

## 14. УРЕЂАЈИ ЗА ЕЛЕКТРОХИРУРГИЈУ

**Електрохирургија** је хирушка техника у којој се хирушке операције врше фокусираним загревањем ткива помоћу електронских уређаја са високофреквенцијским струјама, ласерским зрацима или ултразвучним таласима. На основу врсте енергије са којима се врше хирушки захвати разликује се високофреквенцијска, ласерска и ултразвучна хирургија.

**Високофреквенцијска хирургија** је хирушка техника која користи високофреквенцијске струје за фокусирано загревање ткива од 50 до 200°C.

**Ласерска хирургија** је хирушка техника која користи ласерску светлост за фокусирано загревање ткива од 90 до 400°C.

**Ултразвучна хирургија** је хирушка техника која користи фокуситани ултразвучни талас за фокусирано загревање ткива од 37 до 100°C.

### 14.1. Уређаји високофреквенцијске електрохирургије

Сви уређаји високофреквенцијске хирургије режу, разарају ткива помоћу електрода које локално, на места додира са ткивом, стварају високу температуру која изазива испарење ћелијске течности чија пара цепа зидове ћелија и коагулише беланчевине. Постоје четири могућности извођења операција: *електротомија, коагулација, фулгурација и десикација*.

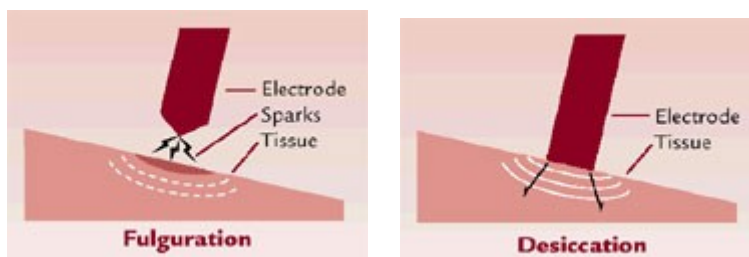
**Електротомија** представља извођење хирушког реза употребом високофреквенцијских струја. Примењују се електроде у облику игле тако да глаткоћа и ширина реза зависи од примењене електроде. Предност овог метода у односу на обичан скалпер је у томе што је крварење врло оскудно, а осим тога на месту реза долази до уништавања бактерија у потпуности. Међутим на дну реза је деловање топлоте мање па не постоји могућност уништавања бактерија.

**Електрокоагулација** је извођење помоћу активне плjosнате и кугласте електроде. Коагулација се изводи довољно јаком струјом као и дужином деловања струје на ткиво.



Сл. 14.1. Електрода које се користе код електрокоагулације

**Фулгулација** је површинско уништавање ткива употребом високофреквенцијске струје, где уколико се примењује дубље у ткиво њено деловање је без ефекта. Код ове методе су заступљене иглене електроде као и кугласте. Електрични лук који између електрода ослобађа топлотну енергију исушује и уништава изложено ткиво.

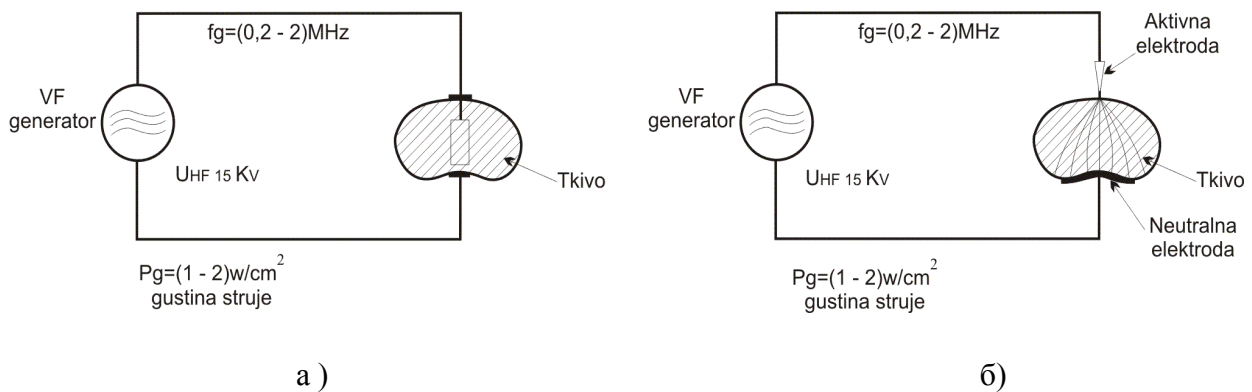


Сл. 14.2. Дејство у случају фулгулације и десикација

**Десикацијом** се врши површинско исушивање при чему је ћелијска структура сачувана и не долази до коагулације. Због исушења односно десикације касније долази до одумирања изложеног ткива. Ова метода увек користи иглене електроде промера око 0,8 mm.

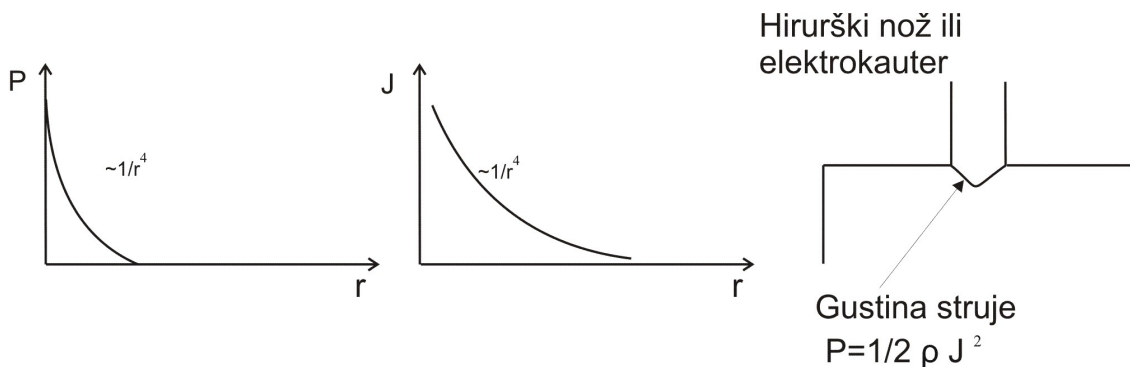
#### 14.1.2. Електрокаутер

**Електрокаутер** је електрохируршки инструмент којим се ткиво фокусирано загрева и реже помоћу струје из високофреквенцијског генератора на учестаности око 2 MHz, излазном снагом од неколико десетина до неколико стотина вати и напонем до 15 kV.



Сл. 14.3. Прикључивање ВФ генератора: а) еквивалентна шема ткива, б) расподела електричног поља и топлотне енергије која се делује на ткиво

Струја на ткиво делује као на проводник са одређеном отпорнишћу због чега се, према Џуловом закону, електрична енергија претвара у топлоту. Концентрација ослобођене топлоте зависи од густине струје. Концентрација електрона, односно густина струје се дефинише као струја  $I$  кроз површину попречног пресека  $S$  кроз који пролази:  $J = I/S$ , што значи да ако се прикључни каблови завршавају са игличастим електродама онда ће на месту додира врха електроде и ткива густина струје бити велика. Оштрина сечива на врху електроде изражава се полупречником кривине сечива  $r$  у микрометрима. Зависност термичке снаге и густине струје од оштрине, односно од полупречника кривине сечива приказана је на слици 14.4.



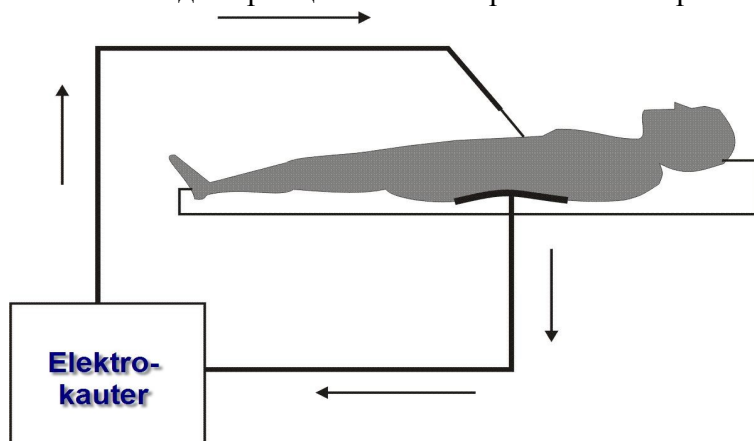
Сл. 14. 4. Зависност снаге  $P$  и густине струје од полупречника сечива електроде

**Принцип резања ткива помоћу високофреквенцијске струје** илустрован је на слици 14.3. Користе се две потпуно по функцији и облику различите електроде, активна и неутрална или пасивна. Активна електрода, иако није намењена за механичко сечење, има облик сличан скалпелу. Оштрица или шиљак има функцију да се на нјој формира велика густина електронске струје. Неутрална електрода има велику површину, практично је то проводни наслон, који обезбеђује занемарљиву густину струје и спречава појаву опекотина. Велика густина струје на оштром делу активне електроде формира јако електрично поље и ствара услове за лучно пражњење када се електрода приближи проводном ткиву. Лучно пражњење се избегава да не би дошло до опекотина и резање се врши тихим пражњењем у ткиву повећавањем температура до близу  $100^{\circ}\text{C}$ . Органска ткива садрже електролитичну течност. Органска течност на месту додира ткива са активном електродом прокључа, пара се шири и микроексплозије цепају зидове ћелија и на тај начин ствара се рез ткива. Поред цепања ћелијских мембрана топлота изазива згушавање беланчевина крви због чега долази до заустављања крварења што представља предност електрохирургије над класичним механичким резањем ткива.

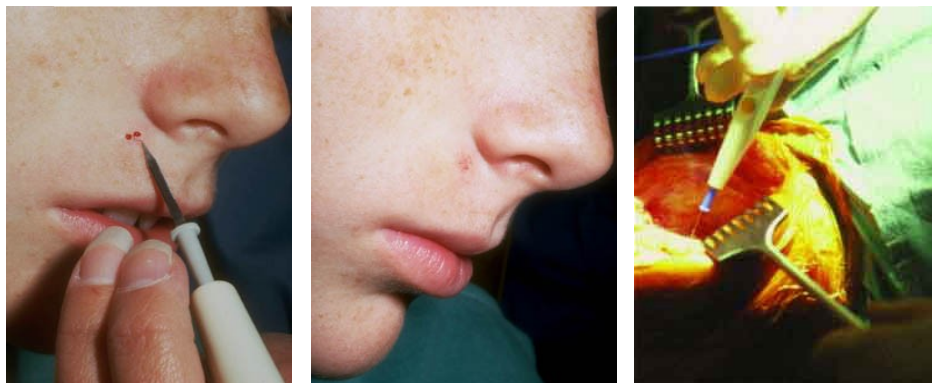
Приликом коагулације масног ткива долази до промене отпорности од  $50\ \Omega$  до  $200\ \Omega$  уколико се користе мале електроде. Док се приликом резања мишићног ткива отпорност креће од  $120\ \Omega$  до  $300\ \Omega$  односно масног ткива од  $500\ \Omega$  до  $1000\ \Omega$ .

#### 14.1.3. Монополарна и биполарна електрохирушка техника

Електрохируршки уређаји се прикључују монополарно и биполарно као и комбиновањем ових метода. Принцип монополарне технике приказан је на слици 14.5.

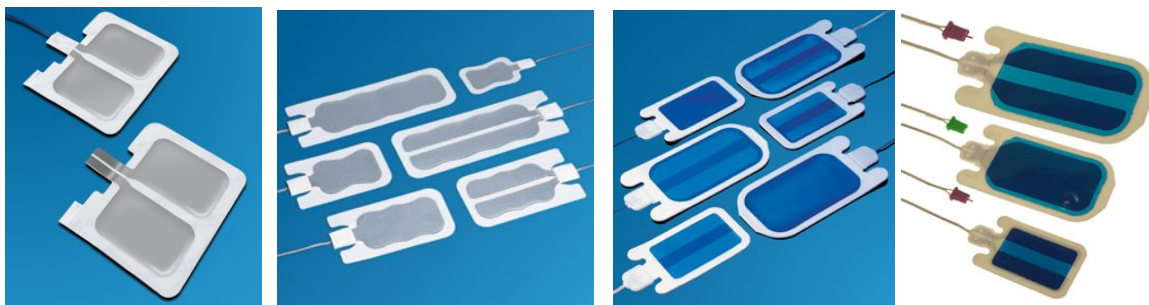


Сл. 14. 5. Монополарна електрохирушка техника



Сл. 14. 6. Примери примене монополарне електрохирушке технике

Код монополарног прикључивања из електрокаутера воде две електроде, при чему је једна активна а друга пасивна. Тип односно изглед активне електроде ће зависити од њене примене. Примери примене монополарне технике приказани су на сликама 14.6. Активна електрода је оштра јер треба да створи велику густину струје и температуру док је неутрална, пасивна електрода у облику флексибилне плоче да би се густина струје и повећање топлота могли занемарити. Максимална снага електрокутера не сме да пређе  $(1.5 - 2) \text{ W/cm}^2$  пасивне електроде.

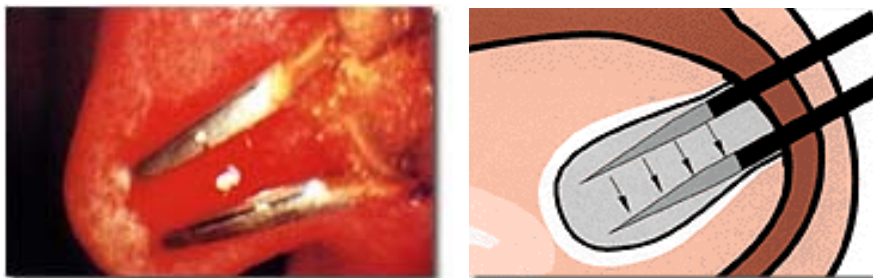


Сл. 14.7. Примерци различитих пасивних електрода

Примерци неутралних електрода приказани су на слици 14.7 а примерци активних монополарних електрода на слици 14.8.



Сл. 14.8. Разни типови активних монополарних електрода



Сл. 14. 9. Илустрација биполарне технике

Код биполарне технике струја не тече кроз тело пацијента, у правцу неутралне електроде већ само у оном подручју у коме се жели хируршко дејство. Кроз ткиво између електрода густина струје је велика, ослобађа се топлота која изазива локалну коагулацију. На слици 9 је приказана илустрација биполарне технике. Биполарним начином се избегавају оштећења на околним ткивима. Предност ове технике је у томе што су високофреквентни каблови краћи, а саме сметње на свим остали апаратима су знатно мање. Код ове операционе технике оба пола се налазе у једном хируршком инструменту, односно пинцети, којом се врши резање и коагулација. На слици 14.10 дате су форографије различитих биполарних електрода.



Сл. 14.10. Разни модели биполарних електрода

У електрохирургији се примењују различити облици високофреквенцијских струја како је приказано на слици 14.11. У зависности од струја електрохируршки апарати примењују се за: глатки рез, рез без великог крварења, рез под водом, површинску велику коагулацију, заустављање крварења помоћу стезача или пинцете, површинску коагулацију малом електродом.

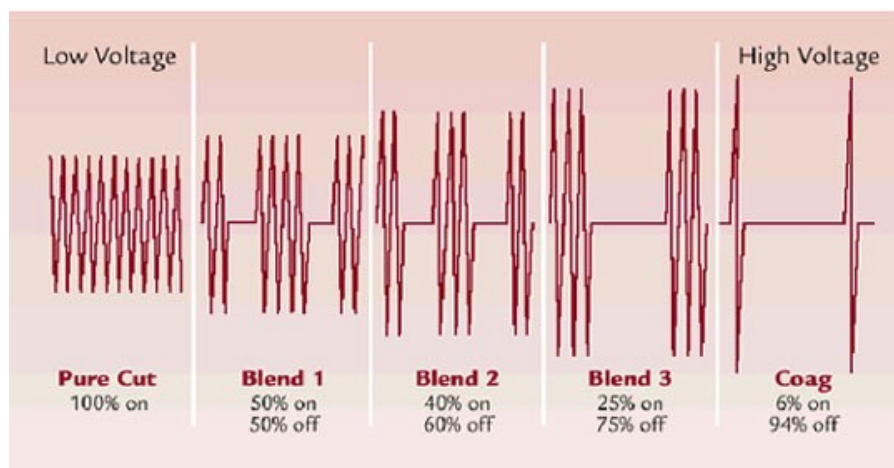
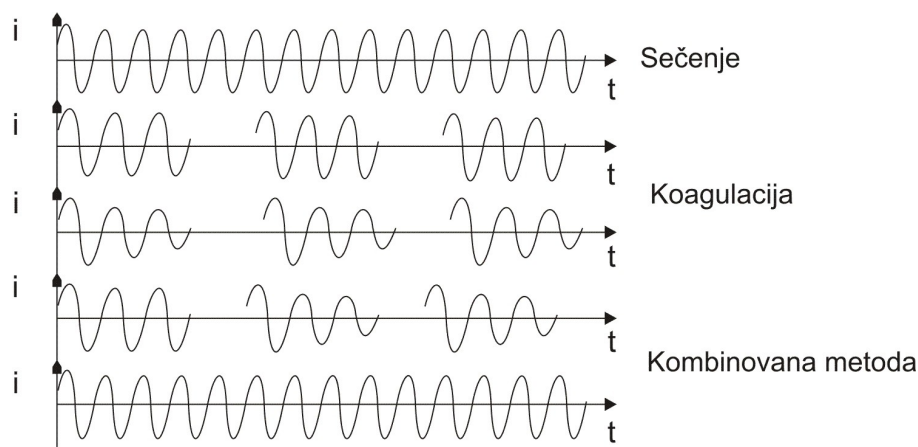
Трајање и јачина струје утиче на дубину коагулације. Уколико је дејство дуже а струја мала, може се постићи већа дубина коагулације, док се великом струјом долази до површинске коагулације. Површинска коагулација ствара опекотине испод електроде, и на тај начин спречава ширење топлоте у дубину.

Разни облици струје се користе за заустављање крварења, стварање реза без великог крварења, подводна коагулација односно подводни рез или површинску коагулацију. На затварање малих крвних судова утичу високи импулсни врхови, где се због средње проводности, користе мале електроде чије урањање у тело није ни потребно.



#### 14. Уређаји за електрохирургију

За сечење струјом користи се струја непрекидног синусног таласа, док се за коагулацију примењује испрекидан синусни талас или пак испрекидан пулсирајући пригушени синусни талас. Поред ових начина однедавно је у употреби комбинација струје сечења и коагулације, при чему је хемостатички ефекат одржан док се ткиво сече.



Сл. 14.11. Разни облици високофреквентне струје

#### 14.1.4. Функционисање електрокаутера

Функционисање електрокаутера може се објаснити помоћу шеме једног уређаја приказане на слици 14.12. Основни елементи електрокаутера су високофреквенцијски генератор, модулатор, алармни систем и систем за заштиту пацијента.

Високофреквенцијски генератор је осцилатор учестаности 800 кХз. Напон из овог генератора и модулатора за коагулацију воде се на И коло чији излаз побуђује транзистор Т1у управљачком колу. Излазни напон овог транзистора повећава се помоћу трансформатора Тр1 и побуђује транзистор Т4 у излазном колу. Радом транзистора Т1 управља се преко транзистора Т2 у колекторском колу Т1. Потенциометрима Р1 и Р2 регулише се струја Т2 и напајање Т1 а тиме и његова снага и на тај начин утиче на учинак резања и коагулације.

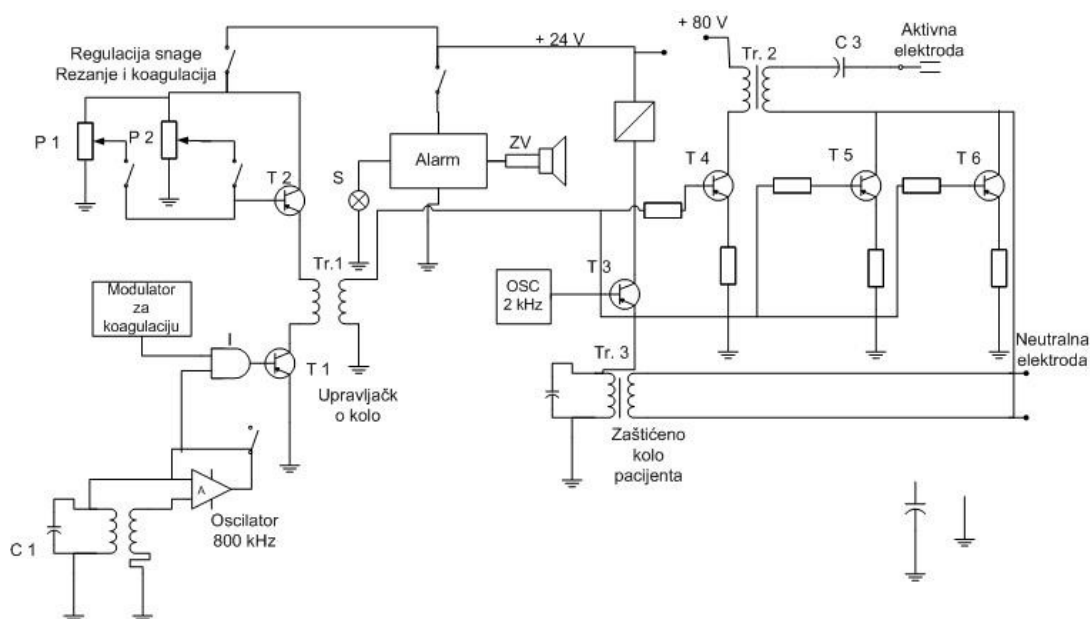
Излазно коло овог уређаја има три паралелно везана транзистора Т4, Т5 и Т6 што омогућава регулацију снаге у ширим границама. Са транзисторима снаге од око 50W укупна снага са три транзистора је 150W док би се за 500 W десет транзистора.

#### 14. Уређаји за електрохирургију

Примар излазног трансформатора Tr.2 се везује у колекторском колу транзистора док је његов секундар једним делом повезан на C3 и на активну электроду. Неутрална електрода се може повезати на више начина, односно она може бити пливајућа директно или ти пак кондензаторно уземљена.

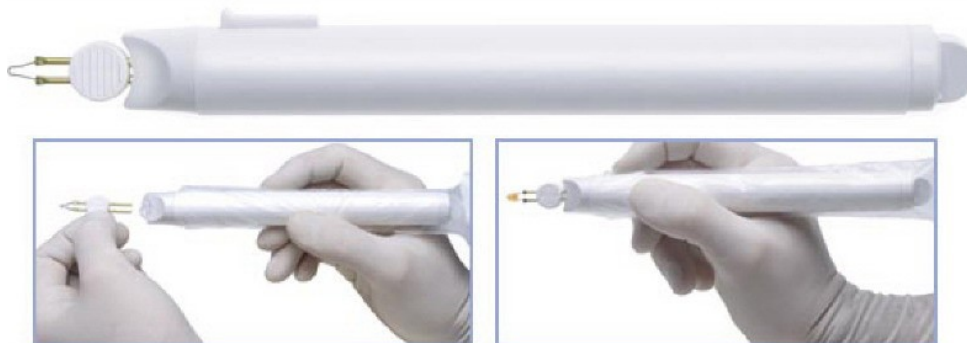
Систем за заштиту пацијента чини трансформатор Tr3 са транзистором Т3 и релеом Ре који управља прекидачима за напајање управљачког кола Р3 и алармне система Р4. Овај систем обезбеђује укључење напона за резање и коагулацију само ако је прикључена је неутрална електрода правилно спојена. Кад су прикључци добри прекидач Р3 је затворен док је Р4 отворен. Уколико неутрална електрода није добро прикључена прекидач Р3 је отворен док је Р4 затворен што активира алармни систем.

Алармни систем садржи за светлосну и звучну сигнализацију сијалицом S и звучник Зв.



Сл. 14.12. Електрична шема електрокаутера

Напон излазног кола се регулише у опсегу од 300 до 2000 V док је фреквенција у опсегу од 250 до 2000 KHz. За отпорност тела од око 500  $\Omega$  добија се да је предата снага између 80 и 200 W. Генератор модулишећег сигнала генерише импулсе синусоидалног напона учестаноста 120 Hz који се пригушују већ после десетак осцилација.



Сл. 14.13. Електрокаутер са батеријским напајањем

#### 14. Уређаји за електрохирургију

Постоје и конструкције електрокаутера са батеријским напајањем, малих димензија због чега имају предности у погледу манипулације и безбедности. Пример електрокаутера са батеријским напајањем приказан је на слици 14.13.

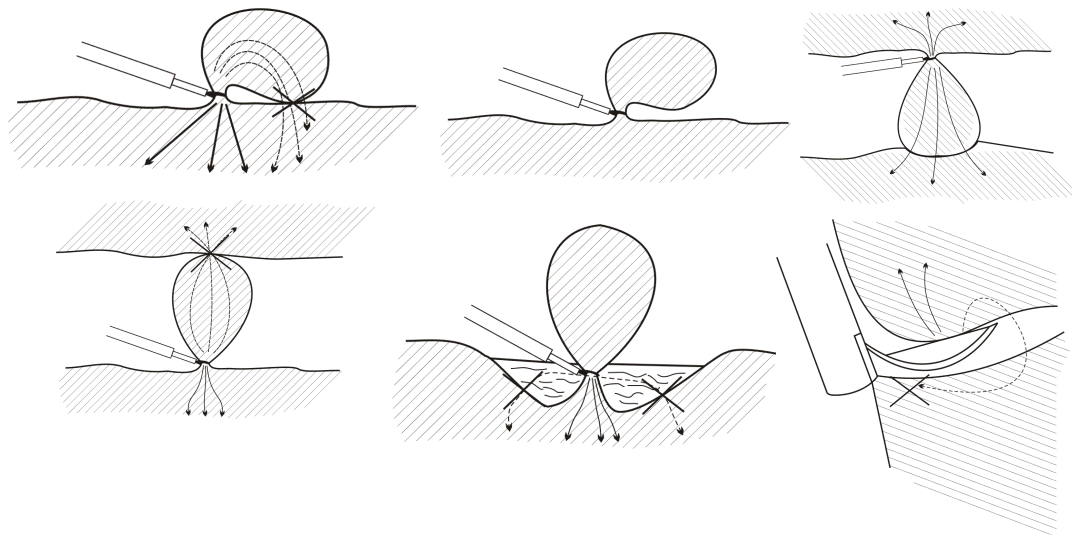
##### 14.1.5. Недостаци високофреквенцијске електрохирушке технике

Електрохирушка техника са високофреквенцијским струјама захтева пуно опреза због могућих ризика и недостатака. Ризици код високофреквенцијске електрохирургије постоје због пуштања електричне струје кроз тело пацијента. Постоји могућност струјног удара и нежељених опекотина пацијента, трајног оштећења ткива у околини реза неконтролисано појавом лука и оштећења и даљих органа услед неконтролисаних струја. Строго се мора водити рачуна о изолацији инструмента и контролисању струја кроз телесне течности.

Уколико спољна доведена струја пролази кроз мишиће и нерве љутског тела може доћи и до појаве електричног шока. Основни ритам односно рад срца неће бити одржан ако струја обухвати срчани мишић. Ово стање опасности је познато као вертикуларна фибрилација. Струје на ниским учестаностима могу и са веома малим вредностима амплитуда изазвати електрични шок. Струје на високим учестаностима већим од неколико стотина kHz неће изазвати електрични шок јер мишићна и нервна осетљивост опада са порастом фреквенције.

##### 14.1.6. Примена ендоскопа у електрохирургији

Ендоскопи, који се користе за преглед шупљина у организму, користе се и за узимање узорка ткива као и за одређене хирушке интервенције: hot biopsy, sphincterotomy и polypectomy. Типично је одстрањивање унуреашњих полипа прегоревањем. Различити случајеви интервенција помоћу ендоскопских сонди приказани су на слици 14.14.



Сл. 14.14. Различити случајеви интервенција помоћу ендоскопских сонди

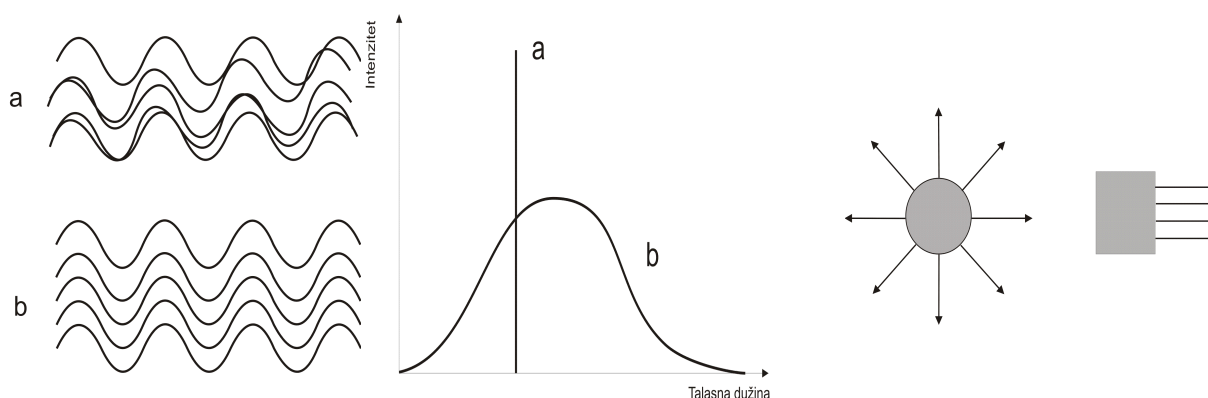
Ендоскопска електрохирургија се обавља у фреквентном опсегу од 300 kHz до 5 MHz.



## 14.2. Примена ласерса у хирургији

**Ласер** је скраћеница од engleskog “**L**ight **A**mplification by Stimulatet **E**mission of **R**adiation ” што значи појачање светла помоћу стимулисане емисије зрачења и назив је за уређај који генерише кохерентни светлосни зрак. То је зрак, односно талас који преноси осцилације светлосних фотона једне учестности, на једној таласној дужини, и по једном поларизационом правцу. Ласерски зрак се разликује од обичног светлосног зрака по монохроматичности, кохерентности и дивергенцији зрака.

Ласерско светло монохроматско светло у правом смислу речи јер састављено од таласа који имају исту учестаност и фазу. Монохроматски зрак из конвенционалног светлсног извора и из ласера у временско домену приказан је на слици 14.15а.



Сл. 14.15. Некохерентна и кохерентна, ласерска светлост у а)временском, б) фреквенцијском домену, и ц)поларизационј равни

У фреквенцијском домену и на скали таласних дужина, како је приказано на слици 14.15б, ласерски зрак представља једну компоненту док конвенционална светлост заузима спектар таласних дужина између 0,3 и 0,75 микро метара. Кохерентност значи повезаност, односно усклађеност ласерског снопа у односу на време и простор. Ласерско зрачење има увек јединствен карактер, сви новостворени ласерски фотони емитују се стално у једном те истом смеру, и у истој фази. Кохерентност и усмереност ласерских зрака омогућава њихово боље скупљање у жариште. Способност фокусирања

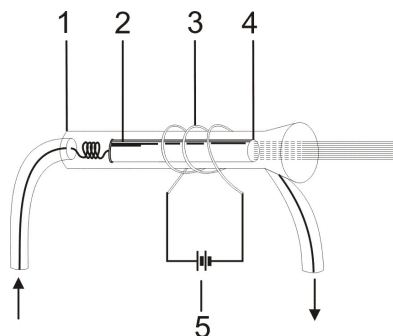
#### 14. Уређаји за електрохирургију

ласерских зрака на малом простору даје могућност да се велика енергија зрачења концентрише у једној тачки што омогућава да се температура у веома малој запремини подигне чак и до  $7000^{\circ}\text{C}$ . На месту деловања светлосног зрака се може испарити свака материја.

Ласерски талас осцилује само у једном правцу, док таласи обичне светлости осцилују у свим правцима трансферзалне равни, управно на правац простирања. Ласерски зраци се простиру усмерено у веома уском снопу који се расипа, дивергира тек после неколико километара за разлику од обичне светлости која већ од дивергира на све стране.

Постоји више врста ласера који раде на различитим принципима, на бази гасов, кристала и полупроводника.

Таласна дужина рубинског ласера износи  $694,3\text{ nm}$  што је у подручју црвене светлости. На слици 14.16 приказан је импулсни рубински ласер који садржи цев са кристалима рубина са примесом хромових јона. Кристали рубина служе за многоструко одбијање светлости и делују као резонатори, при чему један крај рефлектује више а други мање зрака. Цев која се налази око рубинских кристала је уствари цев са ксеонском светилком односно флешом. Систем хлађења као и извор струјног напајања је такође присутан код овог ласера.



Сл. 14.16. Приказ рубинског ласера

Поред импулсних ласерских зрачења веома често се примењују непрекидна континуална зрачења код којих је у употреби гасни ласер. Први гасни ласер су садржали мешу хелијума и неона, а касније се примењује аргон и криптон. Ласер се користи у медицини за различите терапеутске сврхе.

Као и код осталих облика светлосне терапије услов за деловање ласерских зрака је њихова апсорпција. Апсорпција зрачења је различита за различита ткива. Разлике у апсорпцијској способности су у уској вези са таласном дужином и садржајем воде у ткивима. У принципу се 45% до 50% рефлектује од коже а преостала количина је довољна за деловање које продире даље. Дубина продирања ласерских зрака зависи углавном од њихове таласне дужине баш као што је то случај са осталим светлосним зрацима. Ласерски зраци таласне дужине од  $600$  до  $1100\text{ nm}$  имају највеће дубинско деловање. Од примарног значаја за деловање ласерских зрака је њихов интензитет. У медицини се користе ласери малих и великих интензитета.

Ласер је за хирургију изузетно значајан уређај, јер су одређене хирушке интервенције могуће једино са ласером. То је чест случај у офталмологији и неурологији и у многим применама доказана предност сечења ласером у односу на класичне методе сечења. Ласером је могуће оперисати и стомачне органе (паренхиматозне), при чему је извођење резова бескрвно. Поред чињенице да нема крварења, предност ове хирушке методе је и тај да је рез узак, брзо зараста тј брзо ствара ожиљак него ли ти скалперском

14. Уређаји за електрохирургију

методом. Могућност инфекције је сведена на минимум односно она отпада јер ласерска светлост са сигурношћу омогућава потпуну стерилност за време трајања операције. Захват се може извести довољно брзо тако да подвезивање крвних жила за време операције није ни потребно.

Ласер налази примену и у кардиоваскуларној медицини где се користи за уклањање атерома или тромбона крви. Да би се светлосни млаз усмерио на тачно одређени простор неопходно је користити оптичка влакна.

Примене ласера су бројне у оториноларингологији, урологији, неурохирургији као и другим областима медицине. Ласер је веома погодан хируршки алат који својим начином рада смањују промене у околини реза, које се резултују веома малим ожиљком. Ласером се обезбеђује врло прецизна дозирања која се примењују са јако великом прецизношћу. Уколико је примена ласера индикована може се рећи да ласер и нема недостатака. У области хирургије као и офтамологије тераписка примена ласера је устаљена.

Са мањим дозама ласерског зрачења врши се дехидрација ткива. При оваквом деловању не долази до уништавања ткива јер су промене још увек реверзибилне. Ако су дозе зрачења велике онда оне делују у смислу денатурације беланчевина, иреверзибилно односно долази до појаве коагулације, која се другачије у овом случају назива и фотокоагулација. Даљи ступањ разорног деловања ласера је карбонизација и коначно долази до испарења ткива.

Мрежњача ока је врло осетљива на деловање ласерских зрка па због тога при раду са таквим зрацима неопходно је заштитити око пацијента као и особља које рукује ласером. Користе се углавном заштитне наочаре које имају посебан оптички филтер. У сваком случају заштита мора бити потпуна односно и са стране, јер у супротном може доћи до нежељеног оштећења рожњаче и беоњаче. Оштећење ока може настати при енергији од  $0,24$  до  $7 \text{ J/cm}^2$ . Заштита ока неопходна је при сваком раду са ласерским зрацима.

Фотокоагулација је искоришћена у офтамологији а реч је о уређајима намењеним за тачкасто заваривање мрежњаче за дно ока, у ситуацијама када она при повреди главе одступи од очног дна. Пре него што се ласер примењивао као решење овог проблема прибегло се хируршким захватом, који подразумева физичко отварање ока. Међутим применом ласера се то обавља веома елегантно при чему се зрак фокусира на мрежњачу која се тачкасто завари за дно ока. Ова метода је толико успешна тако да ником више не пада на памет да отвара око због одступања мрежњаче. У офтамолошке сврхе се користе аргонски ласери јер се његови зраци апсорбују у хемоглобину и пигментном епителу, трајање импулсне емисије је ограничено на мање од једне милисекунде око  $0,8 \text{ ms}$ . Приликом интервенције не оштећује се рожњача и сочиво ока.

Примена ласера у стоматологији последњих година показује тренд који непрестано расте. Примењују се ласерски зраци већих интензитета. Бушење зуба се практично обавља безболно али ласери омогућавају и низ других интервенција не само на зубима већ и на меком ткиву у устима. Ласером се врло успешно може вршити заваривање малих дефеката на површини зуба, дезинфекција корена зуба, избељивање зуба као и друге хируршке интервенције при којима се користе обични скалпери. Уколико се врши дозирајне ласерске енергије могућа је селективна обрада само каријесног ткива док здраво ткиво остаје нетакнуто, при чему не долази до загревања зуба.

Ласерским зрацима се може уклонити тетоважа са коже. Ова метода даје изванредне резултате. Импулсни рубински зраци енергије  $2$  до  $4 \text{ J/cm}^2$  у потпуности

#### 14. Уређаји за електрохирургију

уклањају пигменте са коже и то без икаквих озледа и безболно. Након интервенције не остају никакви ожиљци.

Примена ласера малог интензитета је у акупунктури, при чему је увод игле замењен ласерским зраком. Хелијум – неонски плински ласер емитује зрке црвеног спектралног подручја при чему је његова таласна дужина 632 nm. Дубина продирања зрака у подручју највеће транспаренције износи 3 до 10 mm. Третман је у потпуности безболан и асептичан тако да на месту његовог деловања нема термичких непожељних учинака.

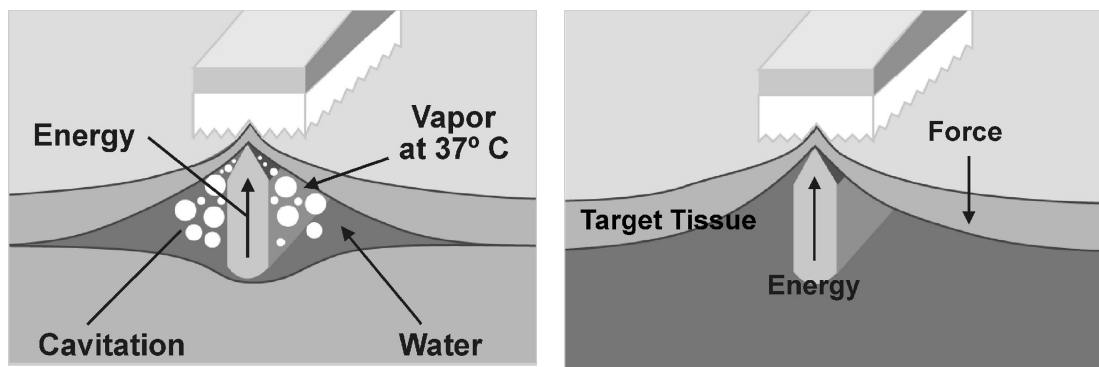
#### 14.3. Примена ултразвука у хирургији

**Ултразвук** је механички талас са осцилацијама изнад чујног подручја од 20.000 херца који се може фокусирати и трансформисати у топлоту захваљујући међусобном трењу честица које осцилују. У хирургији се ултразвук користи за три ефекта која делују синергистички и истовремено: кавитација, коаптација/коагулација, сечење.

**Кавитација** представља стварање и ишчењавање мехурића водене паре у течности због промене брзине честица. Кад се течност изложи осцилацијама и у њој формира механички талас долази до локалних промене притиска. Кад притисак падне испод притиска испаравања течности која се убрзава у течности се стварају мехурићи водене паре а кад притисак поново порасте доћи ће до кондензације.

Излагање ткива ултразвучним вибрацијама у телесној течности ткива формирају се мехурићи водене паре на телесној температури. У паренхиматозним органима ћелије се распрскавају, док у везивним ткивима стварање мехурића доводи до рашивања ткива.

Кавитација је условљена присуством воде и зато се преобладајно користи на ткивима са већим садржајем воде као што приказује слика 14.17a до се сечење приоритетно користи на ткивима са екстремно малим садржајем воде.



Сл. 15.17. Кавитација и сечење ткива ултразвучним резачем

**Коаптација** (lat: aptare – лепити) означава лепљење, односно заваривање ткива. Када се ултразвук и притисак истовремено примењују на ткиво долази до кидања терцијерних водоничних веза у протеинима. Оваква фрагментација протеинских компоненти узрокује адхеренцију молекула колагена на ниским температурама, од температуре тела до 63°C. Уколико се током дужег временског периода локално предаје велика енергија долази до повећања температуре и топлотом индукованог испарења водене паре од 63 до 100 °C, а касније и до коагулације, денатурације протеина, на максималној температури од 150 °C.

Примена ултразвучне енергије на ткиво и истовремени притисак доводи до лепљења површних крвних судова, који тада могу да се одвоје без икаквог крвављења.

14. Уређаји за електрохирургију

Код коагулације, ултразвучна енергија се примењује на ткиво заједно са притиском дужи временски период (неколико секунди). Додатни топлотни ефекат узрокује коагулацију (денатурацију) протеина као и коаптацију (фрагментацију).

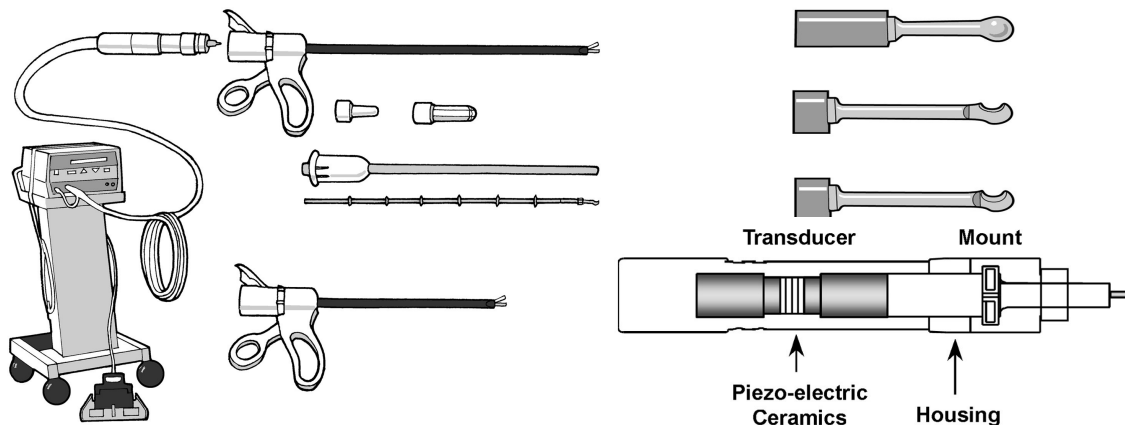
Затезањем, притиском, или и једним и другим, ткиво се истеже преко својих граница еластичности помоћу високофреквентних вибрација, при чему се сече глатко, сечивом или врхом инструмента.

Ефекат сечења се може објаснити феноменом ластиша. Уколико се оштрицом скалпела сече нерастегнут ластиш, ластиш ће бежати због своје еластичности. Медјутим уколико се ластиш затегне, само краткотрајан додир инструмента је довољан за пресецање.

Приликом коришћења хармоничног скалпела, за разлику од дијатермије, електрична струја се не пропушта кроз пацијента. На тај начин се избегавају сви ризици везани за директну употребу струје. Различити ефекти хармоничног скалпела на ткиво се постижу на температурама које не прелазе 150 °С. Коаптација доводи до фрагментације протеина, а коагулација до денатурације протеинских компоненти. Ултразвучно резање, сечење, Дисекција - исушивање, угљенисање

Ултразвуком се остварају кавитација на температура тела, коаптација у опсегу између температуре тела и 100 °С, а коагулација на температурама до 150 °С. То практично значи да нема паљења, угљенисања, нити стварања дима, као што је то случај код дијатермије или ласера, када се постижу температуре и до 400 °С.

Ултразвучни хирушки апарат се састоји од уређаја који садржи исправљач, електронски осцилатор и појачавач у пиезоелектрични претварач ултразвучних осцилација, као и транспортних колица, ножног прекидача, ручног наставка и инструмента који се на њега повезују. Конструкција једног ултразвучног хирушког уређаја са пратећим прибором приказана је на слици 14.18.



Сл. 15.18. Компоненте једног ултразвучног хирушког уређаја

Предности ултразвучне о односу на високофреквенцијску електрохирургију су што нема: тока електричне струје кроз тело пацијента, ризика од опекотина, оштећења удаљених ткива узрокованих неprimетним током струје, дубинског ефекта, неуромускуларне стимулације, неутралне електроде, ризика од струјног шока, опекотина и угљенисања ткива.

Могући ефекти ултрасижна, кавитација, коаптација/коагулација, и сечење се могу користити заједно, као појединачна функција, или у било којој синергетској комбинацији.



14. Уређаји за електрохирургију

Ефекат примењене ултразвучне енергије на ткиво зависи од врсте ткива, садржаја воде у ткиву, регулације уредјаја, врсте инструмента који се користи и времена апликације на ткиво.

**Контролна питања**

1. Шта представља *електрохирургија* ?
2. Шта је *високофреквенцијска хирургија*?
3. Шта је *електрокаутет* ?
4. Шта омогућава резање и коагулацију ткива помоћу електрокаутера ?
5. Илустровати *принцип резања ткива помоћу високофреквенцијске струје*?
6. Какви су облици активних, неутралних и биполарних електрода ?
7. Шта представља *ласер* и које су примене ласера у хирургији ?
8. Шта је *ултразвук* и како се примењује у хирургији ?