

# Postranično termičko oštećenje tkiva trbušne stijenke i tankog crijeva kod štakora i svinje primjenom UltraCisiona R

---

**Pogorelić, Zenon**

**Doctoral thesis / Disertacija**

**2009**

*Degree Grantor / Ustanova koja je dodijelila akademski / stručni stupanj:* **University of Split, School of Medicine / Sveučilište u Splitu, Medicinski fakultet**

*Permanent link / Trajna poveznica:* <https://um.nsk.hr/um:nbn:hr:171:307689>

*Rights / Prava:* [In copyright](#)/[Zaštićeno autorskim pravom.](#)

*Download date / Datum preuzimanja:* **2024-08-26**



*Repository / Repozitorij:*

[MEFST Repository](#)



**SVEUČILIŠTE U SPLITU  
MEDICINSKI FAKULTET**

**Zenon Pogorelić**

**POSTRANIČNO TERMIČKO OŠTEĆENJE TKIVA TRBUŠNE  
STIJENKE I TANKOG CRIJEVA KOD ŠTAKORA I SVINJE  
PRIMJENOM ULTRACISIONA®**

**Doktorska disertacija**

**Split, 2009.**

Rad je izrađen u Laboratoriju za eksperimentalnu kirurgiju Medicinskog fakulteta Sveučilišta u Splitu, te u Klinici za kirurgiju KBC Split i Kliničkom zavodu za patologiju, sudsku medicinu i citologiju KBC Split.

Mentor: prof.dr.sc. Zdravko Perko

## **Zahvale**

Posebno zahvaljujem mentoru prof.dr.sc. Zdravku Perku na stručnoj i logističkoj potpori tijekom istraživanja i pisanja rada.

Veliko hvala prof.dr.sc. Nikici Družijaniću na stručnim savjetima i potpori tijekom pisanja rada.

Također zahvaljujem prof.dr.sc. Snježani Tomić i dragoj prijateljici dr. Ivani Prović na izradi i mjerenju patohistoloških preparata. Njihova je uloga u izradi ovog rada bila nezamjenjiva.

Hvala kolegama dr. Draganu Krniću i dr. Kanitu Bilanu, te instrumentarki vms. Slavici Kotromanović, čija mi je pomoć bila dragocijena prilikom izvođenja operacija na eksperimentalnim životinjama.

# SADRŽAJ

<b>1. UVOD.....</b>	<b>1</b>
1.1. Osnove elektrokirurgije .....	2
1.1.1. Vaporizacija .....	6
1.1.2. Fulguracija .....	6
1.1.3. Desikacija .....	7
1.2. Endoskopska kirurgija.....	8
1.3. Endoskopski instrumenti .....	10
1.3.1. Endoskopski instrumenti za postizanje i održavanje pneumoperitoneuma	10
1.3.1.1. Veress igla .....	10
1.3.1.2. Troakari .....	10
1.3.2. Instrumenti za izvođenje endoskopskih operacija .....	12
1.3.2.1. Hvataljke .....	12
1.3.2.2. Instrumenti za prepariranje – disektori .....	13
1.3.2.3. Škarice .....	13
1.3.2.4. Nastavci za ispiranje i usisavanje .....	14
1.3.2.5. Instrumenti za podvezivanje i šivanje .....	14
1.3.2.6. Ostali instrumenti za endoskopsku kirurgiju .....	14
1.3.2.6.1. Endoskopske vrećice .....	14
1.3.2.6.2. Tupi disektori .....	15
1.3.2.6.3. Retraktori .....	15
1.3.2.6.4. Instrument u obliku prsta .....	15
1.4. Toplinske ozljede u endoskopskoj kirurgiji .....	16
1.5. Visokofrekventno titranje u endoskopskoj kirurgiji .....	19

1.5.1.	Načelo rada .....	20
1.5.2.	Učinci visokofrekventnog titranja na tkivo .....	21
1.5.2.1.	Kavitacija .....	21
1.5.2.2.	Koaptacija/koagulacija .....	21
1.5.2.3.	Rezanje .....	21
1.5.3.	Instrumenti za primjenu visokofrekventnog titranja .....	22
1.5.4.	Primjena visokofrekventnog titranja u endoskopskoj kirurgiji .....	24
<b>2.</b>	<b>POSTAVKE I CILJEVI ISTRAŽIVANJA .....</b>	<b>25</b>
<b>3.</b>	<b>METODE .....</b>	<b>28</b>
3.1.	Oprema i instrumenti .....	29
3.2.	Protokol pokusa .....	32
3.3.	Pokusne životinje .....	33
3.3.1.	Štakor .....	33
3.3.2.	Svinja .....	34
3.4.	Patohistološka obrada preparata .....	35
3.5.	Statističke metode .....	37
3.5.1.	Statistička snaga .....	37
<b>4.</b>	<b>REZULTATI .....</b>	<b>38</b>
4.1.	Statistička obrada rezultata .....	45
<b>5.</b>	<b>RASPRAVA .....</b>	<b>47</b>
<b>6.</b>	<b>ZAKLJUČCI .....</b>	<b>53</b>
<b>7.</b>	<b>LITERATURA .....</b>	<b>55</b>
<b>8.</b>	<b>SAŽETAK .....</b>	<b>61</b>
<b>9.</b>	<b>SUMMARY .....</b>	<b>64</b>
<b>10.</b>	<b>ŽIVOTOPIS .....</b>	<b>67</b>

## **1. UVOD**

## 1.1. OSNOVE ELEKTROKIRURGIJE

Počeci elektrokirurgije sežu do 1890. godine kada je francuski fizičar d'Arsonval primijetio kako izmjenična struja visokih frekvencija ( $> 10\ 000$  Hz) ne uzrokuje neuromišićnu stimulaciju kao što je to slučaj kod nižih frekvencija. Pulsirajuća električna struja kao npr. izmjenična struja ili struja niske frekvencije ima stimulatívni učinak na živčani i mišićni sustav tijela. Uzrok leži u utjecaju na uobičajenu izmjenu iona u ljudskom tijelu koji su odgovorni za fiziološki prijenos stimulusa. Stimulacija ove vrste dovodi do grčenja mišića uključujući i srčani mišić. Fiziološki sustav prijenosa stimulusa u tkivu prati krivulju prema kojoj pulsirajuće struje niske frekvencije stvaraju agresivne i opasne stimulacijske impulse. Korištenjem izmjenične struje visoke frekvencije ( $> 200$  kHz), fiziološki sustav više ne može slijediti frekvenciju stimulacijskih impulsa. Na taj način razvijena je neosjetljivost na stimulus.

Cushing je prvi primijenio elektrokoagulaciju u neurokirurškim zahvatima. Sa širom primjenom elektrokirurgije započelo se oko 1950. godine uvođenjem nezapaljivih anastetičkih plinova.

Elektrokirurgija je uporaba visokofrekventne električne energije (500 kHz - 4 MHz) u kirurgiji. Ona se koristi za rezanje ili koagulaciju tkiva, odnosno zaustavljanje krvarenja (elektrokoagulacija). Elektrokirurški instrumenti rade na principu pretvaranja električne energije u toplinu. Prolaskom visokofrekventne struje kroz tkivo, dolazi do njegovog zagrijavanja zbog električnog otpora. Zagrijavanje dovodi do gubitka vode u tkivu (evaporizacije), njegovog spaljivanja (koagulacije), pucanja ili rezanja. Krajnji učinak visokofrekventne struje na tkivo je povišenje temperature (1).

Tkiva su zbog velike količine vode i elektrolita idealni vodiči i električna energija lako prolazi kroz njih. Prolaskom struje kroz tkivo, dolazi do njegovog zagrijavanja što je najvažniji učinak. Osim toga dolazi do neurostimulacije i elektrolize koji su sporedni (1).

Nekroza tkiva počinje na  $44\text{ }^{\circ}\text{C}$ . Temperature iznad  $45\text{ }^{\circ}\text{C}$  uzrokuju kidanje u strukturi živog tkiva i prekid funkcioniranja proteinskih molekula. To se naziva termalni efekt. Temperatura od

50 °C do 80 °C u području oko aktivne elektrode uzrokuje sporo ključanje tekućine unutar stanične membrane, te dolazi do skvrčavanja (koagulacije) tkiva jer se kolagen pretvara u glukozu. Rezultat toga je skupljanje stanice i povezivanje nekoliko stanica u lančaste skupine. Između 80 °C i 100 °C dolazi do isušivanja, dehidracije (desikacija). Temperature iznad 100 °C u području oko aktivne elektrode dovode do brzog isparavanja tekućine unutar stanične membrane i na taj način do prskanja stanice. Iznad 200 °C tkivo karbonizira sa stvaranjem crnih eshara što je posljedica fulguracije (Tablica 1) (1).

**Tablica 1.** Učinci povišene temperature na tkivo.

<b>temperatura tkiva (°C)</b>	<b>vidljivi učinak na tkivo</b>	<b>odgođeni učinak na tkivo</b>	<b>mehanizam učinka</b>
34 - 44	bez	edem	vaporizacija, upala
44 - 50	bez	nekroza	oštećenje staničnog metabolizma
50 - 80	pobjeljivanje	dublja nekroza	oštećenje staničnog metabolizma
80 - 100	skvrčavanje	dublja nekroza	isušivanje (desikacija)
100 - 200	dimljenje	stvaranje vrijedova	vaporizacija
> 200	karbonizacija, stvaranje vrijedova	stvaranje dubljih vrijedova	spaljivanje ugljikohidrata



Toplinska energija koja se oslobodi zavisi o struji i izlaznoj snazi, stupnju modulacije, obliku i stanju aktivne elektrode, brzini rezanja i trajanju aktivacije te o samim osobinama tkiva.

#### • **Struja i izlazna snaga**

Najvećim dijelom učinak visokofrekventne struje na tkivo zavisi o gustoći energije po površini tkiva, odnosno gustoći struje ako je napon stalan. Što je veća gustoća energije, veći su i učinci struje na tkivo. Ako je količina energije ili struje stalna, onda je gustoća energije isključivo zavisna o promjeru aktivne elektrode: što je ona veća, gustoća struje je niža, a zagrijavanje tkiva je slabije i obrnuto.

#### • **Stupanj modulacije**

Stupanj modulacije predstavlja oblik generiranog vala visokofrekventne struje koji ovisi o vrsti generatora i podešenju instrumenta. Stupanj modulacije se u praktičnoj primjeni može objasniti kao agresivnost rezanja ili kao dubina prodiranja koagulacije.

#### • **Oblik elektrode**

Oblik i veličina aktivne elektrode je faktor koji također utječe na razinu temperature razvijene na mjestu primjene. Tako je omogućeno reguliranje temperature u neposrednoj blizini primjene, pa time i rezultirajući učinak. Tanke, oštre elektrode dovode do pojave velike gustoće struje i prema tome visoke temperature. Rezultat je rezanje tkiva. S druge strane, elektrode veće površine dovode do pojave manje gustoće struje, pa prema tome i niže temperature što rezultira koagulacijskim efektom.

#### • **Stanje elektrode**

Iz opisanoga se mogu objasniti učinci brzine pomicanja i debljine same elektrode na dubinu koagulacije, odnosno termičke ozljede pri rezanju tkiva. Koagulacija rezne površine je dublja, a toplinsko je oštećenje veće što je brzina pomicanja elektrode manja, a elektroda deblja. Obrnuto, koagulacija rezne površine je manja ako se elektroda brže pomiče i ako je ona tanja.

Osim već opisanog fizičkog otpora, postoji i otpor koji se pojavljuje u točki dodira elektrode i tkiva npr. kada se na elektrodi stvori karbonizirani sloj, otpor sistema se višestruko povećava. S nepromijenjenim postavkama instrumenta i istim trajanjem aktivacije, rezultirajući efekt će se znatno smanjiti. Zaprljane elektrode tijekom zahvata zbog toga se trebaju čistiti.

#### • Osobine tkiva

Toplinska energija koja se stvara nakraju ovisi i o samim osobinama tkiva. Različite vrste tkiva imaju različiti otpor (npr. krv  $0,16 \times 10^3 \Omega$ , mišić  $0,2 \times 10^3 \Omega$ , jetra  $0,3 \times 10^3 \Omega$ , mozak  $0,7 \times 10^3 \Omega$ , pluća  $1,0 \times 10^3 \Omega$ , masno tkivo  $3,3 \times 10^3 \Omega$ ).

#### • Monopolarna i bipolarna tehnika

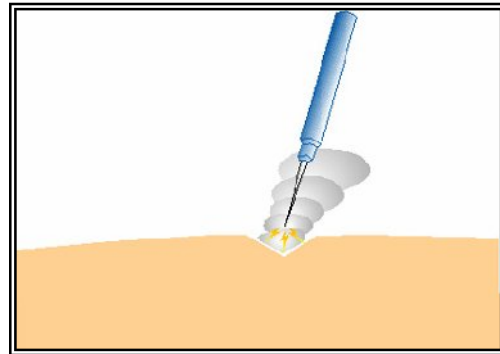
Tijekom monopolarne tehnike rada, struja kroz tkivo teče od aktivne elektrode prema neutralnoj elektrodi. Struju visoke frekvencije proizvodi generator. Osim aktivne i neutralne elektrode i tkiva bolesnika, strujni krug zatvaraju i priključni provodnici.

Kod bipolarne tehnike rada, struja visoke frekvencije ne prolazi kroz tijelo bolesnika prema neutralnoj elektrodi (za razliku od monopolarne tehnike). Zahvaljujući posebnom oblikovanju (izolaciji), bipolarni instrumenti mogu biti izvedeni tako da se aktivna i neutralna elektroda nalaze jedna nasuprot drugoj. Najpoznatiji i najrašireniji instrument ove vrste je bipolarna pinceta. Put struje visoke frekvencije u tom slučaju je s jednog na drugi vrh pincete. Taj put je neusporedivo kraći, nego kada se koristi neutralna elektroda tako da je i potrebna snaga mala. Zbog istog razloga je i koagulacijska zona mala. Tako je bipolarna tehnika rada daleko sigurnija od monopolarne. Neutralna elektroda bez koje je nemoguće raditi monopolarnom tehnikom u bipolarnoj primjeni nema nikakvu funkciju.

Obično se u tijeku elektrokoagulacije govori o dvama oblicima primjene visokofrekventne struje: “rezanju” i “koagulaciji”. Za rezanje tkiva rabi se sinusoidalni oblik valova (1).

### 1.1.1. VAPORIZACIJA (Rezanje)

Vaporizacija odgovara rezanju (Slika1). Aktivna elektroda nije u kontaktu s tkivom. Nekroza je na rubovima mjesta primjene mala i zavisi o brzini pomicanja elektrode: što se elektroda sporije pomiče nekroza je veća. Najveća je nekroza ako se elektroda drži na mjestu (1).

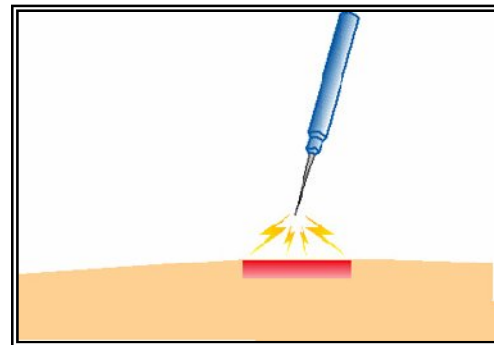


*Slika 1. Vaporizacija*

### 1.1.2. FULGURACIJA (Sprej koagulacija)

Sprej koagulacija je posebna vrsta koagulacijske tehnike. Dugo vremena poznata je pod imenom fulguracija. U tom se slučaju aktivna elektroda drži nekoliko milimetara iznad površine tkiva i nema dodira aktivne elektrode s tkivom (Slika 2). Prilikom aktivacije generatora visokofrekventne struje, stvara se izuzetno visoki napon koji u blizini tkiva oblikuje električni luk - iskra. Najveći dio energije pri fulguraciji gubi se na zagrijavanje okolnog zraka; dubina nekroze je minimalna. Ta energija stvara površinsku, snažno karboniziranu koagulacijsku zonu. Pomicanjem aktivne elektrode moguće je koagulirati velike površine rane različite strukture tkiva.

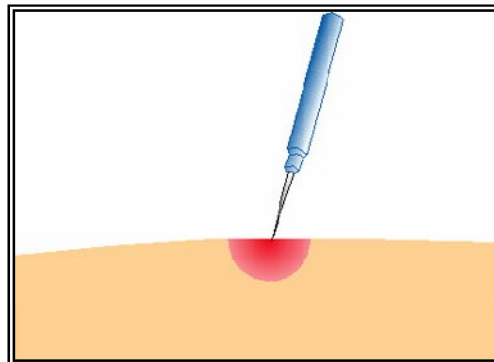
Rabi se pri zaustavljanju krvarenja iz veće površine bez vidljive krvne žile. Pritom je stvaranje iskri selektivno: struja "traži" put s najmanjim otporom. Praktično to znači da će struja najprije "pogoditi" vlažnu površinu, odnosno krvnu žilu koja krvari (1).



*Slika 2. Fulguracija*

### 1.1.3. DESIKACIJA (Koagulacija)

Kada je toplinski efekt zgrušavanja proteina uzrokovan toplinom generatora u blizini aktivne elektrode, nazivamo ga desikacija (koagulacija). Elektroda je u izravnom dodiru s tkivom, što je glavna razlika prema prije opisanim metodama (Slika 3).



*Slika 3. Desikacija*

Kod desikacije je nevažan odnos struje i napona. Učinak na tkivo zavisi samo o energiji koja je predana tkivu. Najveća je nekroza tkiva jer se energija ne gubi na zagrijavanje okolnog zraka (1). Koagulacijski efekt određuje temperatura, veličina dodirne površine koagulacijske elektrode i snaga visokofrekventnog izlaza. Tkivo oko aktivne elektrode u svim smjerovima čini koagulacijsku zonu. Međutim, i u tkivu koje graniči s koagulacijskom zonom, može doći do pojave odumiranja tkiva. Opisani efekt uzrokuje povlačenje krvi kod žila koje krvare. Stijenke žile u blizini elektrode lijepe se uslijed zgrušavanja proteina uzrokovanog toplinom. Nastaje koagulacija i zaustavlja se protok krvi.

#### **Koagulacija na hvataljkama ili pinceti**

Od svih koagulacijskih tehnika, koagulacija na hvataljkama ili pinceti je najčešće korištena. U tom slučaju, kirurg hvata žilu koja krvari hvataljkama ili pincetom. Sam mehanički pritisak smanjuje ili zaustavlja krvarenje. Zatim, aktivnom elektrodom treba dodirnuti metalni dio instrumenta. Nakon toga, slijedi aktivacija visokofrekventne struje. Instrument tada služi i ponaša se kao produžetak aktivne elektrode. Koagulacijski efekt se odvija na mjestu dodira instrumenta i tkiva. Tijekom ovog postupka, kirurške rukavice služe i kao kirurgov zaštitni izolator.

## 1.2. ENDOSKOPSKA KIRURGIJA

Endoskopska kirurgija novije je polje kirurgije i predstavlja standard bez kojega danas nije moguće zamisliti modernu medicinu. Mnogi endoskopski kirurški zahvati gotovo su sasvim zamijenili donedavno jedini način izvođenja operacija otvorenim postupkom. U endoskopskoj kirurgiji danas su mogući zahvati na svim organima i organskim sustavima. Razvoj novih i usavršavanje postojećih instrumenata omogućili su obavljanje sve složenijih operacijskih zahvata minimalno invazivnim pristupom.

Prvi laparoskopski kirurški zahvat uradio je 1901. godine Georg Kelling koji je pregledao trbušnu šupljinu psa cistoskopom nakon što je napunio zrakom pomoću štrcaljke. Švedski liječnik Jacobaeus uradio je 1910. godine prvu veću seriju laparoskopija (2, 3).

Tijekom osamdesetih godina pojava računala, chip-televizijske kamere te drugih pomagala i novih materijala dovela je laparoskopsku kirurgiju do oblika kakvoga danas poznajemo. Mala videokamera visoke rezolucije spojena je na laparoskop 1986. godine, pa se slika mogla pratiti i na ekranu. Od tada započinje razdoblje videoendoskopije.

Njemački ginekolog Kurt Semm uradio je 1982. godine prvu laparoskopsku operaciju odstranjenja crvuljka (4), a njemački kirurg E. Mühe, u rujnu 1985. godine, prvu laparoskopsku kolecistektomiju (5).

U endoskopskoj kirurgiji sama načela operiranja nisu se bitno izmijenila. Običava se reći da se u endoskopskoj kirurgiji radi sve isto, samo drugačijim načinom. Endoskopske operacije izvode se uz pomoć endoskopa, bez klasičnog otvaranja stijenke grudnog koša, trbuha ili drugih prostora tijela. Takvi prostori mogu već postojati (kao npr. grudni koš) ili se mogu stvoriti upuhivanjem plina u prethodne virtualne prostore kao što je trbušna šupljina što se naziva pneumoperitoneum. Danas se za postizanje pneumoperitoneuma koristi isključivo ugljični dioksid koji zbog visokog koeficijenta difuzije ne stvara mjehuriće što smanjuje opasnost

nastanka plinske embolije, lako se odstranjuje izdisanjem nakon apsorpcije kroz peritoneum, jeftin je i nije zapaljiv. Za postizanje pneumoperitoneuma koristi se insuflator ugljičnog dioksida. Kroz kožu se uvodi različiti broj troakara kroz koje se uvlače različiti endoskopski kirurški instrumenti. Većina ovih instrumenata slična je onima iz otvorene kirurgije, osim što su znatno dulji (nosači radnog dijela obično su dugi tridesetak cm iako ima instrumenata različite duljine), a radni dio (škarice, hvatalice i kukice) je znatno manji, nego onaj u klasičnoj kirurgiji. Instrumenti se uvode kroz troakare odgovarajućih širina, a uža instrumenti mogu se uvesti i kroz širi troakar pomoću reduktora; sve radi zadržavanja prethodno upuhanog plina te preciznijeg rada (troakari služe kao svojevrsne točke pomicanja - hipomohlioni) (6).

Operacija se obično izvodi kroz nekoliko malenih otvora. Jedan otvor služi za uvođenje optičkog instrumenta preko kojega se pomoću spojene kamere na monitoru prati što se radi. Kroz ostale male otvore uvlače se dugi i tanki instrumenti kojima se operacija izvodi (6).

Prednosti endoskopske kirurgije u odnosu na otvorenu kirurgiju su da većina bolesnika izlazi iz bolnice nekoliko dana nakon operacije; veliki dio bolesnika nema potrebe za analgeticima, pa je uobičajeno da se bolesnici za kraće od dva tjedna vraćaju svim aktivnostima uključujući i športske. Znatno je manji kirurški stres i opće kirurške komplikacije. Postiže se i bolji estetski učinak.

## **1.3. ENDOSKOPSKI INSTRUMENTI**

### **1.3.1. INSTRUMENTI ZA POSTIZANJE I ODRŽAVANJE PNEUMOPERITONEUMA**

#### **1.3.1.1. VERESS IGLA**

Veress je 1938. godine razvio posebnu iglu za sigurno upuhivanje plina u trbušnu šupljinu. Veress igla najčešće je prvi instrument koji se uvodi u trbuh. Prilikom uvođenja Veress igle treba biti osobito pažljiv. S obzirom da se uvodi "naslijepo", može doći do ozljede trbušnih organa. Igla se sastoji od dvije cijevi, mehanizma za izgurivanje unutrašnje cijevi i držača na kojemu je ventil i spojnica za crijevo s upuhivača plina. Kroz bočni otvor plin se upuhuje u trbuh. Unutrašnja cijev je preko ventila spojena sa spojnicom za crijevo s upuhivača plina. Ta je cijev pomična, pa se pri prolasku kroz stijenkiju povlači i ulazi u širu, vanjsku cijev. Vanjska cijev je nepomična i učvršćena za držač igle. Ona je na vrhu oštra tako da pomoću nje Veress igla prolazi kroz stijenkiju. Nakon ulaska u trbuh, ponovno iskače unutrašnja, tupa cijev zbog nestalog otpora trbušnog zida. Tako se mogu odgurnuti pomični trbušni organi što ih štiti od ozljede. Postoje igle za jednokratnu i višekratnu uporabu (1).

#### **1.3.1.2. TROAKARI**

Troakar je instrument koji se postavlja kroz trbušnu stijenkiju ili stijenkiju prsnog koša, te služi za uvođenje laparoscopa i endoskopskih instrumenata. Služi i kao svojevrsni hipomohlion, odnosno uporište preko kojega se izvode pokreti instrumenata. Također, služi za očuvanje i održavanje pneumoperitoneuma jer onemogućava izlazak zraka iz trbušne šupljine.

Troakar se sastoji od dva bitna dijela: vanjske cijevi i unutrašnjeg bodeža s oštricom na vrhu. Oštrica služi za probijanje stijenke nakon čega se bodež odstrani, a u stijenci ostaje cijev troakara kroz koju se zatim uvlače endoskop i instrumenti. Također, prilikom njegovog uvođenja kao i prilikom uvođenja Veress igle, treba biti oprezan da bi se izbjegle ozljede organa. Zavisno o namjeni, troakari su različito izrađeni. Troakari se najprije razlikuju po svom

promjeru. Najčešće se koriste uži troakari čiji je unutrašnji promjer rukava 5 mm i širi troakari kojima je taj promjer 10, odnosno 12 mm. Rukav troakara na gornjem proširenom dijelu ima jedan ili dva zaliska, otvarač zalistaka i ventilni mehanizam koji sprječavaju izlazak plina iz trbuha dok instrument nije u troakaru. Te dijelove ne moraju imati svi troakari. Završetak rukava troakara ima i posebnu gumenu kapicu s rupom na sredini ili silikonski listić s otvorom na sredini kroz koji instrument prolazi. To dodatno osigurava dobar dodir s instrumentom, pa se sasvim smanjuje gubitak upuhanog plina. Vanjska površina rukava troakara može biti različito izrađena, hrapava ili tupo narezana da bi rukav bolje i čvršće stajao u trbušnoj stijenci. Također, postoje i plastični ili metalni učvršćivači koji na svojoj vanjskoj stijenci imaju navoje kojima se uvrte i tako učvrste u trbušnu stijenku. Sužavač - reduktor služi onda kada se kroz širi rukav troakara uvlači uži instrument da se plin ne bi gubio. Kada se rabi uži instrument npr. promjera 5 mm kroz širi troakar čiji je promjer npr. 10 mm, tada se rabi sužavač. Unutrašnji dio troakara - bodež dulji je od rukava i to za duljinu oštrice bodeža koja se nalazi na vrhu (1).



### **1.3.2. INSTRUMENTI ZA IZVOĐENJE ENDOSKOPSKIH OPERACIJA**

Većina endoskopskih instrumenata nalik je onima koje koristimo u otvorenoj kirurgiji. Razlikuju se po tome što su instrumenti za endoskopske operacije znatno dulji, uži i tanji, nego klasični instrumenti zbog naravi endoskopske operacije i uskih troakara. Obično se endoskopski instrumenti sastoje od tri dijela: drške, nosača radnog dijela i samog radnog dijela.

Drška služi za držanje instrumenta. Ona može biti pod različitim kutovima ovisno o namjeni instrumenta. Najčešće pravim kutom ili kutom koji je veći od 90°. Drška može biti i u istoj osovini s instrumentom, dakle pod kutom od 180°.

Drške hvataljki mogu imati ugrađene različite zapinjačke mehanizme koji ih zadržavaju u željenom položaju. Takvi se mehanizmi najčešće zovu "kočnice".

Nosači radnog dijela instrumenta različite su duljine. Slično kao i troakari, nosači mogu biti kraći i dulji ovisno o njihovoj namjeni, tj. veličini bolesnika. Obično su dugi oko tridesetak centimetara. Izolirani su ako je instrument predviđen i za elektrokoagulaciju. Nosači su iznutra šuplji i kroz taj dio prolazi osovina koja silu otvaranja drške prenosi na radni dio instrumenta i otvara ga pomoću "zgloba" koji je smješten neposredno uz radni dio instrumenta. Radni dio instrumenta je različit ovisno o njegovoj namjeni.

#### **1.3.2.1. HVATALJKE**

Hvataljke služe za prihvaćanje različitih tkiva. Najviše se međusobno razlikuju po svom radnom dijelu. Radne dijelove razlikujemo prema: mogućnosti ili širini otvaranja, otisku ili obliku i profilu. Radni dijelovi hvataljki mogu imati različiti oblik, odnosno otisak nakon njihovog zatvaranja. Postoje različite izvedbe radnog dijela tako da može biti pomična samo jedna ili obje čeljusti. Postoje i hvataljke kod kojih je središnji dio šupalj, pa tkivo hvataju samo rubnim dijelom čeljusti. Otisak također može biti veći ili manji, više obao, ovalan ili četvrtast .

Od spomenutih osobina čeljusti zavisi sigurnost i čvrstoća zadržavanja uhvaćenog tkiva i svojevrsna "nježnost" hvatanja. Često za različite operacije, kakvoću i stanje tkiva, trebaju različite hvataljke. Lakše se pokida tkivo ili izazove krvarenje hvataljkama s oštrim zupcima, a

katkada upravo trebaju grube i oštre hvataljke za dobro prihvaćanje zadebljanog i čvrstog tkiva (1).

#### **1.3.2.2. INSTRUMENTI ZA PREPARIRANJE - DISEKTORI**

Disektori su građeni slično hvataljkama, ali se razlikuju od hvataljki po tomu što im drške nemaju zapinjač za zadržavanje položaja. Najčešće imaju i kotačić za zakretanje nosača radnog dijela i radnog dijela instrumenta. Razlikuju se od hvataljki i po tome što imaju priključak za provodnik s izvora visokofrekventne struje jer uvijek služe i za elektrokoagulaciju, pa su zbog toga i izolirani (1).

#### **1.3.2.3. ŠKARICE**

Drška i nosač radnog dijela veoma su slični ili isti kao kod disektora ili hvataljki, samo što drške škarica nemaju zapinjač za zadržavanje položaja.

Najčešće se radni dio škarica može zakretati. Obično imaju i priključak za elektrokoagulaciju, pa su zato i izolirane. Pokretna im je jedna ili obje čeljusti, odnosno oštrice, zavisno o izradbi.

Ti su instrumenti najčešće promjera 5 mm. Posebne su mikroškarice koje imaju osobito "nježan" radni dio te točan i oštar vrh radnog dijela. Služe za zasijecanje, a ne presijecanje struktura, npr. cističnog ili glavnog žučnog voda (1).

#### **1.3.2.4. NASTAVCI ZA ISPIRANJE I USISIVANJE**

Svi nastavci za ispiranje i usisivanje najčešće imaju samo dva dijela: dršku i radni dio koji je nastavak svog nosača. Služe za ispiranje i aspiriranje tekućine i spaljenih čestica (1).

### **1.3.2.5. INSTRUMENTI ZA PODVEZIVANJE I ŠIVANJE**

U ove instrumente ubrajamo:

1. postavljače kvačica (klip aplikatori)
2. iglodržače
3. endoomče
4. endoskopske samošivače (staplere)
5. ostale instrumente za šivanje i podvezivanje

### **1.3.2.6. OSTALI INSTRUMENTI ZA ENDOSKOPSKU KIRURGIJU**

1. endoskopske vrećice
2. tupi disektori
3. retraktori
4. instrument u obliku prsta

#### **1.3.2.6.1. ENDOSKOPSKE VREĆICE**

Služe za odstranjivanje preparata iz bolesnikovog tijela, najčešće žučnjaka ili crvuljka. Preparat se stavi u vrećicu, pa se odstrani zajedno s vrećicom. Taj je instrument isključivo za jednokratnu uporabu. Sastoji se od drške (na kojoj se nalazi naprava za stiskanje vrećice), nosača radnog dijela i vrećice na vrhu instrumenta (1).

#### **1.3.2.6.2. TUPI DISEKTORI**

Slične disektorima iz otvorene kirurgije. Sastoje se od nosača promjera 5 ili 10 mm na čijem vrhu se nalazi komadić čvrste spužvice. Služe za tupo odvajanje tkiva čvrstim povlačenjem spužvice preko tkiva koje se preparira (1).

### **1.3.2.6.3. RETRAKTORI**

Služe za odmicanje organa ili tkiva, te tako omogućuju bolji pregled operacijskog polja. Postoje različite izvedbe takvih instrumenata. Sastoje se od drške i radnog dijela. Radni dio može biti kao hladilica (lepeza): potiskivanjem pomičnog dijela drške, na radnom dijelu instrumenta izlazi i otvara se hladilica (lepeza) koja je obično sastavljena od dva ili tri dijela. Drukčiji radni dio može biti (kod jednokratnih retraktora) jednostavni plosnati balon ili hladilica. Nakon uvlačenja u trbuh, pomoću štrcaljke se preko ventila kroz dršku napuše zrak koji ispuni balon i dovede ga u radni oblik. Prije izvlačenja tog retraktora zrak se mora ispustiti (1).

### **1.3.2.6.4. INSTRUMENT U OBLIKU PRSTA**

Instrument služi za tupu disekciju i zaomčivanje cjevastih organa - obično jednjaka. Ime je dobio po sličnosti s prstom. Katkada ga jednostavno zovemo "zlatnim prstom" zbog zlatno-žute boje završnog dijela instrumenta (1).

## 1.4. TOPLINSKE OZLJEDE U ENDOSKOPSKOJ KIRURGIJI

Elektrokoagulacija je mnogo više korištena metoda u endoskopskoj, nego u otvorenoj kirurgiji. Ona je u endoskopskoj kirurgiji najvažnije sredstvo za rezanje tkiva i zaustavljanje krvarenja. Još uvijek je najčešća njezina monopolarna primjena. Primjenom takve struje moguće su neželjene ozljede okolnih ili udaljenih organa i tkiva kao što je:

1. djelovanje struje izvan vidnog polja endoskopa (neizoliranim dijelom instrumenta),
2. neposredno spajanje s drugim metalnim instrumentom ili metalnim troakrom,
3. nabijanje strujom - elektromagnetsko nabijanje metalnih troakara, sužavača – reduktora ili drugog instrumenta bez dodira s elektrodom,
4. nepoželjno iskrenje između radne elektrode i tkiva koji nisu u dodiru,
5. prijenos električne energije kroz tkivo od mjesta primjene na putu od aktivne elektrode do druge (“neutralne”) elektrode,
6. opekline na mjestu spoja kože i negativne elektrode,
7. djelovanje na srčani ritam (ili ritam elektrostimulatora) kao posljedica generatorskog ispuštanja malih količina niskofrekventne struje (1).

Ponekad toplinske ozljede mogu biti povezane s teškim pobolom i mogućim smrtnim ishodom. Problem je što takve ozljede ne uočimo dok traje operacija, nego tek nakon nekoliko dana kao peritonitis nakon nekroze stijenke crijeva. Moguća su i mnogo kasnija dijagnosticiranja toplinskih ozljeda kao što je slučaj kod toplinske ozljede duktusa koledokusa gdje se opstruktivska žutica može razviti i nekoliko tjedana ili mjeseci nakon operacije.

Višekratna primjena instrumenata kao i oštećenje njihove izolacije može dovesti do djelovanja struje izvan vidnog polja endoskopa, te posljedične toplinske ozljede. Također, dodir

aktivne elektrode s drugim metalnim instrumentom ili metalnim troakaram, dakle neposredno spajanje, može dovesti do toplinske ozljede.

Obično se endoskopske operacije izvode izoliranom aktivnom elektrodom koja prolazi kroz metalni troakar ili metalni sužavač. Troakar je često učvršćen u stijenci pomoću plastičnog stabilizatora. U takvom slučaju, može se troakar ili sužavač - reduktor nabiti strujom zbog elektromagnetskog nabijanja bez dodira s elektrodom. Zbog uporabe plastičnog stabilizatora, ta se struja ne može isprazniti niskoenergetskim putovima preko stijenke, odnosno kože bolesnika i "neutralne" elektrode. Tako može doći do električnog pražnjenja na neželjenom mjestu i toplinske ozljede. Količina nabijene električne energije razmjerna je duljini metalnog troakara i debljini elektrode, a obrnuto razmjerna debljini izolacije, odnosno udaljenosti elektrode i troakara. Do nabijanja može rijetko doći ukrštavanjem aktivne elektrode i drugog metalnog instrumenta kada se drugi metalni instrument može nabiti električnom energijom.

Rijetko se događa nepoželjno iskrenje između radne elektrode i tkiva koji nisu u dodiru i koje također može izazvati toplinsku ozljedu.

Kada disperzivna "neutralna" elektroda ne prianja dobro uz tijelo bolesnika ili kada je ona oštećena, moguće su ozljede (opekline) na mjestu spoja kože i disperzivne ("negativne") elektrode zbog velike gustoće struje po jedinici površine kao i u otvorenoj kirurgiji.

Poznato je da svaki generator visokofrekventne struje ispušta male količine niskofrekventne struje unatoč ugrađenom niskofrekventnom filtru. One mogu utjecati na srčani ritam ili ritam elektrostimulatora i dovesti do aritmija ili smrti.

Vidljivo je da monopolarna uporaba visokofrekventne struje može dovesti do toplinskih ozljeda zbog mnogih uzroka koji se samo djelomično mogu prevenirati. Bipolarnom primjenom visokofrekventne struje mnogi se od spomenutih nedostataka sasvim izbjegavaju ili se rizici znatno smanjuju. S druge strane, energija koja se rabi i predaje bolesniku za vrijeme bipolarnе primjene manja je nekoliko puta od energije u tijeku monopolarne primjene visokofrekventne struje. Time je broj mogućih toplinskih ozljeda znatno smanjen, pa se stoga u endoskopskoj

kirurgiji sve više rabe bipolarni instrumenti. U nekim su zemljama visokorazvijene medicine ministarstva zdravstva izdala preporuke za bipolarnu umjesto monopolarne primjene visokofrekventne struje kadgod se to može.

Preporuke za sigurnije korištenje visokofrekventne struje u endoskopskoj kirurgiji nalaze se u Tablici 2 (1).

***Tablica 2. Preporuke za sigurniju uporabu visokofrekventne struje u endoskopskoj kirurgiji***

---

1. Izbjegavati oštećivanje izolacije elektrode o metalni troakar.
  2. Rabiti metalne troakare za sve metalne instrumente (npr. endoskop).
  3. Rabiti neprovodljive troakare za izolirane instrumente.
  4. Izbjegavati visokovoltažne napone za koagulaciju (npr. spray funkcija).
  5. Rabiti što je moguće nižu snagu generatora visokofrekventne struje.
  6. Izbjegavati otvoreni električni krug (tj. staviti elektrodu u dodir s tkivom prije uključivanja izvora visokofrekventne struje).
  7. Nakon uporabe osigurati hlađenje vrška aktivne elektrode u vidnom polju endoskopa.
  8. Jednokratne instrumente rabiti samo jedanput.
  9. Nadzirati izolaciju elektrokirurških instrumenata.
  10. Držati na umu mogućnost oštećene izolacije i mogućnost električnog nabijanja.
  11. Ne rabiti metalne troakare s oštrim rubovima koji mogu oštetiti izolaciju.
-

## **1.5. VISOKOFREKVENTNO TITRANJE U ENDOSKOPSKOJ KIRURGIJI**

Visokofrekventno titranje za rezanje tkiva i zaustavljanje krvarenja koristi se kako u endoskopskoj tako i u otvorenoj kirurgiji. Razvijeno je kao svojevrsna zamjena visokofrekventnoj struji koja ima brojne nedostatke i povezana je s brojnim komplikacijama (1, 6). Uobičajeni međunarodni naziv za ovakvu primjenu visokofrekventnog titranja je engleski izraz Harmonic scalpel (6).

Za razliku od primjene visokofrekventne struje, primjenom visokofrekventnog titranja na tkivo prenosi se znatno manje energije, pa je zato manje i postranično toplinsko oštećenje tkiva. Temperature koje se razvijaju primjenom visokofrekventnog titranja kreću se u rasponu od 50 °C do 100 °C (7). Također, za razliku od primjene visokofrekventne struje, primjenom visokofrekventnog titranja nema prolaska električne energije kroz tijelo bolesnika što značajno smanjuje mogućnost nastanka toplinskih ozljeda (8).

Primjenom visokofrekventne struje oslobađaju se dim i spaljene čestice koji smetaju u vidnom polju, visokotoksični su i potencijalno karcinogeni. Primjenom harmoničnog rezača stvaranje dima je znatno smanjeno, ali njegovom primjenom stvaraju se bioaerosoli koji su sastavljeni od čestica koje je moguće udahnuti (7). Tako se tijekom primjene i ovog uređaja savjetuje primjena naprava za lokalno odstranjivanje dima i čestica koje se stvaraju. Time se smanjuje rizik izloženosti potencijalno zaraznom materijalu (9, 10).

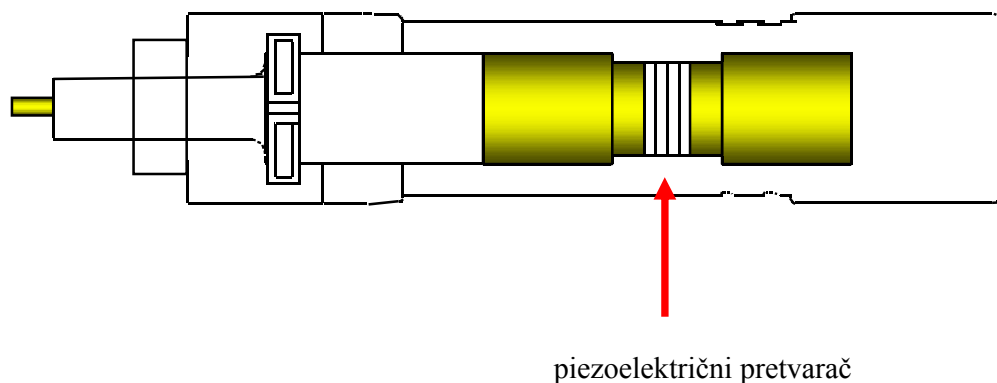


## 1.5.1. NAČELO RADA

Sustav visokofrekventnog titranja sastoji se od električnog generatora, piezoelektričnog pretvarača i nastavaka za disekciju. Piezoelektrični pretvarač kao i završetak nastavka za disekciju smješteni su u dršci instrumenta. Drška je spojena električnim provodnikom s električnim generatorom (1, 4).

Piezoelektrični pretvarač u dršci instrumenta pretvara električnu energiju iz generatora u mehaničku energiju uzdužnog (longitudinalnog) titranja (vibriranja) radnog dijela instrumenta (Slika 4). Drška instrumenta izolirana je pomoću silikonskih prstena i teflona da bi se titranje što bolje prenosilo na vršak radnog dijela instrumenta. Frekvencija titranja je od 23,5 kHz do 55 kHz. Daljina pomicanja radnog dijela je od 25-100 do 200  $\mu\text{m}$ . Različite izradbe uređaja (različitih proizvođača) imaju različite frekvencije i daljinu pomicanja. Daljine pomicanja zavise i o namještenoj izlaznoj snazi. Titranje radnog dijela instrumenta izravno se primjenjuje na tkivo (1).

Snaga i energija koje se visokofrekventno-titrajućim rezačem prenose na tkivo znatno su veće nego kod npr. dijagnostičkog titranja. Tako je u endoskopiji (ali i u otvorenoj kirurgiji) gustoća snage koja se prenosi na tkivo oko 100 W/s (1).



*Slika 4. Shematski prikaz drške instrumenta*

## **1.5.2. UČINCI VISOKOFREKVENTNOG TITRANJA NA TKIVO**

Visokofrekventno-titrajućim rezačem postižu se tri učinka na tkivo:

- kavitacija,
- koaptacija/koagulacija,
- rezanje.

### **1.5.2.1. KAVITACIJA**

Kavitacija predstavlja stvaranje i nestajanje vaporiziranih mjehurića u tekućini koji nastaju kao posljedica visokofrekventnog titranja čvrstog tijela. Titraji koji se prenose na tkivo dovode do brzih izmjena volumena tkiva i staničnih tekućina što rezultira stvaranjem vaporiziranih mjehurića. U parenhimu stanice pucaju, a mjehurići u odgovarajućem sloju diseciraju (razdvajaju) vezivno tkivo (1).

### **1.5.2.2. KOAPTACIJA /KOAGULACIJA**

Koaptacija (koagulacija) znači zaljepljivanje, sljepljivanje tkiva. Kada se na tkivo primijeni visokofrekventno titranje i pritisak, dolazi do spajanja - lijepljenja kolagena na razmjerno niskim temperaturama, do 63 °C. Ako je primjena dugotrajnija, dolazi do koagulacije. Tada se temperatura povisi do najviše 100 °C što je i najviša temperatura koja se može postići primjenom tih uređaja (1).

### **1.5.2.3. REZANJE**

Učinak rezanja postiže se tako da se visokofrekventno titranje primjenjuje na tkivo koje je pod napetošću i/ili pod pritiskom pomoću oštrog noža ili vrha instrumenta (1).

Opisanom primjenom visokofrekventnog titranja, dubina i postranični prodor energije manji su nego u elektrokirurgiji.

### 1.5.3. INSTRUMENTI ZA PRIMJENU VISOKOFREKVENTNOG TITRANJA

Danas postoji veći broj instrumenata za primjenu visokofrekventnog titranja:

- škarice
- kugla za koagulaciju
- tupi i oštri nož za rezanje i prepariranje (tzv. „kukica“)
- zakrivljeni tupi nož za prepariranje

Postoji i veći broj instrumenata za primjenu ultrazvuka. Najpoznatije i najčešće rabljene su posebno izrađene škarice (Slike 5, 5a). U njima titra nož koji izgleda kao nepomična čeljust radnog dijela škarica. Drugi dio škarica (druga čeljust) je pomičan, odnosno može se pomoću nožice na dršci otvoriti i zatvoriti. Tako se tkivo prihvaća između pomičnih čeljusti i titrajućeg noža. Promjer nosača radnog dijela je 5 mm.



*Slika 5. Koagulacijske škarice LCS-C5*

*Slika 5a. Uvećani radni dio instrumenta*

*Preuzeto s <http://www.jnjgateway.com>*

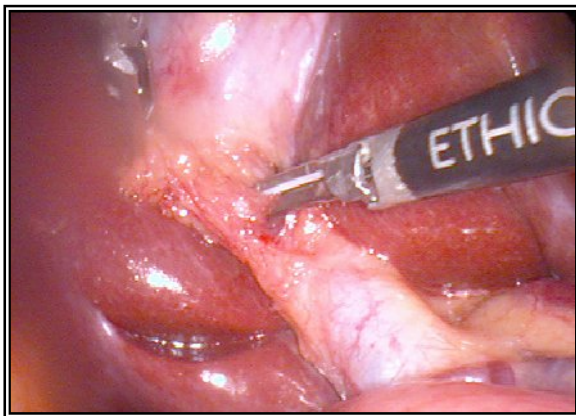
Osim škarica postoje i drugi instrumenti: kugla za koagulaciju, tupi i oštri nož za prepariranje i rezanje te zakrivljeni tupi nož za prepariranje. Oba noža za prepariranje i rezanje slične kukici, a zakrivljeni tupi nož uskoj lopatici. Kugla izgleda kao kugla za elektrokoagulaciju. Opisani instrumenti promjera su 5 mm.

Posebno su izrađeni ultrazvučni uređaji i oprema kojima se u tijeku primjene istovremeno ispiru i usisiva tkivo usitnjeno ultrazvukom. Frekvencija pomicanja nastavka kod takvih instrumenata je malo niža od spomenute (obično 23 kHz). Djelovanjem takvih uređaja i instrumenata na tkivo postiže se učinak fragmentacije (usitnjavanja). Kod usitnjavanja, vršak titrajućeg dijela u dodiru s tkivom u njega i prodire dovodeći do prsnuća stanica, a učinak zavisi o vrsti tkiva. Jači je kod slabog, vezivom siromašnog tkiva, a slabiji je kod čvrstog tkiva bogatog elastinom ili kolagenom. Tako je omogućena selektivna primjena pri čemu strukture ostaju neoštećene kao žile, vodovi ili slično.

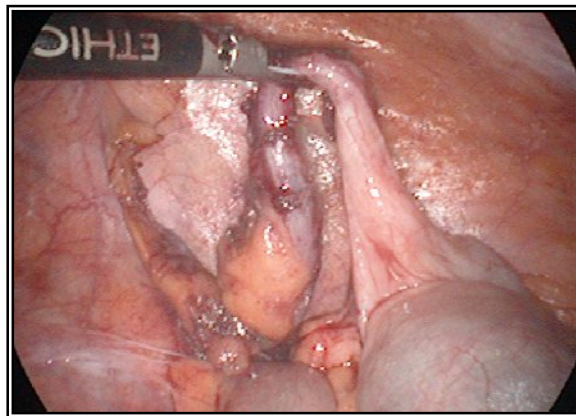
Na radnom dijelu tih instrumenata posebnom se cjevčicom dovodi fiziološka otopina koja usitnjeno tkivo ispiru i hladi vršak nastavka kojim se ultrazvučni val prenosi. U nastavku postoje otvori kroz koje se dovedena tekućina i dijelovi tkiva usisivaju. Ti uređaji nemaju, kao prije opisani, zasebnu mogućnost zaustavljanja krvarenja (1).

#### 1.5.4. PRIMJENA VISOKOFREKVENTNOG TITRANJA U ENDOSKOPSKOJ KIRURGIJI

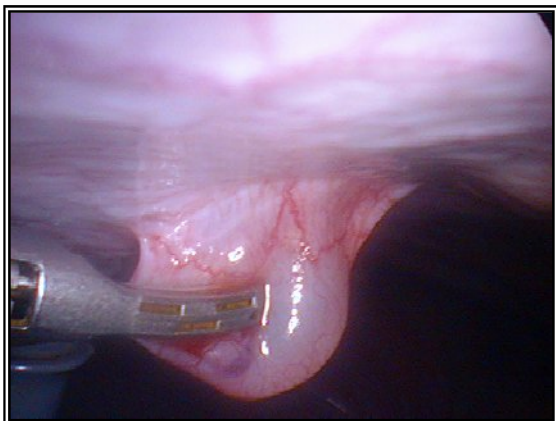
Visokofrekventno-titrajući rezač se rabi u čitavom nizu laparoskopskih i otvorenih operacija poput kolecistektomije (Slika 6), (7, 11, 12), apendektomije (Slika 7), (6, 13), fenestracije cista trbuha (Slika 8), (6, 14), refluks ezofagitisa (15-17), operacijama perforiranog duodenalnog vrieda (18), operacijama debelog crijeva (19-22), resekciji želuca (23-25) i jetre (26), splenektomiji (27), fenestraciji neparazitarnih cista slezene (28-30) i jetre (26-31). U posljednje vrijeme visokofrekventno-titrajući rezač se rabi i u transanalnoj endoskopskoj mikrokirurgiji (32-34) za endoskopske operacije kila (Slika 9), (6, 35), kao i za operacije hemoroida (36).



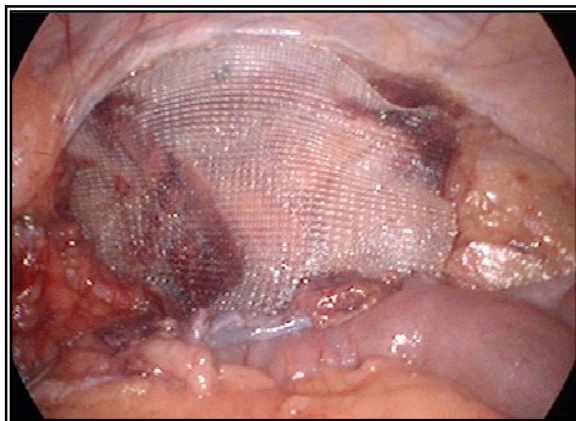
*Slika 6. Laparoskopska kolecistektomija*



*Slika 7. Laparoskopska apendektomija*



*Slika 8. Fenestracija ciste trbuha*



*Slika 9. Laparoskopska hernioplastika*

## **2. POSTAVKE I CILJEVI ISTRAŽIVANJA**

Visokofrekventno titranje za rezanje tkiva i zaustavljanje krvarenja razvijeno je kao svojevrsna zamjena visokofrekventnoj struji. Danas se rabi u čitavom nizu otvorenih i endoskopskih operacija.

Primjenom visokofrekventnog titranja na tkivo se prenosi manje energije, nego u tijeku upotrebe visokofrekventne struje ili lasera. Pri njegovoj primjeni manje je i postranično toplinsko oštećenje tkiva jer se razvijaju temperature od svega 50 °C do 100 °C. Nema ni prolaska električne energije kroz tijelo bolesnika.

Ipak, novija istraživanja pokazuju da je moguć razvoj i viših temperatura, a da postranično termičko oštećenje može ovisiti o duljini primjene i razini izlazne snage (8, 36). S druge strane, nije poznato na koji način bi trebalo koristiti visokofrekventno-titrajući rezač (UltraCision®) da bi se dobili najpovoljniji učinci rezanja i zaustavljanja krvarenja uz najmanje postranično oštećenje tkiva.

Uvidom u postojeću literaturu, pokazalo se da do sada ne postoji studija koja je mjerila stupanj termičkog oštećenja tkiva u odnosu na način te vremena primjena titrajućeg rezača.

Također ne postoji studija koja dovodi u vezu stupanj termičkog oštećenja tkiva i razinu izlazne snage titrajućeg rezača.

### **Ciljevi istraživanja:**

1. izmjeriti stupanj postraničnog termičkog oštećenja tkiva nakon različitih vremena primjene visokofrekventno-titrajućeg rezača,
2. izmjeriti stupanj postraničnog termičkog oštećenja tkiva pri različitim izlaznim snagama visokofrekventno-titrajućeg rezača,
3. usporediti stupanj postraničnog termičkog oštećenja tkiva među različitim eksperimentalnim modelima,
4. usporediti stupanj postraničnog termičkog oštećenja tkiva (koagulacijske nekroze) među različitim tkivima.

## **Hipoteza:**

Predložena studija postavlja sljedeće hipoteze:

1. Koagulacijska nekroza tkiva pri istoj izlaznoj snazi veća je pri dugotrajnijoj primjeni.
2. Nekroza je veća ako je primjena neprekidna, nego ako se primjena prekine i ponovno primijeni u istom ukupnom trajanju.
3. Koagulacijska nekroza tkiva ovisi o različitim izlaznim snagama ako se visokofrekventno-titrajući rezač primijeni u istom ukupnom trajanju.
4. Postranično termičko oštećenje tkiva ovisno je o eksperimentalnom modelu.
5. Stupanj postraničnog termičkog oštećenja ne ovisi o vrsti tkiva na koje se titranje primjenjuje.

## **Sadržaj istraživanja:**

Unutar ovog istraživanja napraviti će se sljedeća mjerenja i postupci:

1. Patohistološkim pregledom isječaka tkiva nakon žrtvovanja životinje utvrditi će se stupanj koagulacijske nekroze tj. postraničnog termičkog oštećenja tkiva.
2. Izmjereni stupanj postraničnog termičkog oštećenja usporediti će se među različitim skupinama u odnosu na vrijeme primjene visokofrekventno-titrajućeg rezača.
3. Izmjereni stupanj postraničnog termičkog oštećenja usporediti će se među različitim skupinama u odnosu na razinu izlazne snage.
4. Izmjereni stupanj postraničnog termičkog oštećenja usporediti će se među različitim eksperimentalnim modelima u odnosu na vrijeme primjene kao i razinu izlazne snage visokofrekventnog titranja.
5. Izmjereni stupanj postraničnog termičkog oštećenja usporediti će se među različitim tkivima u odnosu na vrijeme primjene kao i razinu izlazne snage visokofrekventnog titranja.



### **3. METODE**

### 3.1. OPREMA I INSTRUMENTI

Za izvođenje pokusa korišten je UltraCision® Harmonic scalpel, generator 300 (Ethicon Endo Surgery, Cincinnati, Ohio, SAD).

**UltraCision®** (Slika 10) sastoji se od:

1. generatora visokofrekventnog titranja,
2. nožnog prekidača (ili adaptera za ručno aktiviranje),
3. drške s kabelom,
4. većeg broja instrumenata za otvorene i minimalno invazivne operacije.



*Slika 10. Uređaj UltraCision®  
Preuzeto s <http://www.jnjgateway.com>*

#### **Generator 300**

Za pokus smo koristili Generator 300. Generator preko provodnika opskrbljuje električnom energijom dršku i omogućuje izbor razine snage, praćenje sustava i dijagnostiku sustava (Slika 11). Energija se prenosi aktiviranjem nožnog ili ručnog prekidača.



*Slika 11. Generator 300  
Preuzeto s <http://www.jnjgateway.com>*

## Drška s provodnikom

Drška s provodnikom sadrži pretvarač koji pretvara električnu energiju dobivenu iz generatora u mehaničko titranje. Pretvarač je povezan na pojačalo koje pojačava titranje proizvedeno u pretvaraču i prenosi titranje na instrument (Slika 12).

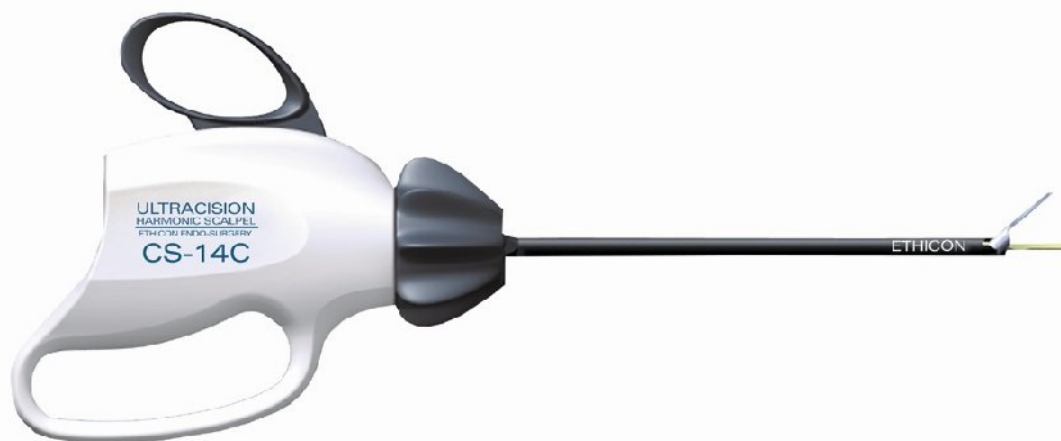


*Slika 12. Drška s provodnikom*

*Preuzeto s <http://www.jnjgateway.com>*

## Instrument

Mehaničko titranje iz drške prelazi na radni dio instrumenta i prenosi se na tkivo što omogućuje hemostatsko rezanje i/ili koagulaciju. Instrumenti mogu biti u obliku noževa, koagulacijskih kuglica ili koagulacijskih škarica. Za ispitivanje smo koristili ravne kratke koagulacijske škarice CS-14C (Slika 13).



*Slika 13. Koagulacijske škarice CS-14C*

*Preuzeto s <http://www.jnjgateway.com>*

## **Razina snage**

Generator daje različite razine snage: od 1 do 5. Minimalnu razinu snage može namjestiti korisnik (od razine 1 do 4). Maksimalna razina je uvijek razina 5. Za veću brzinu rezanja tkiva preporuka je koristiti višu razinu snage generatora, a nižu razinu snage generatora za bolju koagulaciju. Za ispitivanje smo koristili razine 3 i 5.

Količina energije prenesena tkivu i učinci na tkivo ovise o mnogo čimbenika uključujući izabranu razinu snage, osobine instrumenta, stisak drške škarica, napetost tkiva, vrstu tkiva i kiruršku tehniku (6).

## 3.2. PROTOKOL POKUSA

Tablica 3. Protokol pokusa

Skupina	Razina	Vrijeme primjene (s)	Tkivo	Ekperimentalni model	Instrument
S1	3	5	trbušna stijenka	štakor	koagulacijske škarice CS 14C
S2		10			
S3		5 - (5) - 5			
S4	5	5		svinja	
S5		10			
S6		5 - (5) - 5			
P1	3	5	trbušna stijenka		
P2		10			
P3		5 - (5) - 5			
P4	5	5		tanko crijevo	
P5		10			
P6		5 - (5) - 5			
C1	3	5	tanko crijevo		
C2		10			
C3		5 - (5) - 5			
C4	5	5		tanko crijevo	
C5		10			
C6		5 - (5) - 5			

Životinje su podijeljene ukupno u 18 eksperimentalnih skupina ovisno o: razini izlazne snage, vremenu primjene titrajućeg rezača, tkivu na koje se djeluje kao i eksperimentalnom modelu.

Korištena razina izlazne snage je 3 ili 5. Vrijeme primjene je 5 s, 10 s ili 10 s s pauzom od 5 s između dvije primjene. Ispitivano tkivo je trbušna stijenka kod štakora i svinje te tanko crijevo svinje (jejunum). Tanko crijevo štakora je malog promjera, te pokus na njemu nije bio izvediv. Korištene su koagulacijske škarice CS 14-C.

Za provođenje pokusa dobiveno je odobrenje Etičkog povjerenstva Medicinskog fakulteta u Splitu.

### 3.3. POKUSNE ŽIVOTINJE

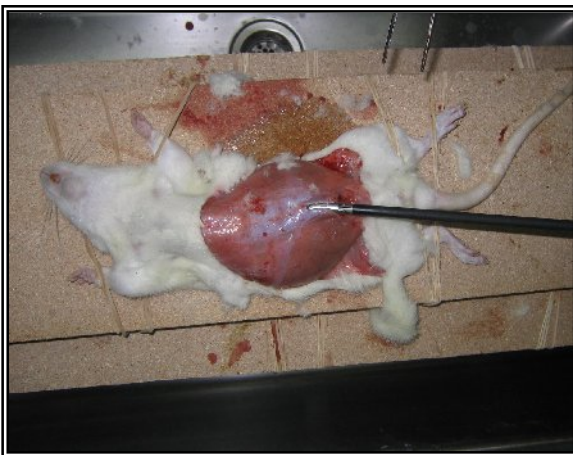
#### 3.3.1. Štakor

Korišteni su albino štakori soja Wistar, tjelesne mase oko 200 g. Raspodjela među spolovima bila je podjednaka: po 5 mužjaka i 5 ženki u svakoj skupini. Hranjeni su uobičajenom hranom za štakore te održavani u štali Medicinskog fakulteta Sveučilišta u Splitu.

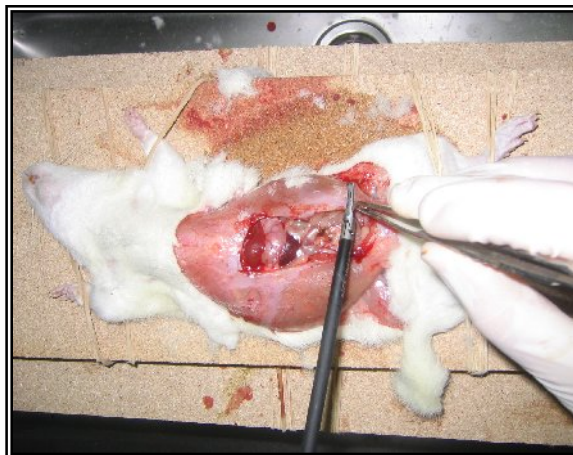
Podijeljeni su u šest skupina s obzirom na vrijeme primjene i razinu izlazne snage titrajućeg rezača. Svaka skupina sadržavala je 10 životinja.

Životinje su omamljene eterom, te anestetizirane ketamin hidrokloridom (Ketanest, Parke-Davis, Berlin, Germany) u dozi od 100 ml/kg. Trbušna stijenka obrijana je električnim brijačem Philishave C241. Razina izlazne snage kao i vrijeme primjene instrumenta bilo je različito za svaku skupinu prema protokolu pokusa (Tablica 3). Vrijeme je mjereno štopericom.

Nakon anestezije životinje su fiksirane na drveni stalak, te im je učinjena laparotomija (Slika 14). Titrajućim rezačem (UltraCision®) djelovalo se na mišićno–fascijalni dio trbušne stijenke u različitim vremenima primjene prema protokolu pokusa (Slika 15). Za svaku eksperimentalnu skupinu izvršeno je od tri do pet pojedinačnih primjena titrajućeg rezača. Nakon završetka pokusa životinje su žrtvovane.



*Slika 14. Laparotomija trbušne stijenke titrajućim rezačem*



*Slika 15. Primjena titrajućeg rezača na mišićno–fascijalni dio trbušne stijenke*

### 3.3.2. Svinja

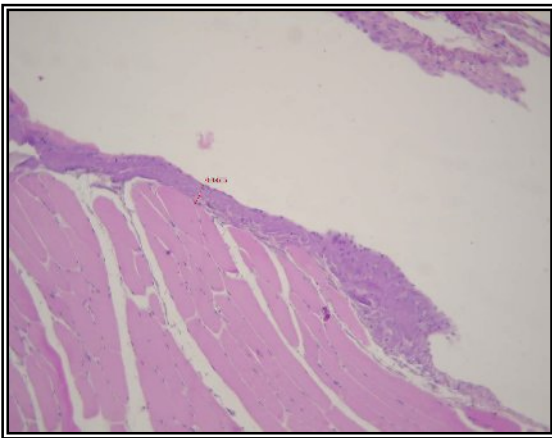
Korištena je domaća svinja tjelesne mase oko 40 kg. Životinja je uzgojena na farmi i hranjena uobičajenom hranom za svinje. Na dan pokusa dovedena je u laboratorij; prethodno nije hranjena 8 sati.

Životinja je sedirana injekcijom xylazina (Xylazin 2%, 2 mg/kg, intramuskularno), te zatim postavljena i učvršćena na operacijski stol. Ispreparirana joj je jugularna vena u koju je postavljen centralni venski kateter. Intravenska anestezija započeta je atropin sulfatom 1%, 3 mL i propofolom (Disoprivan 1%, 3 mL). Zatim je intubirana i podvrgnuta općoj endotrahealnoj anesteziji uz praćenje vitalnih parametara na monitoru anesteziološkog aparata. Endotrahealna anestezija provođena je kombinacijom izoflurana (1–1,5 vol%), dušičnog oksida (max. 75 vol%) i kisika (25 vol%).

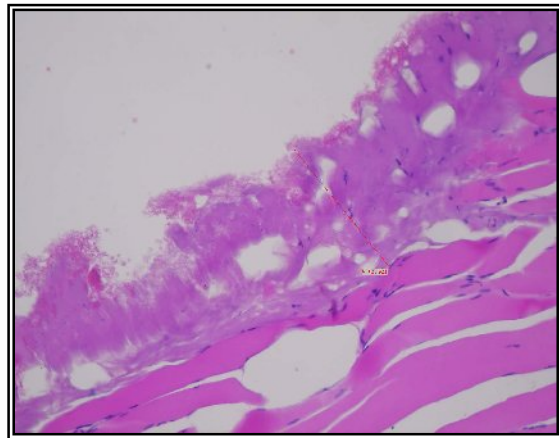
Nakon kraće prijeoperacijske pripreme, učini se medijana laparotomija, te se primijeni visokofrekventno-titrajući rezač na mišićno-fascijalni dio trbušne stijenke u različitim vremenima primjene i pri različitim izlaznim snagama prema protokolu pokusa (Tablica 3). Za svaku eksperimentalnu skupinu učinjeno je po deset pojedinačnih primjena titrajućeg rezača. Zatim je mobilizirano tanko crijevo, te je isti postupak ponovljen i na jejunumu tankog crijeva. Nakon završetka pokusa, životinja je žrtvovana injekcijom 7,4 % kalij klorida.

### 3.4. PATOHISTOLOŠKA OBRADA PREPARATA

Patohistološki pregled preparata provodio se u Kliničkom zavodu za patologiju, sudsku medicinu i citologiju KBC Split. Područje primjene titrajućeg rezača je izrezivano, te fiksirano u 4 % puferiranom formalinu kroz 24 sata. Zatim su preparati dehidrirani u rastućoj koncentraciji alkohola, izbistreni u ksilolu i uklopljeni u parafin. Parafinski blokovi su rezani na debljinu od 5  $\mu\text{m}$  i bojani klasičnom histološkom metodom hemalaun-eozin. Isječci su uzimani iz promjene na način da je na histološkim preparatima jasno prikazano područje na kojemu se djelovalo visokofrekventnim titranjem i granica prema nepromijenjenom okolnom tkivu (Slike 16-21). Korištenjem svjetlosnog mikroskopa Olympus BX41 uz primjenu morfometrijske metode računalne slikovne analize (program analySIS, Soft Imaging System GmbH, Munster, Njemačka) izmjereni su promjeri nekroze na mjestu primjene. Mjereni su od površine preparata do granice prema zdravom tkivu.

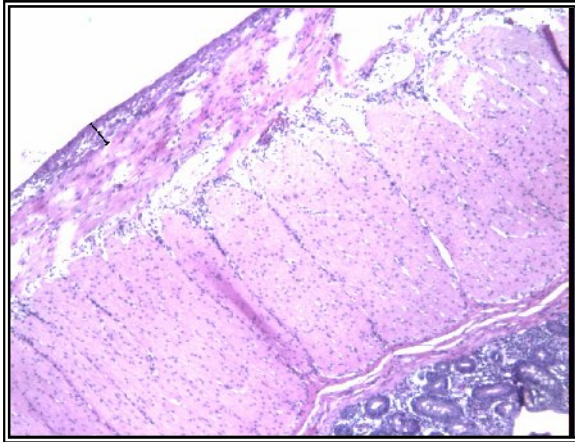


*Slika 16. Histološki preparat područja koagulacijske nekroze trbušne stijenke štakora (H-E x 100)*

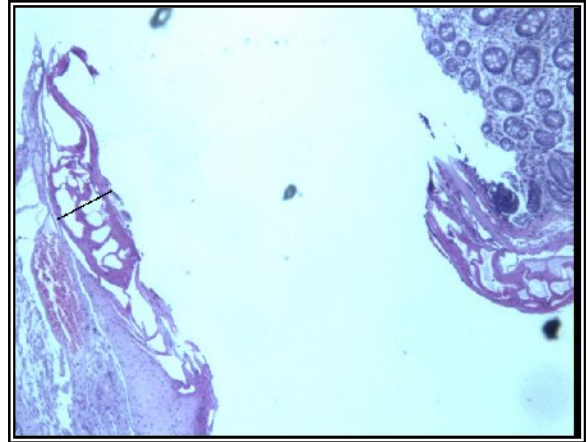


*Slika 17. Histološki preparat područja koagulacijske nekroze trbušne stijenke štakora (H-E x 200)*

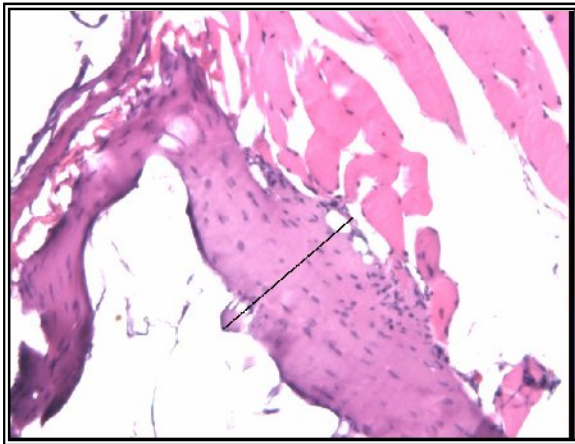




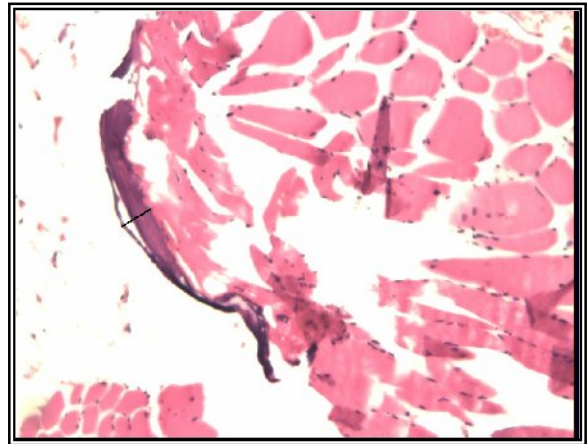
**Slika 18.** Histološki preparat područja koagulacijske nekroze tankog crijeva svinje, skupina C6 (H-E x 40)



**Slika 19.** Histološki preparat područja koagulacijske nekroze tankog crijeva svinje, skupina C6 (H-E x 100)



**Slika 20.** Histološki preparat područja koagulacijske nekroze trbušne stijenke svinje, skupina P5 (H-E x 40)



**Slika 21.** Histološki preparat područja koagulacijske nekroze trbušne stijenke svinje, skupina P6 (H-E x 100)

### **3.5. STATISTIČKE METODE**

Dobiveni podaci su analizirani uporabom Studentovog t-testa za nezavisne varijable uz pomoć računala i programa Microsoft Excel for Windows Version 11.0 (Microsoft Corporation, SAD) i Statistica for Windows Release 12.0 (Statsoft Inc, SAD). Svi statistički parametri procijenjeni su na razini značajnosti od 95 % ( $p < 0,05$ ).

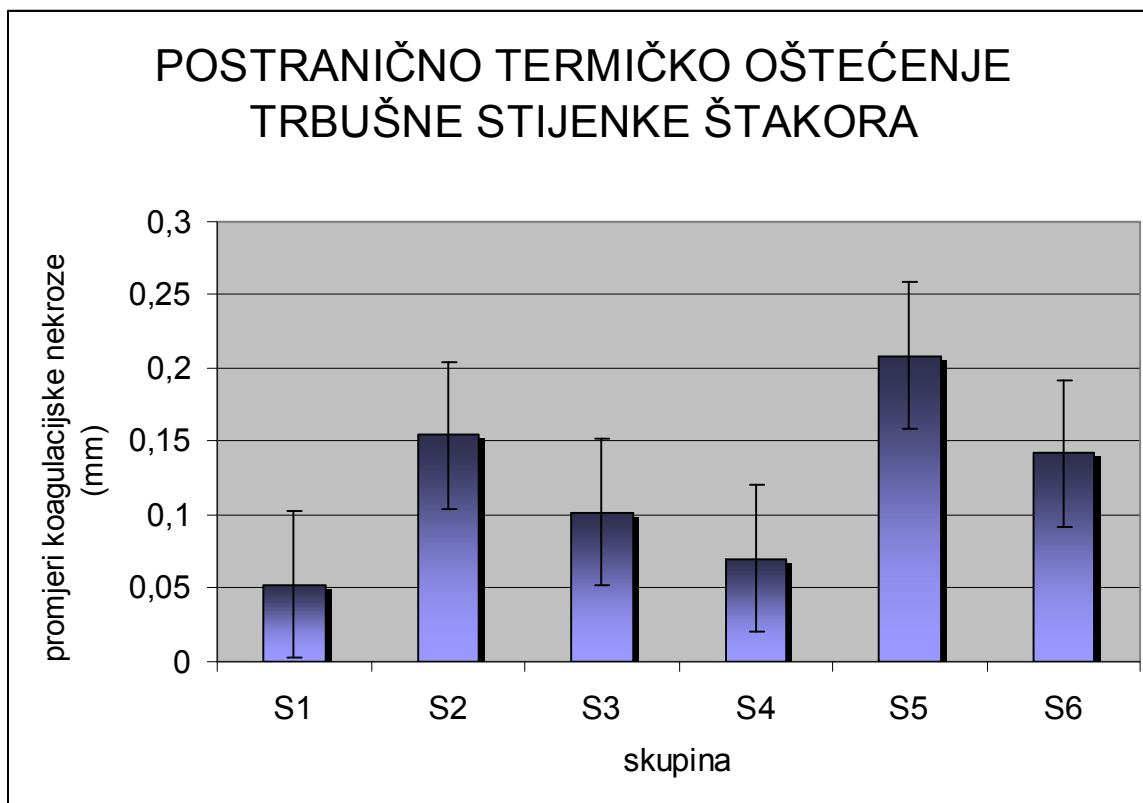
#### **3.5.1. STATISTIČKA SNAGA**

Veličina uzorka od 20 mjerenja po eksperimentalnoj skupini izračunata je za 5 % statističke značajnosti za otkrivanje klinički značajne i očekivane 100 % razlike u dubini termičkog oštećenja tkiva među dvjema uspoređivanim skupinama. U našoj studiji, srednja dubina termičkog oštećenja tkiva među različitim uspoređivanim skupinama bila je i do 100 % veća. Izračunata statistička snaga nakon t-testa na ovu srednju razliku i veličinu uzorka bila je 1.

## **4. REZULTATI**

**Tablica 3.** Promjeri koagulacijske nekroze u milimetrima na mjestu primjene titrajućeg rezača za eksperimentalni model trbušne stijenske štakora (Skupine S1–S6)

eksperimentalni model		ŠTAKOR					
tkivo		TRBUŠNA STIJENKA					
jačina izlazne snage		3			5		
vrijeme primjene (s)		5	10	5-(5)-5	5	10	5-(5)-5
skupina		S1	S2	S3	S4	S5	S6
		0,0220	0,1750	0,0170	0,0699	0,2115	0,1414
		0,0480	0,0380	0,1870	0,0652	0,1845	0,1395
		0,0680	0,2900	0,1450	0,0408	0,1995	0,1450
		0,0460	0,1890	0,0890	0,0765	0,1547	0,1052
		0,0770	0,0800	0,0900	0,0811	0,2564	0,1826
		0,0632	0,1770	0,1340	0,0502	0,2054	0,1521
		0,0430	0,1530	0,1020	0,0622	0,2916	0,1444
		0,0532	0,0980	0,0760	0,0894	0,1745	0,1365
		0,0570	0,1460	0,1460	0,0499	0,1655	0,1725
		0,0600	0,1700	0,1798	0,0712	0,2105	0,1621
		0,0511	0,1690	0,1560	0,0687	0,2054	0,1475
		0,0480	0,0900	0,0840	0,0466	0,2325	0,1212
		0,0520	0,1540	0,1020	0,0812	0,1825	0,0985
		0,0439	0,1670	0,0260	0,0715	0,3050	0,0855
		0,0511	0,1730	0,0480	0,0925	0,2145	0,1651
		0,0523	0,1590	0,1020	0,0659	0,1898	0,1023
		0,0620	0,1630	0,0756	0,0785	0,1985	0,1502
		0,0532	0,1660	0,0524	0,0554	0,2525	0,1457
		0,0480	0,1100	0,1098	0,0689	0,2064	0,1605
		0,0432	0,1620	0,2000	0,0912	0,1825	0,1418
		0,0529	0,1730	0,1005	0,0705	0,1785	0,1425
		0,0399	0,1586	0,1000	0,0645	0,2625	0,1496
		0,0587	0,1630	0,0986	0,0658	0,2458	0,1325
		0,0529	0,1590	0,0580	0,0755	0,1725	0,1825
		0,0500	0,1530	0,0842	0,0798	0,2568	0,1625
		0,0621	0,1648	0,1010	0,0746	0,0916	0,1354
		0,0592	0,1570	0,1110	0,0754	0,1885	0,0988
		0,0498	0,1538	0,0941	0,0852	0,1885	0,1654
		0,0476	0,1688	0,0840	0,0741	0,2105	0,1450
		0,0507	0,1520	0,1070	0,0655	0,2365	0,1445
<b>SREDNJA VRIJEDNOST (mm)</b>		<b>0,0522</b>	<b>0,1544</b>	<b>0,1020</b>	<b>0,0702</b>	<b>0,2085</b>	<b>0,1419</b>
<b>SD ±</b>		<b>0,0097</b>	<b>0,0419</b>	<b>0,0430</b>	<b>0,0129</b>	<b>0,0433</b>	<b>0,0248</b>



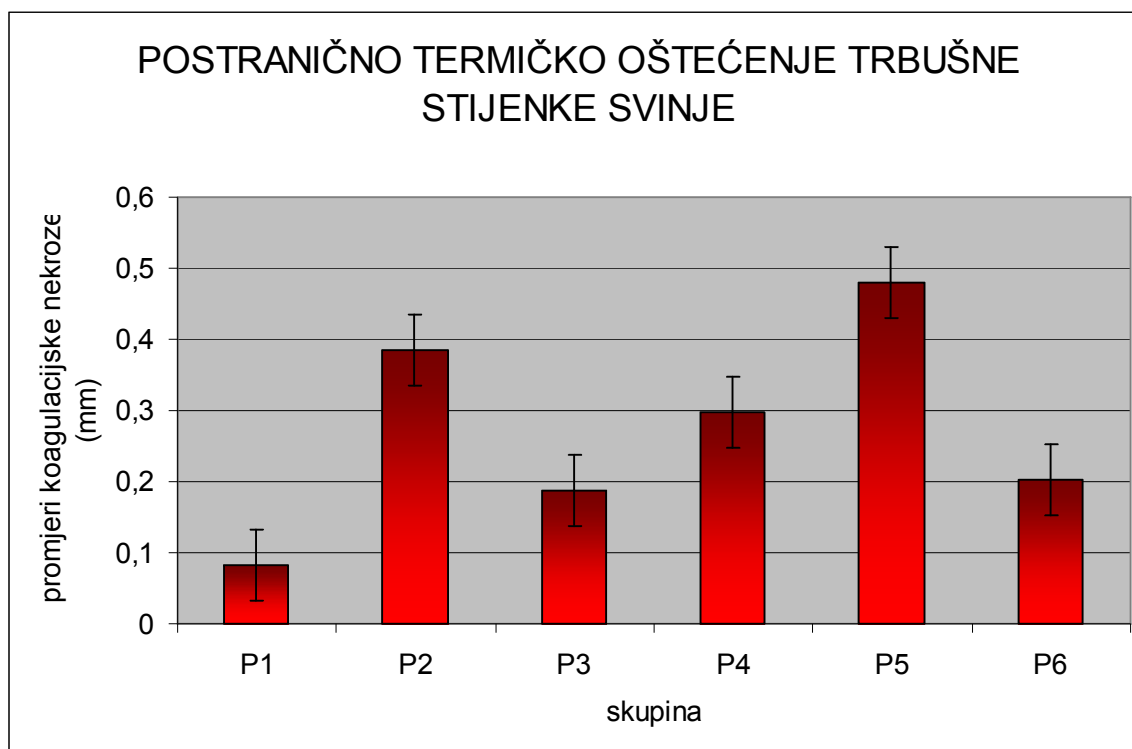
**Grafikon 1.** Grafički prikaz srednjih vrijednosti promjera koagulacijske nekroze na mjestu primjene titrajućeg rezača za eksperimentalne skupine S1–S6

Na modelu trbušne stijenke štakora, pri izlaznoj snazi 3, prosječno termičko oštećenje je pri primjeni u trajanju od 5 s bilo 0,0522 (SD ± 0,0097) mm, u trajanju od 10 s iznosilo je 0,1544 (SD ± 0,0419) mm. S druge strane, primjena od 5 s trajanja, 5 s bez aktivacije i ponovno 5 s aktivacije uzrokovala je prosječno termičko oštećenje od 0,1020 (SD ± 0,0430) mm.

Na modelu trbušne stijenke štakora, pri izlaznoj snazi 5, prosječno termičko oštećenje je pri primjeni u trajanju od 5 s bilo 0,0702 (SD ± 0,0129) mm, u trajanju od 10 s iznosilo je 0,2085 (SD ± 0,0433) mm. S druge strane, primjena od 5 s trajanja, 5 s bez aktivacije i ponovno 5 s aktivacije uzrokovala je prosječno termičko oštećenje od 0,1419 (SD ± 0,0248) mm (Tablica 3, Grafikon 1).

*Tablica 4. Promjeri nekroze u milimetrima na mjestu primjene titrajućeg rezača za eksperimentalni model trbušne stijenke svinje (Skupine P1–P6)*

eksperimentalni model		SVINJA				
tkivo		TRBUŠNA STIJENKA				
jačina	3			5		
vrijeme primjene (s)	5	10	5-(5)-5	5	10	5-(5)-5
skupina	P1	P2	P3	P4	P5	P6
	0,065	0,352	0,139	0,366	0,602	0,150
	0,054	0,341	0,114	0,348	0,677	0,148
	0,082	0,347	0,159	0,355	0,477	0,155
	0,057	0,431	0,132	0,376	0,462	0,163
	0,144	0,419	0,156	0,352	0,574	0,143
	0,113	0,403	0,124	0,213	0,295	0,153
	0,081	0,266	0,279	0,278	0,297	0,150
	0,089	0,271	0,307	0,268	0,500	0,231
	0,088	0,367	0,257	0,221	0,498	0,228
	0,091	0,422	0,265	0,224	0,577	0,141
	0,074	0,349	0,140	0,365	0,574	0,343
	0,052	0,377	0,142	0,398	0,539	0,443
	0,068	0,376	0,141	0,436	0,505	0,243
	0,055	0,408	0,163	0,416	0,470	0,259
	0,102	0,411	0,125	0,302	0,307	0,157
	0,118	0,333	0,169	0,158	0,338	0,268
	0,081	0,433	0,163	0,207	0,349	0,152
	0,069	0,498	0,240	0,200	0,495	0,147
	0,089	0,453	0,306	0,190	0,482	0,124
	0,079	0,451	0,232	0,266	0,569	0,229
<b>SREDNJA VRIJEDNOST (mm)</b>	<b>0,0825</b>	<b>0,3850</b>	<b>0,1876</b>	<b>0,2969</b>	<b>0,4793</b>	<b>0,2013</b>
<b>SD ±</b>	<b>0,0234</b>	<b>0,0590</b>	<b>0,0652</b>	<b>0,0848</b>	<b>0,1047</b>	<b>0,0810</b>



**Grafikon 2.** Grafički prikaz srednjih vrijednosti promjera koagulacijske nekroze na mjestu primjene titrajućeg rezača za eksperimentalne skupine P1–P6

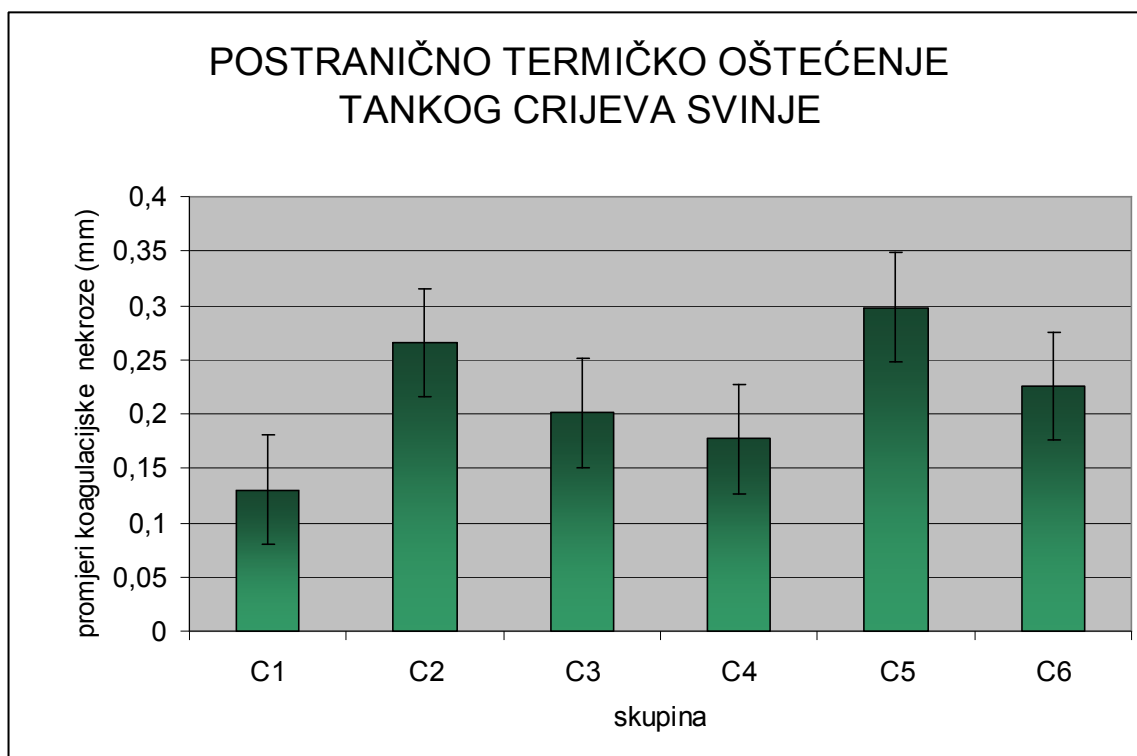
Na eksperimentalnom modelu trbušne stijenske svinje, pri izlaznoj razini snage 3, prosječno termičko oštećenje je pri primjeni u trajanju od 5 s bilo 0,0825 (SD ± 0,0234) mm, u trajanju od 10 s iznosilo je 0,3850 (SD ± 0,0590) mm. S druge strane, primjena od 5 s trajanja, 5 s bez aktivacije i ponovno 5 s aktivacije uzrokovala je prosječno termičko oštećenje od 0,1876 (SD ± 0,0652) mm.

Na eksperimentalnom modelu trbušne stijenske svinje, pri izlaznoj razini snage 5, prosječno termičko oštećenje je pri primjeni u trajanju od 5 s bilo 0,2969 (SD ± 0,0848) mm, u trajanju od 10 s iznosilo je 0,4793 (SD ± 0,1047) mm. S druge strane, primjena od 5 s trajanja, 5 s bez aktivacije i ponovno 5 s aktivacije uzrokovala je prosječno termičko oštećenje od 0,2013 (SD ± 0,0810) mm (Tablica 4, Grafikon 2).

*Tablica 5. Promjeri nekroze u milimetrima na mjestu primjene titrajućeg rezača za eksperimentalni model tankog crijeva svinje (Skupine C1–C6)*

eksperimentalni model		SVINJA					
tkivo		TANKO CRIJEVO					
jačina		3			5		
vrijeme primjene (s)		5	10	5-(5)-5	5	10	5-(5)-5
skupina		C1	C2	C3	C4	C5	C6
		0,162	0,297	0,145	0,150	0,260	0,226
		0,104	0,265	0,209	0,166	0,307	0,228
		0,173	0,361	0,235	0,198	0,377	0,270
		0,146	0,243	0,227	0,179	0,266	0,232
		0,155	0,253	0,304	0,139	0,366	0,159
		0,126	0,238	0,223	0,180	0,266	0,249
		0,113	0,291	0,220	0,161	0,260	0,232
		0,100	0,209	0,182	0,185	0,224	0,240
		0,139	0,183	0,185	0,188	0,234	0,228
		0,099	0,184	0,162	0,199	0,240	0,237
		0,134	0,360	0,129	0,196	0,320	0,123
		0,102	0,204	0,116	0,196	0,361	0,253
		0,121	0,311	0,236	0,185	0,422	0,251
		0,123	0,248	0,238	0,200	0,465	0,152
		0,152	0,305	0,229	0,133	0,346	0,256
		0,153	0,217	0,171	0,163	0,241	0,247
		0,123	0,248	0,207	0,186	0,247	0,240
		0,154	0,255	0,239	0,166	0,255	0,228
		0,134	0,314	0,165	0,186	0,249	0,236
		0,091	0,325	0,199	0,187	0,260	0,230
<b>SREDNJA VRIJEDNOST (mm)</b>		<b>0,1302</b>	<b>0,2655</b>	<b>0,2011</b>	<b>0,1771</b>	<b>0,2983</b>	<b>0,2258</b>
<b>SD ±</b>		<b>0,0238</b>	<b>0,0533</b>	<b>0,0447</b>	<b>0,0198</b>	<b>0,0689</b>	<b>0,0373</b>





**Grafikon 3.** Grafički prikaz srednjih vrijednosti promjera koagulacijske nekroze na mjestu primjene titrajućeg rezača za eksperimentalne skupine C1–C6

Na eksperimentalnom modelu tankog crijeva svinje, pri izlaznoj razini snage 3, prosječno termičko oštećenje je pri primjeni u trajanju od 5 s bilo 0,1302 (SD ± 0,0238) mm, u trajanju od 10 s iznosilo je 0,2655 (SD ± 0,0533) mm. S druge strane, primjena od 5 s trajanja, 5 s bez aktivacije i ponovno 5 s aktivacije uzrokovala je prosječno termičko oštećenje od 0,2011 (SD ± 0,0447) mm.

Na eksperimentalnom modelu tankog crijeva svinje, pri izlaznoj razini snage 5, prosječno termičko oštećenje je pri primjeni u trajanju od 5 s bilo 0,1771 (SD ± 0,0198) mm, u trajanju od 10 s iznosilo je 0,2983 (SD ± 0,0689) mm. S druge strane, primjena od 5 s trajanja, 5 s bez aktivacije i ponovno 5 s aktivacije uzrokovala je prosječno termičko oštećenje od 0,2258 (SD ± 0,0373) mm (Tablica 5, Grafikon 3).

## 4.1. STATISTIČKA OBRADA REZULTATA

Iz Tablica 3., 4. i 5. u kojima se nalaze podaci o promjerima koagulacijske nekroze na mjestu primjene visokofrekventnog titranja, učinjena je statistička analiza primjenom Studentovog t-testa, računala te programa Microsoft Excel i Statistica SPSS i prikazana tablično.

*Tablica 6. Deskriptivni statistički podaci po eksperimentalnim skupinama*

skupina	srednja vrijednost (mm)	najmanja vrijednost (mm)	najveća vrijednost (mm)	standardna devijacija (mm)
S1	0,0522	0,0220	0,0770	0,0097
S2	0,1544	0,0380	0,2900	0,0419
S3	0,1020	0,0170	0,2000	0,0430
S4	0,0702	0,0408	0,0925	0,0129
S5	0,2085	0,0916	0,3050	0,0433
S6	0,1419	0,0855	0,1826	0,0248
P1	0,0825	0,0520	0,1440	0,0234
P2	0,3850	0,2660	0,4980	0,0590
P3	0,1876	0,1140	0,3070	0,0652
P4	0,2969	0,1580	0,4360	0,0848
P5	0,4793	0,2950	0,6170	0,1047
P6	0,2013	0,1240	0,4430	0,0810
C1	0,1302	0,0910	0,1730	0,0238
C2	0,2655	0,1830	0,3610	0,0533
C3	0,2011	0,1160	0,3040	0,0447
C4	0,1771	0,1330	0,1771	0,0198
C5	0,2983	0,2240	0,2983	0,0689
C6	0,2258	0,1230	0,2258	0,0373

*Tablica 7. Statistička usporedba eksperimentalnih skupina*

<b>uspoređivane skupine</b>	<b>srednja vrijednost (mm)</b>	<b>srednja vrijednost (mm)</b>	<b>t</b>	<b>p</b>
<b>S1:S2</b>	<b>S1 0,0522</b>	<b>S2 0,1544</b>	<b>-12,996</b>	<b>&lt; 0,001</b>
<b>S1:S3</b>	<b>S1 0,0522</b>	<b>S3 0,1020</b>	<b>-6,174</b>	<b>&lt; 0,001</b>
<b>S2:S3</b>	<b>S2 0,1544</b>	<b>S3 0,1020</b>	<b>4,773</b>	<b>&lt; 0,001</b>
<b>S4:S5</b>	<b>S4 0,0702</b>	<b>S5 0,2085</b>	<b>-18,007</b>	<b>&lt; 0,001</b>
<b>S4:S6</b>	<b>S4 0,0702</b>	<b>S6 0,1419</b>	<b>7,048</b>	<b>&lt; 0,001</b>
<b>S5:S6</b>	<b>S5 0,2085</b>	<b>S6 0,1419</b>	<b>9,716</b>	<b>&lt; 0,001</b>
<b>P1:P2</b>	<b>P1 0,0825</b>	<b>P2 0,3850</b>	<b>-21,286</b>	<b>&lt; 0,001</b>
<b>P1:P3</b>	<b>P1 0,0825</b>	<b>P3 0,1876</b>	<b>-73,874</b>	<b>&lt; 0,001</b>
<b>P2:P3</b>	<b>P2 0,3850</b>	<b>P3 0,1876</b>	<b>9,740</b>	<b>&lt; 0,001</b>
<b>P4:P5</b>	<b>P4 0,2969</b>	<b>P5 0,4793</b>	<b>-7,715</b>	<b>&lt; 0,001</b>
<b>P4:P6</b>	<b>P4 0,2969</b>	<b>P6 0,2013</b>	<b>4,516</b>	<b>&lt; 0,001</b>
<b>P5:P6</b>	<b>P5 0,4793</b>	<b>P6 0,2013</b>	<b>10,211</b>	<b>&lt; 0,001</b>
<b>C1:C2</b>	<b>C1 0,1302</b>	<b>C2 0,2655</b>	<b>-11,675</b>	<b>&lt; 0,001</b>
<b>C1:C3</b>	<b>C1 0,1302</b>	<b>C3 0,2011</b>	<b>4,365</b>	<b>&lt; 0,001</b>
<b>C2:C3</b>	<b>C2 0,2655</b>	<b>C3 0,2011</b>	<b>-7,178</b>	<b>&lt; 0,001</b>
<b>C4:C5</b>	<b>C4 0,1771</b>	<b>C5 0,2983</b>	<b>-7,724</b>	<b>&lt; 0,001</b>
<b>C4:C6</b>	<b>C4 0,1771</b>	<b>C6 0,2258</b>	<b>3,685</b>	<b>&lt; 0,001</b>
<b>C5:C6</b>	<b>C5 0,2983</b>	<b>C6 0,2258</b>	<b>-5,076</b>	<b>0,002</b>

## **5. RASPRAVA**

Endoskopski kirurški zahvati gotovo su sasvim zamijenili donedavno jedini način izvođenja operacija otvorenim postupkom. Operacija se obično izvodi kroz nekoliko malenih otvora od kojih jedan služi za uvođenje optičkog instrumenta preko kojega se pomoću spojene kamere na monitoru prati što se radi. Kroz ostale male otvore uvlače se dugi i tanki instrumenti kojima se operacija izvodi.

U kirurgiji se visokofrekventna struja koristi skoro jedno stoljeće. Pritom se električna energija frekvencije od 500 kHz - 4 MHz koja prolazi kroz tkivo primjenjuje za rezanje ili koagulaciju tkiva, odnosno zaustavljanje krvarenja (1, 9).

Za razliku od otvorene kirurgije, u endoskopskoj kirurgiji visokofrekventna struja je najvažnije sredstvo za rezanje tkiva i zaustavljanje krvarenja.

Visokofrekventna struja povezana je s brojnim komplikacijama i ima brojne nedostatke, te je visokofrekventno titranje za rezanje tkiva i zaustavljanje krvarenja razvijeno kao svojevrsna zamjena visokofrekventnoj struji (1, 6).

Tijekom uporabe visokofrekventne struje oslobađaju se dim i spaljene čestice koji su visokotoksični i potencijalno karcinogeni, a upotrebom titrajućeg rezača stvaranje dima znatno je smanjeno. Primjenom titrajućeg rezača stvaraju se bioaerosoli koji su sastavljeni od čestica koje je moguće udahnuti zbog njihove veličine (7, 9, 10).

Primjenom visokofrekventnog titranja na tkivo, znatno je manji prijenos energije, nego u tijeku primjene visokofrekventne struje ili lasera. Zato je manje i postranično toplinsko oštećenje tkiva jer se primjenom visokofrekventnog titranja razvijaju temperature od svega 50 °C do 100 °C (7). Primjenom visokofrekventnog titranja nema prolaska električne energije kroz tijelo bolesnika što smanjuje mogućnost nastanka toplinskih ozljeda.

Postoji opća pretpostavka da se tijekom upotrebe visokofrekventnog titranja u tkiva prenosi značajno manje energije, nego primjenom visokofrekventne struje. Stvaranje energije prilikom primjene ovakvog sustava na oko 55 kHz je zapravo energija trenja koja je proporcionalna vibraciji i pomaku radnog dijela instrumenta. Suština rada ovog instrumenta je da se opisanim

djelovanjem stvara toplina između radnog dijela instrumenta i tkiva na koje se prenosi (37, 38). Poznato je da denaturacija proteina započinje pri temperaturi od oko 60 °C. Pri 100 °C proteini se denaturiraju na način da iz koloidnog stanja prelaze u insolubilni gel što je neophodno za koagulaciju krvnih žila (39). U konačnici, u tkivima bogatim vodom, dolazi do njihovog razdvajanja zbog efekta kavitacije.

Ipak, novija istraživanja pokazuju da je moguć razvoj i viših temperatura, a da postranično termičko oštećenje može ovisiti o duljini primjene i razini izlazne snage (8, 37). S druge strane, nije poznato na koji način bi trebalo koristiti visokofrekventno-titrajući rezač (UltraCision®) da bi se dobili najpovoljniji učinci rezanja i zaustavljanja krvarenja uz najmanje postranično oštećenje tkiva.

In vivo studija koja je na eksperimentalnom modelu svinje ispitivala termičko oštećenje okolnih struktura pokazala je postojanje termičkih ozljeda okolnih vitalnih struktura (duktusa koledokusa, aorte, uretera i donje šuplje vene) prilikom primjene visokofrekventnog titranja. Histološki je pronađeno 30 % transmuralno termičko oštećenje uretera, aorte i donje šuplje vene, a u nekim slučajevima čak 80 % termičko oštećenje duktusa koledokusa. Ono što je osobito značajno je činjenica da ista termička oštećenja nisu bila okom vidljiva za vrijeme operacijskog zahvata, nego su ista verificirana tek histološkom analizom navedenih struktura nakon što su životinje žrtvovane (40).

Međutim, ova studija nije istraživala vremena primjene titrajućeg rezača kao ni postranično termičko oštećenje koje nastaje prilikom njegove primjene.

Druga studija na eksperimentalnom modelu svinje mjerila je temperature koje nastaju u području djelovanja koagulacijskih škara i 1 cm dalje od njega. Ta studija je pokazala da je produkcija topline proporcionalna razini izlazne snage kao i vremenu primjene visokofrekventno-titrajućeg rezača. Zona koja premašuje 60 °C oko radnog dijela škara u kontinuiranoj primjeni koja traje od 10 s do 15 s pri razini izlazne snage 5 iznosi oko 25 mm. Na istoj izlaznoj snazi i vremenu primjene 15 s, na području 1 cm udaljenom od radnog dijela

škarica, temperatura prelazi 140 °C. Međutim, nema vidljivog okolnog termičkog oštećenja, oštećenje je vidljivo tek histološkim pregledom okolnog tkiva, te se prezentira kao termičko oštećenje do razine medije većih krvnih žila i uzrokuje ili parcijalnu ili transmuralnu nekrozu kardije, uretera ili duktusa koledokusa. Ova se studija bazirala na termička oštećenja vitalnih struktura koje se nalaze u blizini mjesta primjene, te je zaključeno da prilikom rada u blizini vitalnih struktura kao što su ureter, duktus koledokus ili aorta razina izlazne snage ne smije nikako biti iznad 3, te vrijeme primjene ne bi smjelo prelaziti 5 sekunda. Značaj ove studije je i u tome što je pokazala da zbog navedenog zagrijavanja dolazi do porasta tjelesne temperature životinje za oko 2,3 °C nakon operacijskog zahvata čime se može objasniti i klinički febrilitet kod bolesnika dan nakon laparoskopskih operacija (8). Također ni ova studija nije istraživala vremena primjene titrajućeg rezača kao ni postranično termičko oštećenje koje nastaje prilikom njegove primjene.

Zato smo proveli eksperimentalne studije na modelu štakora i svinje kako bismo pokazali da postranično termičko oštećenje (koagulacijska nekroza) uvelike može ovisiti o različitim vremenima i načinima primjene visokofrekventno-titrajućeg rezača kao i različitim razinama izlazne snage (37).

Na eksperimentalnim modelima štakora i svinje, pokazali smo kako je stupanj termičkog oštećenja proporcionalan trajanju primjene, odnosno termičko oštećenje koje nastaje primjenom instrumenta 2 do 3 puta je veće u skupinama kod kojih je vrijeme primjene bilo 10 s za razliku od skupina kod kojih je ono iznosilo 5 s. U skupinama kod kojih je među dvjema pojedinačnim aplikacijama od po 5 s bila pauza od 5 s, termičko oštećenje je značajno manje od onog koje je nastalo u skupinama kod kojih je instrument primijenjen 10 s u kontinuitetu.

U svim eksperimentalnim skupinama, termička oštećenja koja su nastala primjenom instrumenta pri izlaznoj snazi generatora 5 veća su za 0,5 do 2 puta (ovisno o eksperimentalnoj skupini) u odnosu na ona koja su nastala pri izlaznoj snazi generatora 3.

Statističkom obradom podataka dokazali smo da je razlika među svim eksperimentalnim skupinama statistički značajna ( $p < 0,001$ ). Na osnovi ovog istraživanja prihvatili smo hipotezu da različita vremena primjene visokofrekventnog titranja uzrokuju različito postranično oštećenje tkiva trbušne stijenke štakora, te da je ono uveliko ovisno o načinu primjene istog.

S obzirom na navedeno, može se reći da je koagulacijska nekroza pri istoj izlaznoj snazi veća pri dugotrajnijoj primjeni. Također, nekroza je veća ako je primjena neprekidna, nego ako se primjena prekine i ponovno primijeni u istom ukupnom trajanju (37).

Razvidno je i da se stupanj termičkog oštećenja povećava proporcionalno povećanju izlazne snage generatora visokofrekventno-titrajućeg rezača.

Ako usporedimo termička oštećenja, odnosno stupanj koagulacijske nekroze na različitim tkivima (trbušna stijenka – tanko crijevo), vidimo da je termičko oštećenje tankog crijeva značajno manje u odnosu na termičko oštećenje na trbušnoj stijenci, vjerojatno zbog različite debljine, građe i sastava tkiva.

Također, ako usporedimo stupanj termičkog oštećenja istog tkiva (trbušna stijenka) među različitim eksperimentalnim modelima (štakor – svinja), vidimo da je stupanj termičkog oštećenja značajno manji na trbušnoj stijenci štakora, vjerojatno zato jer kod štakora nema masnog tkiva u tom području, pa je smanjeno i provođenje toplinske energije.

Saznanja dobivena u ovoj studiji mogu koristiti za vrijeme primjene visokofrekventno – titrajućeg rezanja kako u otvorenoj tako i u endoskopskoj kirurgiji. Naime, tijekom operiranja u blizini vitalnih struktura, važno je paziti i na postranično termičko oštećenje samog tkiva na koje se titranje primjenjuje kao i na oštećenja okolnih struktura koja mogu nastati.

Toplinske ozljede povezane su katkada s teškim pobolom i mogućim smrtnim ishodima. Takve ozljede najčešće se ne uoče dok operacija traje, nego nakon nekoliko dana kao peritonitis nakon nekroze stijenke crijeva. Moguća su i mnogo kasnija dijagnosticiranja toplinskih ozljeda kao kod toplinske ozljede glavnog žučnog voda. Posljedična se opstruktivna žutica može razviti nekoliko tjedana ili mjeseci nakon operacije.



Rad s visokofrekventno – titrajućim rezačem može prouzrokovati stvaranje visokih temperatura, osobito ako vrijeme primjene instrumenta na tkivo traje dulje od 10 s. U tom slučaju, studije na zečevima pokazale su usporenu fibroblastičnu reakciju i zakašnjeli proces cijeljenja (41, 42). Mogućnost nastanka ovih komplikacija nastaje zbog pretjeranog zagrijavanja radnog dijela instrumenta. Kraća vremena primjene instrumenta na tkivo, prema tome će i smanjiti mogućnost nastanka termičkih ozljeda koje nastaju zbog pretjeranog zagrijavanja radnog dijela instrumenta. (43, 44).

Na osnovi ovog rada može se preporučiti kraća primjena ili primjena s prekidima visokofrekventno–titrajućeg rezača i na taj način spriječiti veće postranično oštećenje tkiva kao i termička oštećenja okolnih vitalnih struktura (37).

Preporuča se i korištenje nižih razina izlaznih energija generatora visokofrekventnog titranja prilikom operiranja u blizini vitalnih struktura jer je pri nižim izlaznim energijama značajno manje termičko oštećenje tkiva.

## **6. ZAKLJUČCI**

Nakon statističke obrade izmjerenih podataka o postraničnom termičkom oštećenju trbušne stijenke štakora i svinje te tankog crijeva svinje primjenom UltraCisiona<sup>®</sup> može se zaključiti sljedeće:

1. Koagulacijska nekroza tkiva pri istoj izlaznoj snazi veća je pri dugotrajnijoj primjeni.
2. Nekroza je veća ako je primjena neprekidna, nego ako se primjena prekine i ponovno primijeni u istom ukupnom trajanju.
3. Koagulacijska nekroza tkiva ovisi o različitim izlaznim snagama ako se visokofrekventno-titrajući rezač primijeni u istom ukupnom trajanju; pri višim izlaznim snagama proporcionalno se povećava i stupanj termičkog oštećenja tkiva.
4. Postranično termičko oštećenje tkiva ovisno je o eksperimentalnom modelu. Na eksperimentalnom modelu štakora nije bilo moguće izvesti pokus na crijevu jer su postojeći instrumenti preveliki.
5. Stupanj postraničnog termičkog oštećenja ovisi o vrsti tkiva na koje se titranje primjenjuje. Veće je termičko oštećenje na trbušnoj stijenci, nego na tankom crijevu.

## **7. LITERATURA**

1. Perko Z. Rezanje tkiva i zaustavljenje krvarenja visokofrekventnom strujom i ultrazvukom. U: Perko Z i sur. Endoskopska kirurgija – Instrumenti i oprema. Split: Knjigotisak; 2001:131-49.
2. Hoksch B, Birken-Bertsch H, Muller JM. Thoracoscopy before Jacobaeus. *Ann Thorac Surg* 2002;74:1288-90.
3. Litynski GS. Laparoscopy – the early attempts: spotlighting Georg Kelling and Hans Christian Jacobaeus. *JLS* 1997;1:83-5.
4. Litynski GS. Kurt Semm and the fight against skepticism: endoscopic hemostasis, laparoscopic appendectomy, and Semm's impact on the "laparoscopic revolution". *JLS* 1998;2:309-13.
5. Litynski GS. Erich Mühe and the rejection of laparoscopic cholecystectomy (1985): a surgeon ahead of his time. *JLS* 1998;2:341-6.
6. Perko Z, Mimica Ž, Družijanić N, Kraljević D, Petričević A, Depolo A, Čala Z, Grbas H. Primjena visokofrekventno-titrajućeg rezača u laparoskopskoj kirurgiji; *Liječn Vjesn* 2004;126:246–50.
7. Sietses C, Eijssbouts QAJ, von Blomberg BME, Cuesta MA. Ultrasonic energy vs monopolar electrocautery in laparoscopic cholecystectomy: Influence on the postoperative systemic immune response. *Surg Endosc* 2001;15:69-71.
8. Tarek A, Emam MB, Cuschieri A. How safe is High-power UltraCision Dissection. *Annals of Surgery* 2003;237:186-91.
9. Hensman C, Baty D, Willes RG, Cuschieri A. Chemical composition of smoke produced by high-frequency electrocautery in a closed gaseous environment. *Surg Endosc* 1998;12:1017-9.
10. Ott DE, Moss E, Martinez K. Aerosol exposure from an ultrasonically activated (Harmonic) device. *J Am Assoc Gynecol Laparosc* 1998;5:29-32.

11. Minutolo V, Gagliano G, Rinzivillo C, Li Destri G, Carnazza M, Minutolo O. Usefulness of the ultrasonically activated scalpel in laparoscopic cholecystectomy: our experience and review of literature. *G Chir* 2008;29:242-5.
12. Čala Z, Perko Z. Laparoscopska oprema i instrumenti. U: Čala Z i sur. *Laparoscopska kolecistektomija - Temelji endoskopske kirurgije*. Zagreb: GZH;2001:22-49.
13. Perko Z, Bilan K, Pogorelić Z, Družijanić N, Sršen D, Kraljević D, Juričić J, Krnić D. Acute Appendicitis and ileal perforation with a toothpick treated by laparoscopy. *Coll Antropol* 2008;32:307-09.
14. Perko Z, Družijanić N, Kraljević D, Bilan K, Juričić J, Mimica Ž, Boschi V, Grandić L, Sršen D. Laparoscopic abdominal cysts fenestration using harmonic scalpel. *Coll Antropol* 2006;30:251-3.
15. Wang W, Huang MT, Wei PL, Lee WJ. Laparoscopic antireflux surgery for the elderly: a surgical and quality-of-life study. *Surg Today* 2008;38:305-10.
16. Kathy S, Hajdu Z, Molnar M, Bagi R. Use of harmonic scalpel for division of short gastric vessels at laparoscopic Nissen fundoplication. A new method. *Acta Chir Hung* 1997;36:156-7.
17. Bouazza F, Simoens Ch, Smets D, Ngongang Ch, Mendes da Costa P. Laparoscopic nissen's fundoplication: retrospective study of 168 cases, long-term follow-up. *Hepatogastroenterology*. 2007;54:1449-53.
18. Ates M, Sevil S, Bakircioglu E, Colak C. Laparoscopic repair of peptic ulcer perforation without omental patch versus conventional open repair. *J Laparoendosc Adv Surg Tech A* 2007;17:615-9.
19. Msika S, Deroide G, Kianmanesh R, Iannelli A, Hay JM, Fingerhut A, Flamant Y. Harmonic scalpel in laparoscopic colorectal surgery. *Curr Surg* 2001;58:319-22.

20. Campagnacci R, de Sanctis A, Baldarelli M, Rimini M, Lezoche G, Guerrieri M. Electrothermal bipolar vessel sealing device vs. ultrasonic coagulating shears in laparoscopic colectomies: a comparative study. *Surg Endosc*. 2007;21:1526-31.
21. Perko Z, Družijanić N, Bilan K, Pogorelić Z, Kraljević D, Juričić J, Sršen D, Krnić D. Laparoscopic Colon Surgery: Our Results. *Coll Antropol* 2008;32:187-91.
22. Perko Z, Bilan K, Vilović K, Družijanić N, Kraljević D, Juričić J, Krnić D, Sršen D, Pogorelić Z, Tomić S. Partial cecal necrosis treated by laparoscopic partial cecal resection. *Coll Antropol* 2006;30:937-39.
23. Pugliese R, Maggioni D, Sansonna F, Scandroglio I, Ferrari GC, Di Lernia S, Costanzi A, Pauna J, de Martini P. Total and subtotal laparoscopic gastrectomy for adenocarcinoma. *Surg Endosc* 2007;21:21-7.
24. Palanivelu C, Rangarajan M, Parthasarathi R, Senthilkumar R. Laparoscopic resection for benign tumors of the stomach. *JLS*. 2007;11:81-6.
25. Perko Z, Sršen D, Pogorelić Z, Družijanić N, Kraljević D, Juričić J. Laparoscopic subtotal gastrectomy for gastric carcinoma treatment. *Hepatogastroenterology* 2008;55:814-16.
26. Cherqui D, Husson E, Hammoud R, Malassagne B, Stephan F, Bensaïd S, Rotman N, Fagniez PL. Laparoscopic liver resections: a feasibility study in 30 patients. *Am Surg* 2000;66:1037-40.
27. Basso N, Silecchia G, Raparelli L, Pizzuto G, Picconi T. Laparoscopic splenectomy for ruptured spleen: lessons learned from a case. *J Laparoendosc Adv Surg Tech A* 2003;13:109-12.
28. Heintz A, Junginger T. Laparoscopic surgery for hepatic, splenic and mesenteric cysts. *Dtsch Med Wochenschr* 1995;120:201-4.

29. Jamshidi M, Chang E, Smaroff G, Mehta J, Ghani A. Laparoscopic fenestration and modified marsupialization of posttraumatic splenic cysts using a harmonic scalpel. *Surg Endosc* 2001;15:758.
30. Bokor L, Hajdu Z, Kathy S, Szegedi Z, Bagi R. Laparoscopic fenestration of symptomatic solid spleen cyst with harmonic scalpel instrument. *Acta Chir Hung* 1997;36:39-40.
31. Palanivelu C, Jani K, Malladi V. Laparoscopic management of benign nonparasitic hepatic cysts: A prospective nonrandomized study. *South Med J* 2006;99:1063-7.
32. Langer C, Markus P, Liersch T, Fuzesi L, Becker H. UltraCision or high-frequency knife in transanal endoscopic microsurgery (TEM)? Advantages of a new procedure. *Surg Endosc* 2001;15:513-7.
33. Kanaya S, Komori J, Sarumaru S, Matsushita T, Isoba H, Katayama T, Wada Y, Otoshi M. Use of Harmonic scalpel for transanal endoscopic microsurgery. *Surg Endosc* 1998;12:711.
34. Družijanić N, Perko Z, Kraljević D, Juričić J, Šimunić Maras M, Bilan K, Krnić D, Pogorelić Z, Tomić S, Sršen D. Harmonic scalpel in transanal microsurgery. *Hepatogastroenterology* 2008;55:356-58.
35. Takata MC, Duh QY. Laparoscopic inguinal hernia repair. *Surg Clin North Am.* 2008;88:157-78.
36. Sohn VY, Martin MJ, Mullenix PS, Cuadrado DG, Place RJ, Steele SR: A comparison of open versus closed techniques using the Harmonic Scalpel in outpatient hemorrhoid surgery. *Mil Med.* 2008;173:689-92.
37. Perko Z, Pogorelić Z, Bilan K, Tomić S, Vilović K, Krnić D, Družijanić N, Kraljević D, Juričić J. Lateral thermal damage to rat abdominal wall after Harmonic scalpel application. *Surg Endosc* 2006;20:322-4.



38. Amaral JF. Laparoscopic application of an ultrasonically activated scalpel. *Gastrointest Clin North Am* 1993;3:381–91.
39. Reidenbach HD, Buess G. Ancillary technology: electrocautery thermocoagulation and laser. In: Cuschieri A, Buess G, Perrisat L, eds. *Operative manual of endoscopic surgery*. Berlin/Heidelberg/New York: Springer; 1994:46–60.
40. Kadesky KM, Schopf B, Blair GK. Proximity injury by the ultrasonically activated scalpel during dissection. *J Paediatr Surg* 1997;32:878–9.
41. Haag R, Cuschieri A: Recent advances in high-frequency electrosurgery: development of automated systems. *J R Coll Surg Edinb* 1993;38:354–64.
42. Mueller W, Fritsch G: Medico-technical basis of surgery using invasive ultrasonic energy. *Endosc Surg* 1994;2:205–10.
43. Diamantis T, Kontos M, Arvelakis A, Syroukis S, Koronarchis D, Papalois A, Agapitos E, Bastounis E, Lazaris AC: Comparison of monopolar electrocoagulation, bipolar electrocoagulation, Ultracision, and Ligasure. *Surg Today* 2006;36:908-13.
44. Diamantis T, Gialikaris S, Kontos M, Gakiopoulou C, Felekouras E, Papalois A, Agrogiannis G, Patsouris E, Bastounis E: Comparison of safety and efficacy of ultrasonic and bipolar thermal energy: an experimental study. *Surg Laparosc Endosc Percutan Tech*. 2008;18:384-90.

## **8. SAŽETAK**

**UVOD:** Visokofrekventno titranje za rezanje tkiva i zaustavljanje krvarenja razvijeno je kao svojevrsna zamjena visokofrekventnoj struji koja može biti uzrokom različitih komplikacija. Danas se rabi u čitavom nizu otvorenih i endoskopskih operacija. Primjenom visokofrekventnog titranja na tkivo se prenosi manje energije i manje je postranično toplinsko oštećenje tkiva jer se razvijaju temperature od svega 50 °C do 100 °C. Nema ni prolaska električne energije kroz tijelo bolesnika. Načelo rada titrajućih rezača je da se električna energija pomoću piezoelektričnog pretvarača pretvara u mehaničku energiju uzdužnog titranja radnog dijela instrumenta.

**CILJ ISTRAŽIVANJA:** Istražiti djelovanje različitih vremena primjene kao i različitih izlaznih snaga generatora visokofrekventnog titranja na eksperimentalnom modelu tkiva trbušne stijenke štakora i svinje te na tankom crijevu svinje.

**METODE:** Korišteni su albino štakori soja Wistar tjelesne mase oko 200 g. Životinje su omamljene eterom, te anestetizirane Ketaminom u dozi od 100 ml/kg. Titrajućim rezačem djelovalo se na mišićno-fascijalni dio trbušne stijenke u različitim vremenima primjene za svaku skupinu posebno. Za svaku eksperimentalnu skupinu izvršeno je od tri do pet pojedinačnih primjena titrajućeg rezača. Korištena je domaća svinja tjelesne mase oko 40 kg. Životinja je sedirana, relaksirana i anestetizirana sljedećom kombinacijom anestetika: xylazin 2 %, 2 mg/kg, atropin sulfat 1 %, 3 mL i propofolom 1 %, 3 mL. Zatim je intubirana i podvrgnuta općoj endotrahealnoj anesteziji koja je provedena kombinacijom izoflurana (1–1,5 vol%), dušičnog oksida (max. 75 vol%) i kisika (25 vol%). Primijeni se visokofrekventno-titrajući rezač na mišićno-fascijalni dio trbušne stijenke i jejunum. Za svaku eksperimentalnu skupinu učinjeno je po deset pojedinačnih primjena titrajućeg rezača. Nakon pokusa životinja je žrtvovana injekcijom 7,4 % kalij klorida. Izrađeni su parafinski blokovi koji su rezani na debljinu od 5 µm i bojani klasičnom histološkom metodom hemalaun-eozin. Pod svjetlosnim mikroskopom izmjerena je širina nekroze od mjesta primjene titrajućeg rezača.

**REZULTATI:** Na modelu trbušne stijenke štakora, pri izlaznoj snazi 3, prosječno termičko oštećenje je pri primjeni u trajanju od 5 s bilo 0,0522 (SD ± 0,0097) mm, a pri izlaznoj razini snage 5 iznosilo je 0,0702 (SD ± 0,0129) mm. Pri izlaznoj razini snage 3, u trajanju od 10 s iznosilo je 0,1544 (SD ± 0,0419) mm, a pri izlaznoj razini snage 5 iznosilo je 0,2085 (SD ± 0,0433) mm. S druge strane, primjena od 5 s trajanja, 5 s bez aktivacije i ponovno 5 s aktivacije uzrokovala je prosječno termičko oštećenje koje je pri izlaznoj razini snage 3 iznosilo 0,1020 (SD ± 0,0430) mm, a pri izlaznoj razini snage 5 iznosilo je 0,1419 (SD ± 0,0248) mm. Na modelu trbušne stijenke svinje, pri izlaznoj snazi 3, prosječno termičko oštećenje je pri primjeni u trajanju od 5 s bilo 0,0825 (SD ± 0,0234) mm, a pri izlaznoj razini snage 5 iznosilo je 0,2969 (SD ± 0,0848) mm. Pri izlaznoj razini snage 3, u trajanju od 10 s iznosilo je 0,3850 (SD ± 0,0590) mm, a pri izlaznoj razini snage 5 iznosilo je 0,4793 (SD ± 0,1047) mm. S druge strane, primjena od 5 s trajanja, 5 s bez aktivacije i ponovno 5 s aktivacije uzrokovala je prosječno termičko oštećenje koje je pri izlaznoj razini snage 3 iznosilo 0,1876 (SD ± 0,0652) mm, a pri izlaznoj razini snage 5 iznosilo je 0,2013 (SD ± 0,0810) mm. Na modelu tankog crijeva svinje, pri izlaznoj snazi 3, prosječno termičko oštećenje je pri primjeni u trajanju od 5 s bilo 0,1302 (SD ± 0,0238) mm, a pri izlaznoj razini snage 5 iznosilo je 0,1771 (SD ± 0,0198) mm. Pri izlaznoj razini snage 3, u trajanju od 10 s iznosilo je 0,2655 (SD ± 0,0533) mm, a pri izlaznoj razini snage 5 iznosilo je 0,2983 (SD ± 0,0689) mm. S druge strane, primjena od 5 s trajanja, 5 s bez aktivacije i ponovno 5 s aktivacije uzrokovala je prosječno termičko oštećenje koje je pri izlaznoj razini snage 3 iznosilo 0,2011 (SD ± 0,0447) mm, a pri izlaznoj razini snage 5 iznosilo je 0,2258 (SD ± 0,0373) mm.

**ZAKLJUČAK:** S obzirom na navedeno, može se reći da je koagulacijska nekroza pri istoj izlaznoj snazi veća pri dugotrajnijoj primjeni, te se proporcionalno povećava s povećanjem izlazne snage generatora visokofrekventnog titranja. Također, nekroza je veća ako je primjena neprekidna, nego ako se primjena prekine i ponovno primijeni u istom ukupnom trajanju.

## **9. SUMMARY**

**INTRODUCTION:** Harmonic scalpel for tissue cutting and coagulation is a replacement for the high frequency current that may cause different complications. It is frequently used in many open and endoscopic operations. Using Harmonic scalpel the lower amount of energy is transduced to the tissue with less possibility of the lateral thermal damage or penetration depth because of low temperatures, only 50-100° C, and also the body is free of electric passing current. The working principle of the Harmonic scalpel is to transform the electric power into mechanical longitudinal movement of the working part of the instrument by piezoelectrical transducer situated in the hand piece.

**AIM:** To determinate the effects of different employing times at application on the experimental model of rat's and pig's abdominal tissue and pig's small intestine.

**METHODS:** Two hundred grams weight Wistar rats were used. The animals were etherized and anaesthetized with Ketamin with a dose of 100 ml/kg and the laparatomy was done. Using Harmonic scalpel we performed the operation on the muscular facial part of the abdominal tissue employing different time for each group separately. Between three and five individual approaches were done using Harmonic scalpel for each experimental group. Forty kilograms weight pigs were used as the second experimental model. The animals were anesthetized using the following sedation, relaxation, and narcosis regimen: ketamine 10% with a dose of 20 mg/kg, xylazine 2% in a dose of 2 mg/kg, atropine sulfat 1% in a dose of 3 mL/animal, and propofol 1% in a dose of 2–5 mL/animal. Endotracheal anesthesia was with isoflurane (1–1.5 vol%), nitrous oxide (max. 75 vol%), and oxygen (25 vol%). After anesthesia, the animals were fixed to an operative table, and a laparotomy was performed. The muscular part of the abdominal wall without skin or small intestine was coagulated using different application regimens for each group. Ten individual approaches were performed for each experimental group using the Harmonic Scalpel. After the experiment all animals were euthanized with 7,4% solution of KCl. After the animals were euthanized the tissue was cut out and inserted in paraffin. The paraffin blocks were cut in 5µm thick pieces and colored using classic histological

method hemalaun-eozin. Under the light microscope the width of necrosis was measured from the point where the Harmonic scalpel was used.

**RESULTS:** The rat's abdominal tissue suffered thermal damage of 0,0522 (SD  $\pm$  0,0097) mm employing time of 5 s, at the output power at 3, and 0,0702 (SD  $\pm$  0,0129) mm at the output power at 5. For employing time of 10 s it was 0,1544 (SD  $\pm$  0,0419) mm, at the output power at 3, and 0,2085 (SD  $\pm$  0,0433) mm at the output power at 5. On the other hand, the employing time of 5 s, 5 s of inactivity and again 5 s of activity, thermal damage was 0,1020 (SD  $\pm$  0,0430) mm, at the output power at 3, and 0,1419 (SD  $\pm$  0,0248) at the output power at 5. The pig's abdominal tissue suffered thermal damage of 0,0825 (SD  $\pm$  0,0234) mm employing time of 5 s, at the output power at 3, and 0,2969 (SD  $\pm$  0,0848) mm at the output power at 5. For employing time of 10 s it was 0,3850 (SD  $\pm$  0,0590) mm, at the output power at 3, and 0,4793 (SD  $\pm$  0,1047) mm at the output power at 5. On the other hand, the employing time of 5 s, 5 s of inactivity and again 5 s of activity, thermal damage was 0,1876 (SD  $\pm$  0,0652) mm, at the output power at 3, and 0,2013 (SD  $\pm$  0,0810) at the output power at 5. The pig's small intestine tissue suffered thermal damage of 0,1302 (SD  $\pm$  0,0238) mm employing time of 5 s, at the output power at 3, and 0,1771 (SD  $\pm$  0,0198) mm at the output power at 5. For employing time of 10 s it was 0,2655 (SD  $\pm$  0,0533) mm, at the output power at 3, and 0,2983 (SD  $\pm$  0,0689) mm at the output power at 5. On the other hand, the employing time of 5 s, 5 s of inactivity and again 5 s of activity, thermal damage was 0,2011 (SD  $\pm$  0,0447) mm, at the output power at 3, and 0,2258 (SD  $\pm$  0,0373) at the output power at 5.

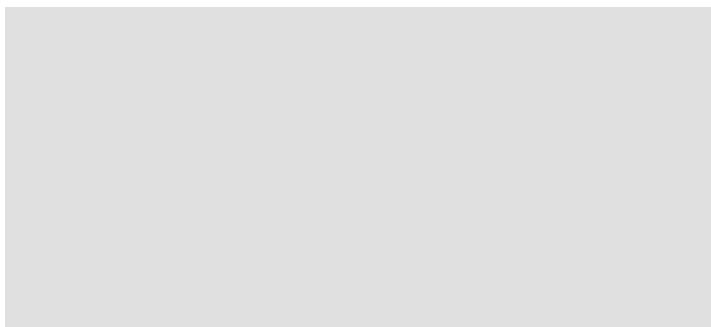
**CONCLUSION:** Considering the above, we can conclude that the coagulation necrosis, at the same output power, is larger employing longer usage. Also necrosis is more extensive if the employing time is continuous then if it is disconnected and connected again in the same entire duration.

## **10. ŽIVOTOPIS**



## OPĆI PODACI

---



## ŠKOLOVANJE

---

1986. – 1994. Osnovna škola Meje u Splitu
1994. – 1998. I. gimnazija u Splitu (Klasični smjer)
1998. – 2004. Medicinski fakultet u Splitu
2005. – 2007. Poslijediplomski znanstveni studij, smjer: Klinička medicina

## PRIZNANJA

---

- 1998. - **Nagrada Nastavničkog vijeća I. gimnazije** za izvrstan uspjeh
- 2003. - Posebno priznanje Volontera i udruga grada Splita za rad i osobit doprinos udruzi "IFMSA-Croatia, CroMSIC", Split
- 2004. - **Rektorova nagrada** za izvanredne rezultate postignute u studiju

## RADNO ISKUSTVO

---

- Od 03. siječnja 2005. do 02. siječnja 2006. - pripravnički staž
- Od 01. svibnja do 30. studenoga 2006. - znanstveni novak na projektu "Ispitivanje i razvitak novih instrumenata za endoskopsku kirurgiju" - Medicinski fakultet Sveučilišta u Splitu (Klinika za kirurgiju)
- Od 01. prosinca 2006. - specijalizant dječje kirurgije – Klinički bolnički centar Split - Klinički odjel dječje kirurgije

## SUDJELOVANJE U KLINIČKIM STUDIJAMA

---

- **A6061030** – "Safety and Tolerability Trial Comparing (S,S)-Reboxetine With Routine Care In Patients With Postherpetic Neuralgia"

## OBJAVLJENI ZNANSTVENI RADOVI

---

### **a) Radovi objavljeni u časopisima koji se indeksiraju u Current Contentsu:**

- 1) Jurić I, Pogorelić Z, Biočić M, Todorić D, Furlan D, Šušnjar T. Management of Blunt Pancreatic Trauma in Children. *Surg Today* 2009; 39(2):115-119.
- 2) Sršen D, Družijanić N, Pogorelić Z, Perko Z, Juričić J, Kraljević D, Krnić D, Bilan K, Mimica Ž. Quality of Life Analysis after Open and Laparoscopic Inguinal Hernia Repair – Retrospective Study. *Hepatogastroenterology* 2008; 55(88):2112-2115.
- 3) Grandić L, Pogorelić Z, Banović J, Perko Z, Boschi V, Ilić N, Tripković A, Šarić D. Advantages of the Spared Surgical Treatment of the Spleen Injuries in the Clinical Conditions. *Hepatogastroenterology* 2008; 55(88):2256-2258.
- 4) Družijanić N, Perko Z, Kraljević D, Juričić J, Maras Šimunić M, Bilan K, Krnić D, Pogorelić Z, Tomić S, Sršen D. Harmonic Scalpel in Transanal Microsurgery. *Hepatogastroenterology* 2008; 55(82-83):356-358.
- 5) Perko Z, Sršen D, Pogorelić Z, Družijanić N, Kraljević D, Juričić J. Laparoscopic Subtotal Gastrectomy for Gastric Carcinoma Treatment. *Hepatogastroenterology* 2008; 55(82-83):814-816.
- 6) Perko Z, Družijanić N, Bilan K, Pogorelić Z, Kraljević D, Juričić J, Sršen D, Krnić D. Laparoscopic Colon Surgery: Our Results. *Coll Anthropol* 2008; 32(1):187-191.
- 7) Mimica Ž, Pogorelić Z, Sršen D, Perko Z, Stipić R, Dujmović D, Tocilj J, Ujević D. The Effect of Analgesics and Physical Therapy on Respiratory Function after Open and Laparoscopic Cholecystectomy. *Coll Anthropol* 2008; 32(1):193-199.
- 8) Perko Z, Bilan K, Pogorelić Z, Družijanić N, Sršen D, Kraljević D, Juričić J, Krnić D. Acute Appendicitis and Ileal Perforation with a Toothpick Treated by Laparoscopy. *Coll Anthropol* 2008; 32(1):307-309.
- 9) Mimica Ž, Pogorelić Z, Perko Z, Sršen D, Stipić R, Dujmović D. Effect of Surgical Incision on Pain and Respiratory Function after Abdominal Surgery: A Randomized Clinical Trial. *Hepatogastroenterology* 2007; 54(80):2216-2220.
- 10) Perko Z, Bilan K, Pogorelić Z, Sršen D, Družijanić N, Kraljević D, Juričić J, Mimica Ž, Jurišić T, Bekavac-Bešlin M. A Novel Algorithm for the Minimal Invasive Treatment of Choledocholithiasis. *Hepatogastroenterology* 2007; 54(76):1009-1012.
- 11) Perko Z, Bilan K, Vilović K, Družijanić N, Kraljević D, Juričić J, Krnić D, Sršen D, Pogorelić Z, Tomić S. Partial Cecal Necrosis Treated by Laparoscopic Partial Cecal Resection. *Coll Antropol* 2006; 30(4):937-939.
- 12) Perko Z, Pogorelić Z, Bilan K, Tomić S, Vilović K, Krnić D, Družijanić N, Kraljević D, Juričić J. Lateral Thermal Damage to Rat Abdominal Wall after Harmonic Scalpel Application. *Surg Endosc* 2006; 20(2):322–324.

### **b) Radovi objavljeni u časopisima koji se indeksiraju u drugim međunarodnim indeksnim publikacijama:**

- Grandić L, Perko Z, Banović J, Pogorelić Z, Ilić N, Jukić I, Šarić D, Tripković A. Our Experience in the Treatment of Obstructive Icterus. *Acta Clin Croat* 2007; 46(2):157-60.

## KONGRESI

---

- **AM2003** of the International Federation of Medical Student's Associations Nizozemska, Egmond aan Zee, 3. – 9. kolovoza 2003.
- **MM2004** of the International Federation of Medical Student's Associations Venezuela, Isla de Margarita, 2. – 9. ožujka 2004.
- **XI. kongres obiteljske medicine** "Starije osobe u skrbi obiteljskog liječnika i Multimorbiditet i politerapija". Split, 29. travnja – 01. svibnja 2004.
- **AM2004** of the International Federation of Medical Student's Associations Makedonija, Ohrid, 2. – 9. kolovoza 2004.
- **4th Croatian Congress of Pharmacology** with international participation Split, 15. – 18. rujna 2004.
- **MM2005** of the International Federation of Medical Student's Associations Turska, Antalya, 1. – 7. ožujka 2005.
- **8th Croatian congress of endoscopic surgery** with international participation Zagreb, 7. – 9. prosinca 2006.
- **5th Croatian congress of pediatric surgery** with international participation Cavtat, 25. – 28. travnja 2007.
- **2nd Croatian congress of coloproctology** with international participation Split, 8. – 9. studenoga 2007.

## TEČAJEVI

---

- **Advanced Course of Laparoscopic Colorectal Surgery** Split, 17. – 18. studenoga 2006.
- **Basic Course for Intramedullary Osteosynthesis** Trogir, 12. – 13. listopada 2007.

## AKTIVNOSTI

---

- Od 1999. do 2005. radim za agenciju Puls kao honorarni suradnik (Agencija za istraživanje tržišta, marketing i medije)
- Od 1999. do 2003. demonstrator na Katedri za biologiju čovjeka
- Od 2000. do 2004. član Studentskog zbora Medicinskog fakulteta Sveučilišta u Splitu kao predstavnik godine i član Fakultetskog vijeća
- Od 2002. do 2004. predsjednik Studentskog zbora Medicinskog fakulteta Sveučilišta u Splitu i član Skupštine Studentskog zbora Sveučilišta u Splitu
- Od 2002. do 2004. aktivni član Udruge studenata medicine IFMSA Croatia
- Od 2006. član Hrvatske liječničke komore
- Od 2006. član Hrvatskog društva za endoskopsku kirurgiju
- Od 2006. član Povjerenstva za nadzor i provedbu nastave Medicinskog fakulteta Sveučilišta u Splitu

## VJEŠTINE

---

- 2004. završen **tečaj znakovnog jezika**
- aktivno služenje **engleskim i španjolskim jezikom**
- **vozačka dozvola** B kategorije
- aktivno i svakodnevno korištenje računala (MS Windows XP, MS Office 2003, internet)