

SECTION 2. BIOMEDICAL ENGINEERING

2.1 Хірургічні способи з'єднання живих біологічних тканин

З'єднання анатомічних структур або вісцеральних (внутрішніх) органів має вирішальне значення в хірургії. З'єднання тканин – найбільш актуальна проблема хірургії. Відновлення цілісності пошкоджених органів та тканин становило основу хірургії з її зародження. Травми, ушкодження при патологічних процесах, оперативних втручаннях – всі ці ситуації вимагають хірургічного втручання, в основі якого лежить з'єднання тканин, тобто накладання швів [17].

Розвиток медичної науки, промисловості зумовив появу нових способів з'єднання тканин за допомогою медичних клеїв, лазерної техніки, механічних швів та інш. (рис. 1). Однак, до цього часу ручне з'єднання тканин є основним видом хірургічних маніпуляцій.



Рисунок 1. Способи з'єднання тканин.

Шовні способи використовуються в медицині з давніх часів [18]. Ще за 2000 років до нашої ери в китайському трактаті про медицину було описано кишковий шов з використанням ниток рослинного походження. У папірусі Едвіна Сміта (Edvin Smith Papyrus), вік якого оцінюється в 4000 років, описано застосування стародавніми єгиптянами льняних хірургічних швів [19]. Попри це,

до XIX ст. прогрес у освоєнні нових матеріалів був дуже незначним. Кетгутові нитки, що широко використовуються тепер в хірургії, були створені Галеном [20], популяризовані в 1840 р. Луїджі Пората (Luigi Porta) - професором хірургії з Павії і в 1868 р. в Англії удосконалені шляхом хромування [19]. Кетгут був першим з відомих шовних матеріалів, що розсмоктується.

Другим за поширеністю шовним матеріалом є природний шовк. З хірургів уперше його застосував Є. Т. Кохер 1887 р. Пізніше, 1913 р., методика використання шовку була вдосконалена У. Холстедом [21]. Вже у XX ст. при детальному вивченні властивостей кетгуту і шовку було виявлено цілий ряд недоліків цих матеріалів: висока реактогенність, алергізуюча дія, терміни розсмоктування, що важко передбачати. Стала очевидною необхідність заміни кетгуту і шовку шовними матеріалами, позбавленими цих недоліків.

У 40 - 60-х роках XX ст. з'явилося багато робіт, присвячених проблемі пошуку нових шовних матеріалів. Було запропоновано безліч ниток серед яких зустрічалося чимало екзотичних: кінський волос [22], сухожильні нитки щурів [23], кішок, кита [24], північного оленя [25], кенгуру [26], нитки з аорти [26] і твердої мозкової оболонки великої рогатої худоби [27], з нервів собаки [28], із людської пуповини [29]. Застосовувалася також як шовний матеріал і рибальська волосінь [30]. Проте недоліки цих матеріалів (складність отримання, реакція тканин, можливість інфікування нитки, механічні якості) перешкоджали їх широкому впровадженню у хірургічну практику.

У сучасній хірургії все більше уваги приділяється пошукам ідеального шовного матеріалу, до необхідних якостей якого ще М. І. Пирогов [31] зараховував такі: а) шовний матеріал повинен викликати мінімальні порушення та запалення у тканинах; б) шовний матеріал повинен мати гладку, рівну поверхню; в) шовний матеріал не повинен абсорбувати вміст рани, набухати, викликати бродіння і стати джерелом зараження; г) нитка за достатньої міцності та еластичності не повинна бути об'ємною і склеюватися з навколишніми тканинами.

При зав'язуванні вузлів для хірурга дуже важливо знати та враховувати поверхневі властивості нитки. Загальновідомо, що кручені та плетені комплексні нитки краще утримують вузол, ніж моонитки та комплексні нитки з покриттям. «Золотим стандартом» надійності утримання вузла є нитки з шовку, не обробленого ні воском, ні силіконом, у яких можна зав'язувати вузли з двох петель без загрози їх розв'язування [32].

Інші комплексні нитки (лавсан, капрон та ін.) добре утримують вузол, зав'язаний із трьох петель [33], проте всі вони мають серйозний недолік - при накладенні шва відбувається додаткова травматизація тканин через виражену розпилювальну властивість нитки (рис. 2).

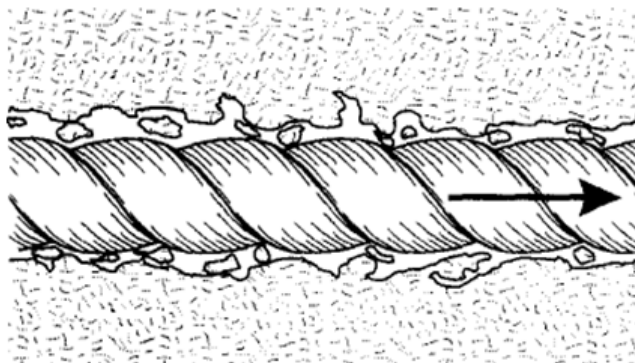


Рисунок 2. Руйнування тканин (через «розпилюючий» ефект) при проведенні через них комплексних ниток.

Руйнування стінок ниткового каналу призводить до зменшення герметичності анастомозів і посилення запальної реакції тканин на операційну травму. Пошук нових матеріалів призвів до створення низки перспективних напрямів, робота з яких триває до нашого часу. Основними є такі чотири напрями: розробка синтетичних нереактогенних матеріалів, що розсмоктуються, з точно відомими термінами деструкції; розробка шовних матеріалів, що не розсмоктуються, з хорошими маніпуляційними якостями та мінімальною ушкоджувальною дією на тканині; розробка антибактеріальних шовних матеріалів; розробка шовних матеріалів, що стимулюють процеси репарації тканин.

Вимоги до ідеального шовного матеріалу значно розширилися [34-38] і включають:

А. Оптимальні механічні характеристики (що визначають здатність матеріалу надійно утримувати вузли, що зав'язуються), такі як міцність, гнучкість, коефіцієнт тертя, пружність і еластичність (наприклад, нитка повинна розтягуватися в період післяопераційного набряку зшитих тканин, що запобігає її прорізуванню, але в той же час після зменшення набряку еластичність нитки повинна забезпечувати краям рани певну компресію).

Б. Універсальність, тобто. можливість застосування за будь-яких видів оперативних втручань.

В. Атравматичність, тобто, відсутність розпилюючого та рвучого ефекту при проведенні нитки через тканини.

Г. Відсутність токсичного, алергійного, тератогенного, канцерогенного впливу на організм.

Д. Відсутність копілярності та ефекту гнота, тобто, здатності вбирати в себе рідину та пропускати її між волокнами.

Е. Для шовних матеріалів, що розсмоктуються, – здатність після виконання своєї функції повністю розсмоктуватися, не викликаючи істотних змін з боку тканин; терміни «біодеградації» шовного матеріалу мають бути тривалішими, ніж час, необхідний для формування повноцінного рубця; продукти деструкції ниток повинні включатись у метаболічні процеси в організмі, не надаючи негативного впливу на них; якщо цього не відбувається, то продукти деструкції шовного матеріалу, що залишаються в організмі, не повинні за кількістю перевищувати фізіологічно допустимі норми.

Ж. Стерильність.

Від хірурга вимагається поєднання знання будови та властивостей ниток із правильно відпрацьованою технікою зав'язування вузлів [39].

Переваги шовного методу з'єднання тканини:

- міцність виконуваного шва як у найближчому, так і у віддаленому післяопераційному періоді;

- герметичність швів та можливість їх накладення у декілька рядів, які перекривають один одного;
- відносна простота та доступність інструментарію — голкотримачів, багато- та однозарядних голок;
- звичність методу, опрацьованого протягом століть.

Недоліки методу:

- залишення у тканинах чужорідного матеріалу (тимчасове - для ниток, що розсмоктуються та постійне - для ниток з лавсану, пропілену, металевих дроту);
- перетиснення тканин, що суттєво впливає на хід процесів загоєння ран (тимчасове - для ниток, що розсмоктуються та тривале для таких, які нерозсмоктуються), які призводять до розвитку в тканинах хронічного запалення, утворенню "ниткових" ускладнень, усунення яких іноді перевищує складність основного хірургічного втручання;
- алергічний вплив на тканини біологічних шовних матеріалів, що призводить до нагноєння рани;
- потенціювання у тисячі разів нитками раньової інфекції у ранах, що сприяє розвитку післяопераційних ускладнень;
- примусове залишення у ранах (в глибоких шарах) шовного матеріалу, що призводить до неконтрольованої реакції на них тканин організму (прорізання швів у стінках шлунково-кишкового тракту, дихальних шляхів, сечових шляхів); конкрементоутворення на нитках - у жовчних, сечовивідних шляхах та шлунку.

Механічне зшивання металевими скобками прискорює та спрощує з'єднання тканин, в порівнянні з хірургічними нитками [40]. В історії сучасної хірургії були численні спроби розробки механічного зшивання тканин металевими кліпсами [41]. Батьком принципу зшивання вважається Х. Халтл. У 1908 році він запропонував ідею наближення двох країв рани за допомогою U-подібних металевих скобок, при їх стисканні в степлері формується V-подібна форма (рис. 3) [42]. Комбінуючи кілька рядів кліпс, можна досягти ефективного з'єднання тканин.

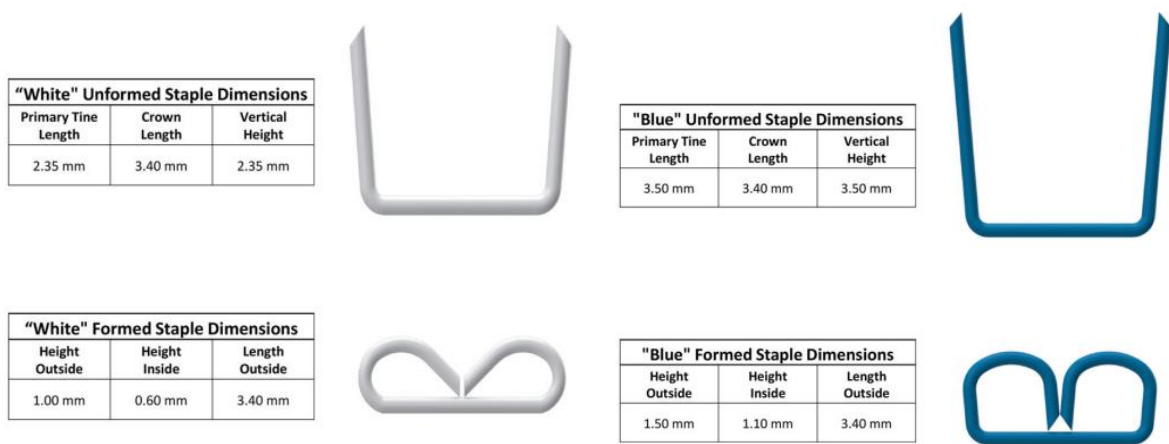


Рисунок 3. В-подібна форма скобок.

А. фон Петц представив покращену версію степлера в 1921 році, «затискач Петца» (рис. 4) знайшов помірний успіх у клінічній хірургії протягом наступних десятиліть [43].



Рисунок 4. Затискач Петца.

В 1967 році хірургічна корпорація США представила перший надійний циркулярний степлер. Це була значно покращена версія колишніх російських розробок [44]. Сьогодні різні фірми пропонують широкий асортимент різноманітних зшивальних пристроїв [45, 46].

Існує три основних типи сучасних степлерів: лінійні степлери, лінійні ріжучі степлери, круглі степлери.

Лінійні степлери виконуються у численних варіантах, вони з'єднують тканину, вставляючи в неї лінійний, подвійний або потрійний ряд скобок у шаховому порядку (рис. 5).



Рисунок 5. Лінійний степлер.

Спочатку степлери виготовлялись як інструменти багаторазового використання з картриджами, що перезаряджаються. Це були високоточні інструменти, виготовлені зі сталі. Сьогодні степлери - це одноразові інструменти, переважно виготовлені з пластмас. Картриджі можна перезаряджати для багаторазового використання на одного пацієнта. Спочатку затискачі виготовлялися зі срібла. Пізніше була використана хірургічна сталь. Сьогодні перевага віддається титану.

На відміну від простих «лінійних» степлерів, лінійні ріжучі степлери призначені для герметизації обох країв анатомічної структури, до якої вони накладені. Ці степлери мають два паралельних, лінійних, подвійних або потрійних рядів скобок у шаховому порядку і між ними проводять розтин. Раніше розділення тканин досягалося скальпелем, вставленим у проріз між серединою рядів скобок. Сьогодні між рядами скріпок одночасно заводять ніж, який розділяє їх (рис. 6). Такі степлери одноразові та виготовляються різної довжини (3...15 см).



Рисунок 6. Лінійний ріжучий степлер: (А) він складається з двох частин; (В) на наступному кроці вони з'єднуються разом і замикаються.

Кругові степлери призначені для накладання анастомозів між двома кінцями порожнистого органу. Вони складаються з головки, трохи зігнутого трубчастого корпусу та ручки (рис. 7).



Рисунок 7. Круговий степлер: зверніть увагу на злегка вигнуту форму, яка полегшує введення в пряму кишку.

Головка містить картридж з скобками і знімний блок ковадла. Картридж містить два або три концентричних ряди скобок і круговий ніж, який розташований радіально всередині степлера. Ковадло формує скобки, поворот барашкової гайки наближає або розділяє головку і ковадло (рис. 8).

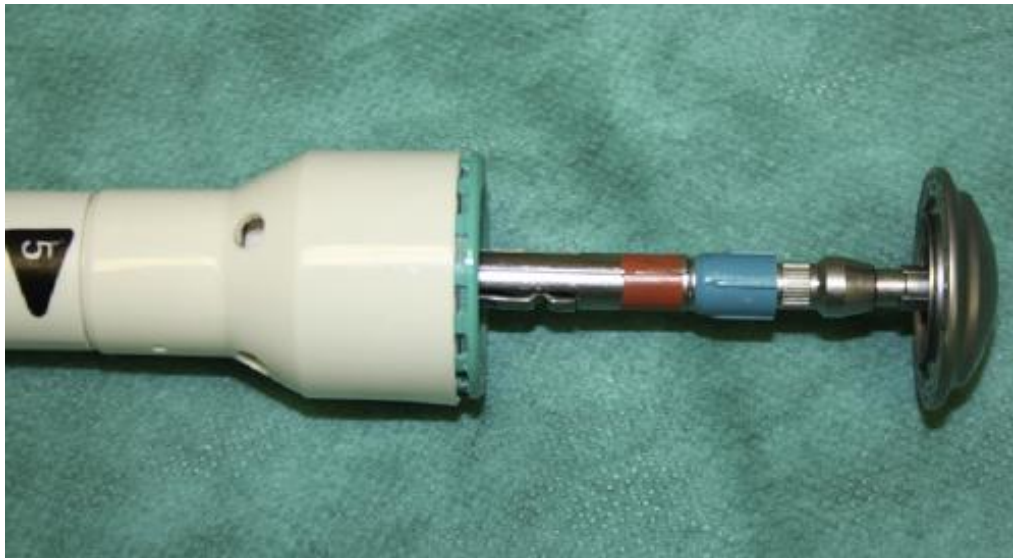


Рисунок 8. Головка циркулярного степлера в «відкритому» стані.

Жорстка конструкція сучасних степлерів обмежує їх застосування до ректосигмовидної області. Були зроблені спроби створити гнучкі циркулярні степлери, щоб досягти вищих сегментів товстої кишки для введення через рот — для стравохідних або шлункових анастомозів. Незважаючи на значні зусилля в галузі досліджень і розробок, на ринку все ще бракує гнучких степлерів. Всі недоліки застосування ниток відносяться і до скобок.

Енергія ультразвукових коливань використовується для розробки технологічних процесів з'єднання та розділення біологічних тканин. Методи з'єднання біологічних тканин за допомогою енергії ультразвуку були названі зварюванням, так як в результаті складних фізико-хімічних процесів, причому без суттєвого нагрівання, створюється нероз'ємне з'єднання, яке несе робочі навантаження, із зоною дифузійного проникнення. Отримане з'єднання є тимчасовим – воно утримує біологічні тканини, заміщаючись новоутвореною тканиною на період природних процесів регенерації [47].

За допомогою спеціальних інструментів-хвильоводів виконується ультразвукове зварювання м'яких біологічних тканин (кровоносні судини, маткові труби) без застосування будь-якого синтетичного присадного матеріалу, що дозволяє при відповідних оптимальних режимах отримувати зварний шов, здатний до подальшої регенерації і повного заміщення.

Внаслідок ударного багаторазового механічного впливу вода, що виділилася в місці контакту, частково випаровується за рахунок тепла і частково видавлюється хвилеводом, зневоднюючи тканину. Білковий колаген, що залишився, при температурі 60°C коагулюється, утворюючи зварне з'єднання. В експериментальних дослідженнях показано, що така напівкоагуляційна сполука здатна до подальшої регенерації. На основі вивчення акустичних та технологічних параметрів ультразвукового зварювання м'яких біологічних тканин показано, що амплітуда коливань становить 40 мкм, частота коливань – 26,6 кГц. Дослідження механіко-біологічної міцності зварного з'єднання на тваринах показало, що тимчасове зварне з'єднання з часом замінюється новоутвореною тканиною і на 14 – 17 добу повністю регенерує, забезпечуючи міцність біологічної тканини.

Медичні клеї (рис. 9) використовують для склеювання різноманітних тканин (шкіри, слизової оболонки, оболонок мозку, легень, нирок, кісткових трансплантатів та ін.) живих організмів, герметизації швів, здійснення гемостазу, накладання анастомозів у всіх галузях хірургії [48-51].



Рисунок. 9. Упаковки медичних клеїв.

Повне розсмоктування клею відбувається через 30-45 днів з моменту його нанесення на живу тканину. Медичні клеї мають бактерицидну дію щодо збудників хірургічних інфекцій: кишкової палички, золотистого стафілококу, синьогнійної палички. Біологічна сумісність, відсутність токсичності, здатність

забезпечувати ефективний гемостаз та герметизацію ранових поверхонь, бактерицидність дозволяють зменшити тривалість лікування хворих та досягати необхідних результатів у різних клінічних ситуаціях.

При впливі на біотканину лазерного випромінювання великої інтенсивності відбувається її нагрівання, коагуляція, випаровування або абляція. Ці явища використовуються в лазерній хірургії для зварювання біотканин, зупинення кровотечі, розсічення тканин, видалення патологічних ділянок. Вибираючи належним чином довжину хвилі випромінювання, його інтенсивність та час впливу можна отримати різні хірургічні ефекти.

Для запобігання глибокого нагрівання тканин використовують нанесення на поверхню майбутнього шва спеціального припою – речовини, що інтенсивно поглинає випромінювання в області довжини хвилі використовуваного лазера. Це може бути кров оперованого пацієнта або інші барвники та хімічні сполуки. Функції припою: зменшення глибини проникнення випромінювання, підвищення міцності, запобігання висиханню. Було показано, якщо матеріал припою має білкову основу, то він підсилює міцність зварного шва. Можливо, що такий же ефект дають білки зварюваної тканини, що піддаються плавленню і потім застигають, подібно клею, у місці стику.

При нагріванні відбувається денатурація колагенових волокон зіставлених країв тканини, а потім їх досить міцне з'єднання за місцем стику. Забезпечення міцного контакту може відбуватися внаслідок формування нових ковалентних зв'язків, переплетення пересічних решток пучків колагену один з одним, сплавлення окремих колагенових волокон між собою. Температури лазерного зварювання складають 60 – 80 °C. В цих умовах колаген піддається незворотній денатурації. Але антигенних властивостей він не набуває і тому не провокує імунної відповіді чи реакції відторгнення. Як і будь-який денатурований біоматеріал, термічно оброблений колаген на місці шва поступово ліквідується і замінюється новими колагеновими волокнами, які синтезуються фібробластами, які мігрують на місце стику з сусідніх ділянок тканини.

Міцність зварного шва залежить від температури, при якій проводилось зварювання. В експериментах на тваринах було встановлено, що при більш високих температурах міцність зварного шва відразу ж після процедури вище. Однак через кілька днів картина змінюється на протилежну: чим вище була температура в момент операції, тим слабкіше ставав зварний шов. Тому найбільш оптимальними є значення температури зварювання 60 – 80 °С. Перегрівання вище 90 °С є небажаним.

Операції зварювання відбувається наступним чином. 1) Проводять співставлення країв судини (чи іншого порожнистого органа). 2) Проводять фіксацію країв один до одного двома-трьома звичайними швами (так звані наметочні шви). У випадку кишки або сім'явивідного протоку, для кращого стикування країв, в просвіт майбутнього анастомоза вводять щільний вкладиш з матеріалу, який згодом досить швидко розчиниться у рідкому середовищі. 3) Після цього приступають до лазерного зварювання, яке триває від декількох секунд до декількох десятків секунд, в залежності від довжини зварного шва. Це істотно швидше, ніж при звичайних способах з'єднання тканин. Контроль температури може проводитися з використанням автоматичної системи із зворотним зв'язком на випромінювач.

Способи формування анастомозів при лазерному зварюванні представлені на рисунку 10.

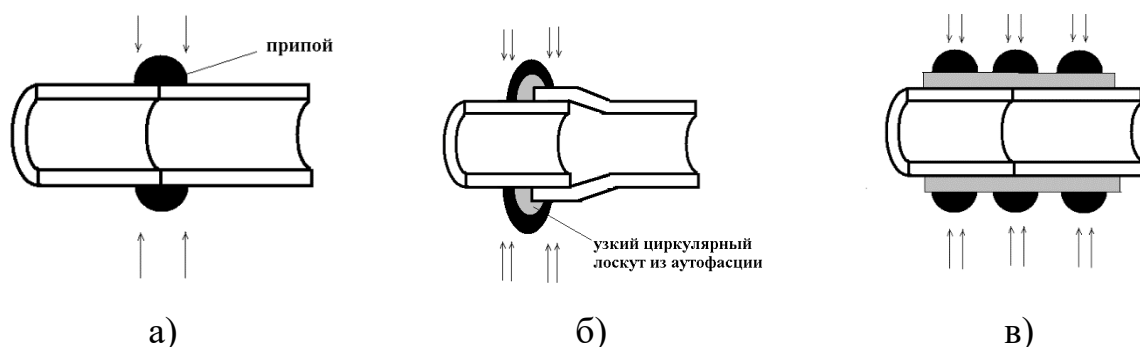


Рисунок 10. Способи формування анастомозів при лазерному зварюванні: а) звичайний спосіб (1 шов), б) шляхом натягування одного кінця на інший (2 шва), в) при розміщенні широкого циркулярного клаптя з аутофасцією (3 шва) [52].

Можливо здійснити різні варіанти попереднього з'єднання зварюваних відрізків тканини, що дозволяють підвищити міцність та герметичність зварного шва (рис. 10). Крім звичайного з'єднання встик (рис. 10, а) можливо здійснити натяг одного з країв майбутнього анастомозу на інший, з наступним зварюванням з припоєм по краю, який знаходиться зовні (рис. 10, б). При цьому, крім припою, на місці шва необхідно розмістити кругову прокладку з аутотканини, багатой колагеном, наприклад, сухожилля або фасції. Ще один можливий спосіб формування анастомозів при лазерному зварюванні полягає у формуванні муфти з аутотканини навколо місця стикування із циркулярним зварюванням по обох краях муфти і по стику (рис. 10, в). У цьому випадку, наміточні шви можуть виявитися взагалі непотрібними.

На рисунку 11 показано зварювання одного із стволів великого нерву, що здійснюється в контактному режимі з використанням припою, який краплями подається до місця зварювання.

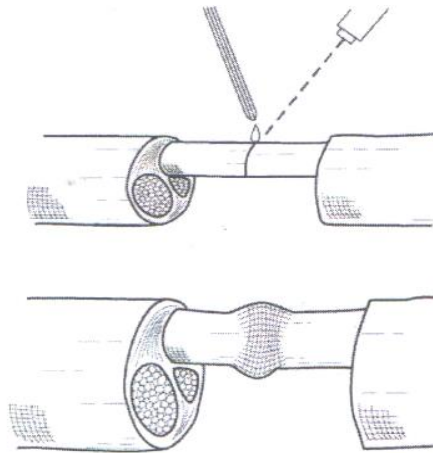


Рисунок 11. Зварювання нерву з допомогою лазерного променя [52].

Авторами [53] описаний експериментально досліджений анастомоз «кінець – в – кінець» між відрізками нервового стовбура.

На рисунку 12 показано лазерне зварювання уретри.

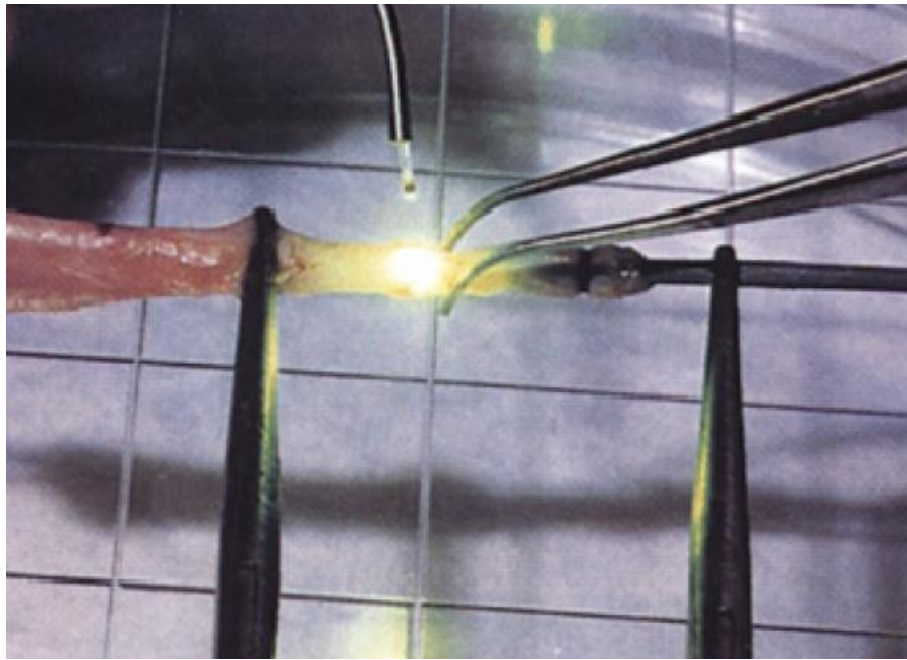


Рисунок 12. Лазерне зварювання уретри [54].

Одним з видатних досягнень 20-го сторіччя стало використання в медицині високочастотної електрохірургії, яка застосовується для коагуляції та різання тканин [55]. Використання струмів високої частоти відоме з першої чверті 20-го сторіччя [56]. Завдяки струму високої частоти в хірургічній практиці здійснюють герметизацію судин (з метою зупинення кровотечі і утворення гемостазів); а також їх використовують для розрізання тканин, при цьому одночасно із різанням герметизуються дрібні судини.

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 спеціалізацій. Особливо заслуговує уваги техніка електрохірургічних втручань, здійснюваних через ендоскоп, що дозволяє полегшити перебіг операції і скоротити термін одужання хворих. Основні переваги електрохірургії обумовлені зниженням крововтрати під час операцій і, отже, можливістю не тільки зменшити кількість необхідної донорської крові.

Ефекти, пов'язані з проходженням струму високої частоти через біологічну тканину, використовуються для зварювання м'яких біологічних тканин. Технологія високочастотного зварювання сьогодні з успіхом використовується для з'єднання м'яких живих тканин різного типу [57- 59]. Очікуваний ефект при високочастотному зварюванні досягається завдяки властивості тканини проводити електричний струм. Струм нагріває тканину. Наявні в тканині глобулярні білки являють собою довгі молекули, скручені в клубки. При нагріванні в інтервалі температури 55...100 °С молекули розпрямляються та переплутуються. Стиснені стінки судин при коагуляції з'єднуються в одне ціле.

До переваг методу біполярного високочастотного зварювання живих м'яких тканин людини та тварин можна віднести наступні переваги: забезпечення полегшення, безпеки та якості праці хірургів; зменшення використання шовних матеріалів та зшиваючих апаратів; скорочення терміну оперативних втручань; зменшення післяопераційних ускладнень і, тим самим, скорочення реабілітаційного періоду для хворих; гістологічні дослідження показують, що через певний час після отримання з'єднання, тканини відновлюють свої функції.

Сучасний етап розвитку хірургії характеризується розробкою нових методів хірургічних втручань. Цьому сприяє впровадження нових технологій, сучасної апаратури та інструментів, що дозволяють суттєво розширити обсяг оперативних втручань, виконати їх із найменшим ризиком, на високому професійному рівні.