання. Час другого етапу t_2 встановлюється автоматично пропорційно часу першого етапу, тобто

$$t_2=a*t_1, \quad (2)$$

де a - коефіцієнт.

Описаний алгоритм працездатний при сприятливому сполученні визначальних його величин і коефіцієнтів. Описана послідовність маніпуляцій і особливостей системи живлення була відтворена на відповідному устаткуванні, спочатку перевірена при загальнохірургічних операціях на свинях і, після одержання позитивних результатів проходила іспит в Центральному шпиталі Служби безпеки України у відділеннях хірургії і гінекології, а потім була прийнята для практичного використання.

Електрохірургічна зварювальна технологія знаходить широке застосування, як у випадку посттравматичних операцій (при наявності здорової, але травмованої тканини), так і при хронічних захворюваннях, коли необхідна

пластика або реконструювання органів після видалення уражених хворобою ділянок тканини [237-246].

Можна відзначити такі основні переваги високочастотного зварювання в порівнянні з традиційними методами з'єднання розрізів живих тканин: відсутність розвитку запальної інфекції в рані; відсутність загрози розповсюдження інфекції з полів органів (кишечника, шлунку), що має місце при використанні шовних матеріалів; відсутність загрози стенозування анастомозів внаслідок розвитку грубих рубцевих тканин у віддаленому післяопераційному періоді.

Застосування зварювальної технології забезпечує спрощення техніки виконання хірургічних операцій: досягається бездимна технологія, що позитивно позначається на здоров'ї хірурга, особливо при роботі з інфікованими пацієнтами; зменшується крововтрата; скорочується як тривалість операції так і тривалість відновлювального періоду; зменшується витрата на лікарські препарати, у тому числі, на наркотичні засоби.

Все вищезгадане дозволяє констатувати, що електрозварювальна технологія є новим кроком у розвитку електрохірургії живих тканин.