



UNIVERZITET U NOVOM SADU
POLJOPRIVREDNI FAKULTET
Departman za veterinarsku medicinu



Aleksandar Ačanski

**VUČNA ČVRSTOĆA RAZLIČITIH ŠIVAČIH
MATERIJALA APLIKOVANIH U ZID ŽELUDCA-**
in vitro
Diplomski-master rad

Novi Sad, 2016.



UNIVERZITET U NOVOM SADU
POLJOPRIVREDNI FAKULTET
Departman za veterinarsku medicinu



Kandidat
Aleksandar Ačanski

Mentor
Doc.dr Bojan Toholj

**VUČNA ČVRSTOĆA RAZLIČITIH ŠIVAČIH
MATERIJALA APLIKOVANIH U ZID ŽELUDCA-
*in vitro***

Diplomski-master rad

Novi Sad, 2016.

Sadržaj

Rezime.....	6
Summary	7
1. Uvod.....	8
2. Pregled literature	9
2.1. Podela hirurškog šavnog materijala	11
2.2 Fizičke karakteristike hirurških konaca.....	13
2.2.1 Struktura konca	13
2.2.2 Debljina konca	14
2.2.3. Vučna čvrstoća.....	15
2.2.4. Sigurnost čvora	16
2.2.5. Kapilarnost i apsorpcija tečnosti.....	16
2.2.6. Elastičnost i plastičnost	16
2.2.7. Memorija	17
2.3. Svojstva rukovanja i biološke osobine	17
2.4. Monofilamentni konci u veterinarskoj hirurgiji	18
2.4.1. Polidioksanon	18
2.4.2. Poliglikonat.....	18
2.4.3. Ketgut	19
2.5. Specifičnosti tkiva i organa od značaja za šivenje	20
2.5.1. Hirurško zatvaranje želudca.....	20
2.5.2. Hirurško šivenje mokraćne bešike.....	21
2.5.3. Tehnike šivenja luminoznih organa	22
2.6. Problemi u zarastanju rane	23
2.6.1. Serom	23
2.6.2. Dehiscencija	23
3. Ciljevi i Zadaci rada	25
3.1. Ciljevi:	25
3.2. Zadaci	25
4. Materijal i metode rada	26
4.1. Hirurški šivaći materijal	26
4.2. Ispitivanje memorije pakovanja.....	27
4.3. Merenje debljine konca.....	27

4.4. Merenje vučne čvrstoće	28
4.5. Aplikacija u zid želudca.....	29
4.6. Postavljanje konaca u digestivnu tečnost	29
4.7. Inkubiranje.....	30
5. Rezultati istraživanja.....	31
5.1. Memorija pakovanja	31
5.2. Tenziona sila	32
6. Diskusija.....	36
7. Zaključci.....	38
8. Literatura.....	39

KOMISIJA ZA OCENU I ODBRANU MASTER RADA

dr sc. Bojan Toholj, docent ,mentor

uža naučna oblast: Hirurgija

**Departman za veterinarsku medicinu, Poljoprivredni fakultet
Univezitet u Novom Sadu**

dr sc. Milenko Stevančević, redovni profesor

uža naučna oblast: Hirurgija

**Departman za veterinarsku medicinu, Poljoprivredni fakultet
Univezitet u Novom Sadu**

dr sc. Marko Cincović, docent

uža naučna oblast: Patologija

**Departman za veterinarsku medicinu, Poljoprivredni fakultet
Univezitet u Novom Sadu**

Rezime

Kvalitet zatvaranja hirurškog reza zavisi od mnogobrojnih faktora, pri čemu je pravilan odabir hirurškog konca često presudan. Cilj našeg istraživanja je ispitivanje vremena potrebnog za gubitak vučne čvrstoće u *in vitro* studiji kod različitih hirurških šivaćih materijala aplikovanih u zid želuca, i aplikovanih u digestivnu tečnost, a samim tim i prosuđivanje o karakteristikama pojedinih hirurških konaca na tržištu. Ispitivanje je sprovedeno na Poljoprivrednom fakultetu i u Laboratoriji za materijale i tehnologiju spajanja Fakulteta tehničkih nauka u Novom Sadu. Pet uzoraka hirurških konaca je inkubirano pedeset dana. Merenja su vršena nultog, desetog i pedesetog dana. Rezultati su nam omogućili da evaluiramo kvalitet i postojanost hirurških konaca u tkivu, što će imati direktni uticaj i na naš klinički rad kod odabira hirurških konaca

Summary

Quality closing incisions depends on many factors, with the proper selection of suture is often crucial. The aim of our research is to investigate the time required for the loss of tensile strength in vitro study in various surgical sewing material the applied against the wall of the stomach, and the applied in the digestive fluids, and consequently judgment on the characteristics of individual surgical sutures market. The study was conducted at the Agricultural College and the Laboratory of materials and joining technology, Faculty of Technical Sciences in Novi Sad. Five samples of surgical sutures were incubated fifty days. Measurements were taken of zero, tenth and fiftieth day. Our results are reveals a best possibilities during suture chosing and will help us in decisin making process in chosinng a best suture during surgical closure of wounds.

1. Uvod

Većina hirurških zahvata podrazumeva upotrebu materijala za šivenje koji će zatvoriti ranu i omogućiti njeno brže zarastanje. Mnoge komplikacije, kao što je infekcija rane, dehiscencija rane i stvaranje „mrtvih“ prostora javljaju se u liniji reza nakon zatvaranja rane, a sve to zavisi od primenjenih šavova i izbora hirurškog konca.

Složeni uslovi u zarastanju rana, kao na primer prisutnost više različitih tkiva u samoj rani, različiti stepeni napregnutosti rane u procesu zarastanja, izlaganje hirurškog konca telesnim tečnostima i raznolikost hirurških rana zahtevaju primenu različitih materijala u šivenju. Obzirom da je uloga šavova da drže nekoliko tkiva u apoziciji sve dok se proces zarastanja ne završi, vrlo je važno znati da različite telesne tečnosti, u zavisnosti od njihovih karakteristika, pre svega pH, mogu da utiču na zadržavanje snage materijala za šivenje. Osim toga, neki autori navode da je mesto implementacije šava, gotovo uvek praćeno inflamcijom, što dovodi do smanjenja pH, koje utiče na karakteristike hirurškog konca.

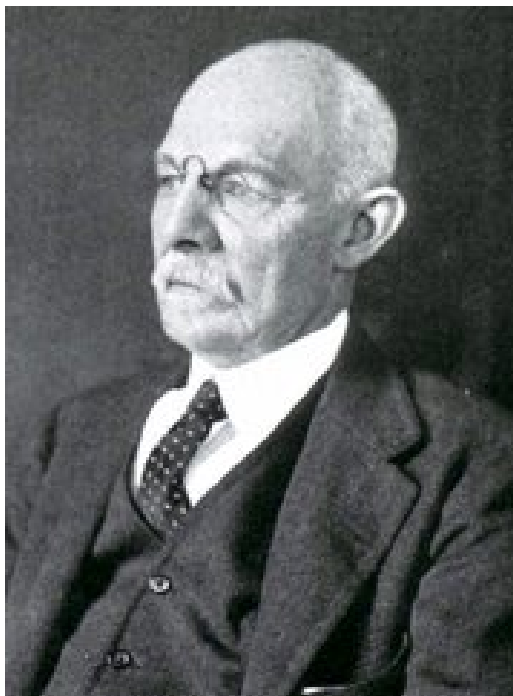
Studije o uticaju pH na zadržavanje vučne čvrstoće materijala za šivenje rana treba da nam obezbede bolju osnovu za izbor materijala koji se koristi u hirurgiji.

Cilj našeg istraživanja je ispitivanje vremena potrebnog za gubitak vučne čvrstoće u *in vitro* studiji kod različitih hirurških šivaćih materijala aplikovanih u zid želudca, i aplikovanih u digestivnu tečnost, a samim tim i prosuđivanje o karakteristikama pojedinih hirurških konaca na tržištu

2. Pregled literature

Pre više od sto godina dr Vilijam Halsted (Slika 1) je definisao listu hirurških principa koji su i danas nezamenljivi u savremenoj hirurgiji. Tako se i danas prilikom izvođenja hirurških zahvata pridržavamo Halstedovih principa:

- Asepsa
- Nežna manipulacija tkivom
- Oštro preparisanje tkiva
- Obliteracija mrtvog prostora
- Brižljiva hemostaza
- Šivenje bez tenzije



Slika 1. William Halsted (1852-1922)

Način zatvaranja rane, odabir hirurškog konca, odgovarajući izbor tipa igle, su od ključnog značaja za podržavanje ovih principa. Ipak sasvim je jasno da ne postoji idealni tip

hirurškog konca koji bi zadovoljio sve karakteristike. Moynihan je 1920. godine postavio kriterijume za idealni šavni materijal koji treba da je fleksibilan, lak za vezivanje, da obezbedi dovoljnu sigurnost čvora, poseduje konstantnu zateznu snagu, nealergena svojstva i potpunu resorpciju posle zarastanja rane, kao i da je otporan prema infekcijama (*Mirković, 2000; Selaković, 2003; Gazivoda, 2004*). Međutim optimalan izbor hirurškog konca uz dobro poznavanje fiziologije zarastanja rane, treba da omogući efikasan proces zarastanje rana kod svakog hirurškog pacijenta (*Tobias, 2012*).

Hirurški šivaći materijal, u užem smislu hirurški konac označava materijal koji se koristi za rekonstrukciju tkiva, podvezivanje krvnih sudova (ligiranje), postavljanje raznih implantata i transplantata (*Kreszinger, 2008*).



Slika 2. Ratna hirurgija i hirurški instrumenti u Starom Rimu.

Istorijat šavnog materijala prati istorijski razvoj hirurgije kroz milenijume ljudskog postojanja. Prvi zapisi o upotrebi određenog materijala potiču od 2000. god. p.n.e., od kada datira upotreba tetiva za ligiranje i šivenje rana. 1500. god. p.n.e. (na osnovu zapisa na papirusu za zatvaranje rana, korišćene su lanene trake i životinjski intestinum. 500. god. p.n.e. Hipokrat (ant. Grčka) je dao prvi opis hirurškog zašivanja creva. Nakon sedam vekova, 200. god. n.e., Galen (Rim) govori o upotrebi traka životinjskog intestinuma, kao šavnog materijala (*Mitrović, 1993, Mirković, 2000*).

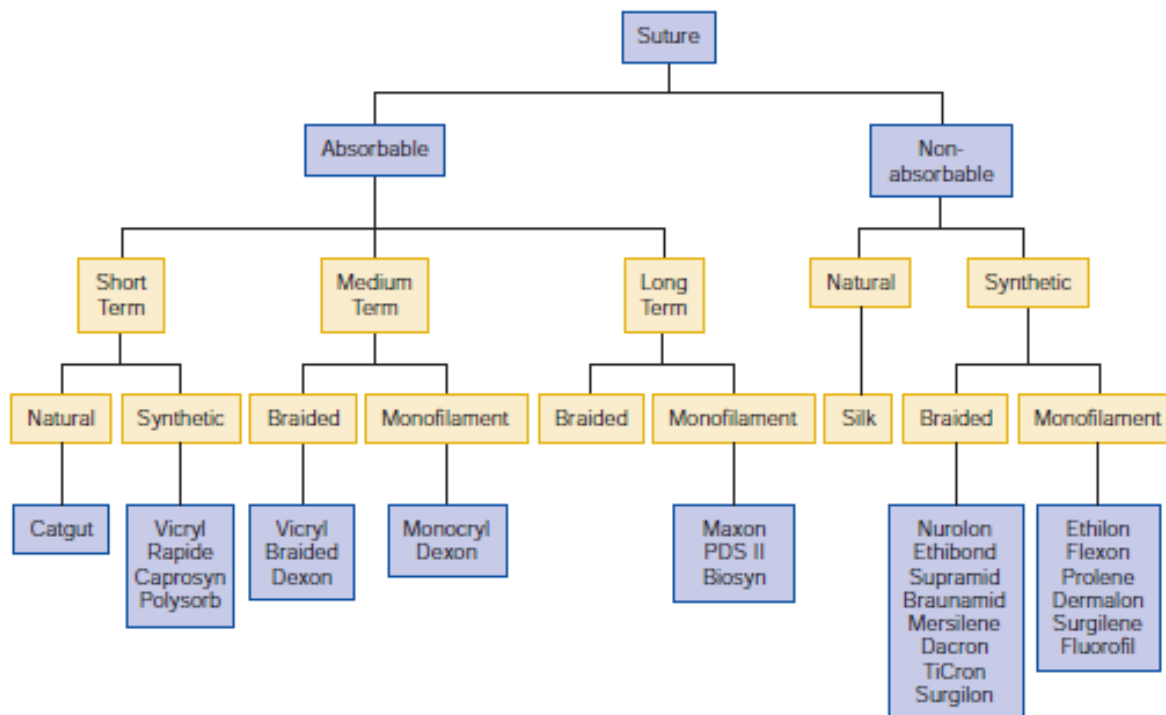
Na osnovu njegovih radova, 1840. Luigi Porta (Pavija) usavršava upotrebu traka životinjskih creva za ušivanje rana. Nova era hirurgije počinje u drugoj polovini 19. XIX veka, kada Lister (1869) trake mačjeg i ovčijeg creva (cat-gut) impregnira hromom. 1903. Marsh

(SAD) modifikuje pripoja igle i konca u cilju smanjivanja diskrepance u dijametrima, a 1921. godine fabrika DAVIS & GECK (SAD) započinje masovnu industrijsku proizvodnju atraumatskih igala sa uđenutim koncem, koje mogu negativno uticati na proces zarastanja izazivajući mehaničko oštećenje tkiva ili poremećaj cirkulacije u predelu rane. Kao strano telo, mogu dovesti do produženog zaraščivanja, posebno ako su uzrok infekcije. Veoma je važno da materijal od kojeg se prave igle za šav u hirurgiji ima određenu čvrstinu i elastičnost, što će onemogućiti pucanje igala i oštećenje tkiva. Nekada standardne, danas igle sa ušicom praktično ne bi trebalo da se upotrebljavaju jer su ih potpuno potisnule tzv. "atraumatske igle" na koje je zavaren materijal za šav. 1970. DAVIS & GECK, razvija DEXON, prvi sintetski resorptivni konac (upreden) od poliglikolne kiseline (PGA). 1974. Ethicon – J&J (SAD), predstavlja VICRYL (poliglikolna kiselina, PGA i poliglaktin 910). 1981. godine takodje u SAD, predstavljeni su sintetski resorptivni monofilamentni konci: MAXON – polyglyconate i PDS – polydioxanone. 2002. godine predstavljen CAPROSYN, monofilamentni sintetski resorptivni konac. Dok su pre drugog svetskog rata hirurzi pretežno upotrebljavali svilu i ketgut a ređe lan i pamuk, novije doba karakteriše upotreba apsorptivnog sintetskog materijala čime su stvoreni uslovi za minimalne mogućnosti komplikacija, kao što su: dehiscencija rana, incizione kile, granulomi i sinusi i abscesi oko šava (Paunović, 2013).

U zavisnosti od lokalizacije, specifičnosti i stanja tkiva koje se ušiva, vrši se i odabir vrste i debljine hirurškog konca (Mirković, 2010).

2.1. Podela hirurškog šavnog materijala

Podela hirurškog materijala može se izvršiti po nekoliko različitih osnova. Tako se po resorptivnosti u tkivu dele na resorptivne i neresorptivne, a u pogledu strukture na monofilamentne i multifilamentne, i s obzirom na poreklo na prirodne i vetačke (Slika 3).



Slika 3. Karakteristike konaca koji se koriste u veterinarskoj hirurgiji (Fossum,2013)

Resorptivni konci se razgrađuju i postepeno gube svoju snagu podržavanja tkiva unutar 60 dana, i to po definiciji američke farmakopeje, dok neresorptivni konci zadržavaju svoju vučnu čvrtoću drže duže od 60 dana. Sintetski reorptivni konci se razgrađuju procesom hidrolize koja se odvija predvidivo, u prilično tačnom vremenskom periodu nakon implantacije (Matičić, 2010).

Naprotiv, prirodni resorptivni materijali poput ketguta, razgrađuju se procesom fagocitoze i enzimskom razgradnjom. Brzina fagocitoze je uslovljena brojem neutrofila i makrofaga u rani. Enzimska razgradnja uslovljena je brojnim lokalnim i opštim uslovima u tkivu (Ellison, 2011).

Resorptivni monofilamenti se preporučuju za šivenje luminoznih organa gastrointestinalnog trakta, da bi se preveniralo zadržavanje stranog materijala nakon zarastanja rane (Fossum, 2013).

2.2 Fizičke karakteristike hirurških konaca

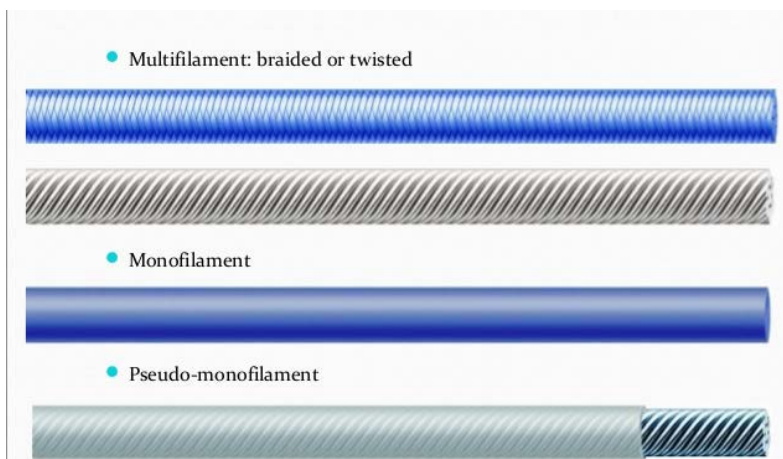
Fizička svojstva obuhvataju karakteristike koje su merljive, ili se mogu vizuelno odrediti (*Kreszinger, 2008*).

U fizičke karakteristike hirurških konaca spadaju:

- struktura
- debljina
- vučna čvrstoća
- sigurnost čvora
- kapilarnost i apsorpcija tečnosti
- elastičnost i plastičnost
- memorija.

2.2.1 Struktura konca

Struktura konca govori nam kako je konac građen, tj. da li je građen od jedne niti (monofilament) ili je građen od više niti (multifilament). Pored ove dve, glavne grupe konaca, postoje još i konci sa multifilamentnim jezgrom čija je površina glatka (Slika 4). Ovakvi konci se nazivaju pseudomonofilamenti (*Kreszinger, 2008*).



Slika 4. Struktura hirurških konaca (*Stericat surgical sutures*)

2.2.2 Debljina konca

Debljina ili promer konca izražava se prema evropskoj farmakopeji (Ph.Eur.) metričkim podatkom u desetinama milimetra. Tako, npr. konac sa oznakom 1 ima promer 0,1mm. (*Kreszinger, 2008*).

Danas je znatno rašireniji i popularniji način označavanja debljine, odnosno veličine niti, sistem označavanja prema američkoj farmakopeji (USP) koji se služi različitim brojem nula. Ovaj sistem označavanja promera hirurških konaca koristi jednu osnovnu veličinu koja se naziva nula, a označava se sa USP 0. Što je manji promer konca, u oznaci se navodi veći broj nula. Npr. konac sa oznakom 6-0 ima manji promer od konca sa oznakom 4-0. Karakteristika američkog sistema označavanja veličine konca jeste da uzima u obzir i vučnu čvrstoću materijala od koga je konac napravljen. Unutar pojedine grupe konaca, debljina se određuje na osnovu promera niti koji je potreban da bi se postigla vučna čvrstoća specifična za pojedinu vrstu materijala (Slika 5).

Npr. ketgut oznake 4-0 ima veći promer od najlona sa istom oznakom (USP 4-0), zato što je najlon jači materijal pa je za postizanje određene vučne čvrstoće potreban manji promer u odnosu na ketgut (*Matičić, 2010*).

USP SIZE	SYNTHETIC		COLLAGEN	
	METRIC SIZE, GAUGE NO.	LIMITS ON AVERAGE DIAMETER, MM	METRIC SIZE	LIMITS ON AVERAGE DIAMETER, MM
12-0	0.01	0.001–0.009		
11-0	0.1	0.01–0.019		
10-0	0.2	0.02–0.029		
9-0	0.3	0.03–0.039	0.4	0.04–0.049
8-0	0.4	0.04–0.049	0.5	0.05–0.069
7-0	0.5	0.05–0.069	0.7	0.07–0.099
6-0	0.7	0.07–0.099	1	0.1–0.149
5-0	1	0.1–0.149	1.5	0.15–0.199
4-0	1.5	0.15–0.199	2	0.2–0.249
3-0	2	0.2–0.249	3	0.3–0.339
2-0	3	0.3–0.339	3.5	0.35–0.399
0	3.5	0.35–0.399	4	0.4–0.499
1	4	0.4–0.499	5	0.5–0.599
2	5	0.5–0.599	6	0.6–0.699
3	6	0.6–0.699	7	0.7–0.799
4			8	0.8–0.899
5	7	0.7–0.799		

Slika 5. Debljina hirurških materijala i njihov promer (Tobias,2012).

2.2.3. Vučna čvrstoća

Vučna čvrstoća konca označava kolika je minimalna vučna sila potrebna da bi došlo do pucanja niti. Vučna čvrstoća konca zavisi od vrste materijala, fizičkih osobina, konfiguracije konca kao i od njegove debljine (Fossum, 2008).

Razlikujemo linearnu vučnu čvrstoću konca i čvrstoću konca pri pucanju čvora. Sigurnost čvora podrazumeva sposobnost šavnog materijala da zadrži snagu ili jačinu postavljenog čvora, i to bez popuštanja u jedinici vremena. Ona je obrnuto proporcionalna debljini materijala, a direktno proporcionalna njegovom kvalitetu i radnim karakteristikama (Aberg, 1976).

Vučna čvrstoća zavisi od:

- vrste materijala
- debljine konca
- fizičkih konfiguracija konca

Činjenica je da je za različita tkiva tokom zarastanja potrebno različito vreme za postizanje njihove dovoljne snage. Fascije, tetive i ligamenti zarastaju vrlo sporo, a uz to su pod stalnim opterećenjem. Zbog toga se ova tkiva moraju šiti snažnim neresorptivnim materijalima, ili snažnim resorptivnim materijalima koji dovoljno dugo zadržavaju vučnu čvrstoću. Resorptivni i neki neresorptivni konci nakon implantacije u tkivo vremenom gube svoju početnu snagu, tj. vučnu čvrstoću (*Matičić, 2010*).

U toku zarastanja rane, stvaranjem kolagena, snaga tkiva se povećava, a snaga tj. vučna čvrstoća posavljenih konaca se smanjuje. Postizanje uravnoteženosti, tj. određene dinamike ova dva procesa je važno za kvalitetno zarastanje rekonstruisanog tkiva. Da bismo to postigli, moramo poznavati svojstva zarastanja tkiva, ali i vučnu čvrstoću materijala za šivenje.

2.2.4. Sigurnost čvora

Sigurnost čvora podrazumeva sposobnost šavnog materijala da zadrži snagu ili jačinu postavljenog čvora, i to bez popuštanja u jedinici vremena. Ona je obrnuto proporcionalna debljini materijala, a direktno proporcionalna njegovom kvalitetu i radnim karakteristikama (*Aberg, 1976*).

2.2.5. Kapilarnost i apsorpcija tečnosti

Kapilarnost hirurškog konca podrazumeva sposobnost podizanja tečnosti uzduž niti u smeru od vlažnog ka njenom suvom delu. Ovu osobinu treba razlikovati od osobine apsorpcije tečnosti, odnosno sposobnosti upijanja tečnosti. Ove dve osobine su u korelaciji sa tendencijom zadržavanja i migracije bakterija i smatraju se negativnim svojstvima, posebno prilikom šivenja kože i digestivnog sistema.

2.2.6. Elastičnost i plastičnost

Svojstvo materijala da nakon istezanja teži da se vrati u prethodni oblik naziva se elastičnost. Svojstvo materijala da zadržava novonastalu promenu oblika nazivamo plastičnost. Ova svojstva su vrlo bitna za ponašanje hirurškog konca prilikom nastanka

posleoperativnog edema rane. Materijali sa izraženim svojstvom elastičnosti rastegnuće se ukoliko dodje do otoka tkiva, i nakon njegovog povlačenja će se vratiti u prethodni oblik, i na taj način će mehanički i dalje podržavati rubove rane kao i pre nastanka edema. Materijali sa izraženim svojstvom plastičnosti zadržavaju deformisani oblik koji nastaje usled povlačenja edema, pa nema podržavanja rubova rane kao i pre njegovog nastanka

2.2.7. Memorija

Pod memorijom se podrazumeva kapacitet vraćanja materijala u početni oblik nakon deformacije nastale prilikom šivenja i čvoranja. U vezi je sa elastiočnošću, plastičnošću i debljinom materijala (*Fossum, 2008*).

2.3. Svojstva rukovanja i biološke osobine

Svojstva rukovanja hirurškim koncem procenjuju se na osnovu savitljivosti konca i koeficijenta trenja. Savitljivost, tj. gipkost konca su izrazi koji objašnjavaju sa kojom se lakoćom nit savija pri šivenju. Poznato je da su utkani materijali npr. svila savitljiviji od monofilamentnih, tako da je i rukovanje sa njima lakše (*Matičić, 2010*).

Koeficijent trenja određuje kojim će lakoćom konac prolaziti kroz tkivo, koliku će traumu tkiva pritom naneti i kako će se čvorati (*Kreszinger, 2008*).

Pri odabiru konca važan faktor su njegova biološka svojstva (svojstva reakcije tkiva) na implantirani materijal. Svi konci predstavljaju strano telo u tkivu, a početna reakcija tkiva na materijal je rezultat traume prilikom prolaska igle i konca. u nastavku se razvija reakcija na sam šivaći materijal, koja je najistaknutija između drugog i sedmog dana nakon implantacije. (*Salthouse, 1980*)

Multifilamentni konci izazivaju jaču tkivnu upalnu reakciju. Razlozi leže u izazivanju jačeg trenja pri prolasku kroz tkivo i u postojanju mikroprostora između utkanih niti. Pojačanim trenjem tkiva ono se traumatizuje, čime se pokreće njegova jača odbrambena upalna reakcija. U mikroprostora multifilamentnih konca zadržava se velik broj

mikroorganizama koji su u njemu prilično dobro zaštićeni od delovanja tkivnih mehanizama odbrane (*Matičić, 2010*).

2.4. Monofilamentni konci u veterinarskoj hirurgiji

U veterinarskoj hirurgiji je dostupno nekoliko resorptivnih monofilamenata i to polidioksanon, poliglikonat, ketgut. (*Fossum, 2013*)

2.4.1. Polidioksanon

Spada u drugu generaciju neprevučениh, monofilamentnih konaca napravljenih od polidioksanona. Period apsorpcije polidioksanona je znatno produžen u odnosu na ostale sintetske resorptivne konce. Oko 50% svoje početne vučne čvrstoće zadržava i do 5-6 nedelja. Karakteriše se lakim rukovanjem i malom memorijom pakovanja, kao i osrednjom sigurnošću čvoranja (*Trimbos, 1985*). Polidioksanon može biti prevučen triklosanom (PDS plus®, Ethicon) koji se koristi kao antibiotski premaz, koji je inhibitor sinteze bakterijskih masnih kiselina, a samim tim i ima i antibakterijsko delovanje (*Justinger, 2009*). Na tržištu se nalazi nekoliko proizvoda koji kao osnovu imaju polidoksanon: PDS®(Ethicon), PD-X(Kruuse), Surgicryl®(SMI).

2.4.2. Poliglikonat

Poliglikonat je drugi monofilamentni resorptivni konac koji se koristi u veterinarskoj hirurgiji. Dobijen je iz poliglikonata, kopolimera glikolne kiseline, i trimetil karbonata. Spada u grupu spororesorptivnih konaca, sličan je polidioksanonu, ali ima veću mamoriju u odnosu na njega, koja na neki način umanjuje svojstva rukovanja. Poliglikonat zadržava oko 50% svoje početne vučne čvrstoće 4-5 nedelja. Karakteriše se lakim čvoranjem i dobrom sigurnošću čvora (*Trimbos, 1995*). Najpoznatiji predstavnik je Maxon®(Covidien).

2.4.3. Ketgut

Ime ketgut je izvedeno od reci *kitgut* ili *kitstring* (niti upotrebljene na violini). Pogrešno tumačenje reči *kit* (*kitten*) koja označava mladu mačku, je dovelo do korišćenja termina ketgut (*Fossum, 2008*)

Ketgut je uvrnut konac napravljen od submukoze tankog creva ovaca ili crevne seroze krava, a dostupan je u običnoj (Plain) ili hromiranoj (Chromic) formi, koji se karakteriše manjom iritacijom tkiva (*Chu, 1997*).

Ketgut se resorbuje delovanjem enzima, pa se usled delovanja proteolitičkih enzima brzo resorbuje kada se koristi u gastrointestinalnoj hirurgiji, osim toga *Howes (1928)* navodi da se potpuni gubitak tenziona sile običnog ketguta javi nakon 12 časova nakon aplikacije u želudac psa.

U tabeli broj 1 su prikazane karakteristike navedenih hirurških konaca i njihove istaknute karakteristike.

Tabela 1. Karakteristike resorptivnih monofilamentnih konaca (*Tobias, 2012*)

<i>Konac</i>	<i>Sastav</i>	<i>Resorpcija</i>	<i>Potpuna resorpcija</i>
<i>Ketgut plain</i>	kolagen	<i>promenljiva</i>	<i>promenljiva</i>
<i>Ketgut chromic</i>	kolagen	33% (7 dana) 67% (28 dana)	60-90 dana
<i>PDS®</i>	polidioksanon	30% (14 dana) 50% (28 dana)	180-210 dana
<i>Maxon®</i>	glikolna kiselina, trimetil karbonat	25% (14 dana) 50% (28 dana)	180 dana

Obzirom da konac igra važnu ulogu u zarastanju rana jer održava apoziciju tkiva dok ono ne zaraste, konac se mora pažljivo odabrati, jer različita tkiva i organi imaju različite

morfološke i fiziološke karakteristike, pa samim tim im je potrebno različito vreme za zarastanje (*Fossum, 2013*).

Smatra se najveće zahteve u pogledu fizičkih svojstava konca imaju hirurške discipline ortopedija i abdominalna hirurgija (*Chu, 1981*).

Da bi resorptivni konac upotreбили sa sigurnošću, gubitak vučne čvrstoće mora biti proporcionalan povećanju tenziona sile rane koju podržava. Tkivo bešike i debelog creva su najslabija tkiva u abdomenu, dok su želudac i tanko crevo među najjačim (*Bojrab, 2014*).

Maxon®, Covidien i PDS II®, Ethicon mogu biti upotrebljeni gde god je potrebna primena resorptivnog monofilamenta, i to posebno kod rana koje zahtevaju podržavanje tkiva više od 3 nedelje (*Bourne, 1988*).

Funkcija šavova je da drže tkivo u apoziciji i podrže sve fiziološke sile do zarastanja rane, tj dok ušiveno tkivo ne bude moglo da izdrži te sile (*Lai, 2009*).

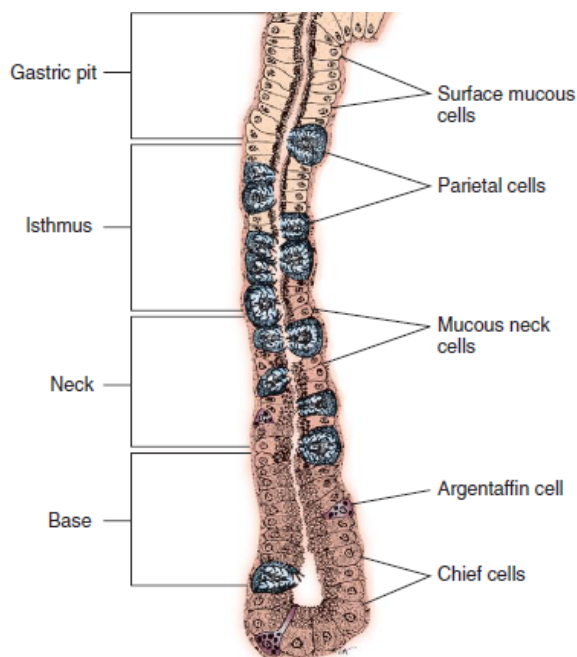
2.5. Specifičnosti tkiva i organa od značaja za šivenje

U veterinarskoj hirurgiji najveće zahteve za šivenje imaju luminozni organi kao što su organi digestivnog i urinarnog trakta, pre svega želudac i mokraćna bešika.

2.5.1. Hirurško zatvaranje želuca

Želudac je šupalj mišićni organ, koji predstavlja nastavak jednjaka. Njegova uloga je u privremenom skladištenju hrane, lučenju hlorovodonične kiseline, i aktivaciji procesa varenja. Zid želuca se sastoji od četiri različita sloja: sluzokoža, submukoza, mišićni sloj i seroza. (*Tobias, 2012*)

Žlezde želuca su podeljene na kardijačne, pilorične i gastrične. Kardijačne se nalaze u okolini kardije i proizvode serozni sekret. Pilorične se nalaze u okolini pilorusa ali i u telu želuca i proizvode sluzav sekret. A gastrične se nalaze u fundusu i u telu želuca. Dve vrste ćelija su bitne u gastručnim žlezdama, a to su parijetalne i glavne ćelije (Slika 4). Parijetalne ćelije gastručnih žlezda imaju dve funkcije: da održavaju pH želuca kiselim (2-3) lučenjem vodonikovih jona, a druga funkcija im je da proizvode "unutrašnji" faktor, mukoprotein koji se vezuje za vitamin B12 i omogućava njegovu resorpciju u crevima (*Ellison, 1993*).



Slika 4. Tipovi ćelija u želudačnim žlezdama (Ettinger S: Textbook of veterinary internal medicine, ed 7, Philadelphia, 2009, Saunders/Elsevier)

Glavne ćelije luče pepsinogen, koji u kiseloj sredini prelazi u pepsin koji aktivno učestvuje u razgradnji proteina. (Tobias, 2012). Prilikom šivenja želuca koriste se tzv. invertrirajući šavovi koji dovode do uvrtanja i naleganja seroze na serozu. U tu svrhu se koriste Lembertov, Kušingov i Konelov šav.

Najveći izazov u hirurgiji želuca je sprečiti curenje želudačnog sadržaja u abdominalnu duplju, što može dovesti do povećanog postoperativnog morbiditeta i mortaliteta. Razlog nastanka dehiscencije vrlo često može biti uticaj želudačnih enzima ili kiseline, jer smo već napomenuli da se pojedini konci razlažu enzimskom razgradnjom, pa ukoliko se šavovi sa takvim koncem ne postave pravilno dolazi do dehiscencije. Operacija na želudcu zahteva adekvatnu vizualizaciju, a to je moguće samo onda kada se načini rez dovoljne dužine koji se pravi u *linea alba*, od ksifoidnog nastavka grudne kosti do tačke iza pupka, a nekad i do pubisa. U pojedinim slučajevima želudcu se može pristupiti i parakostalnim pristupom, kod koga se zakrivljeni rez pravi na kaudalnoj strani zadnjeg rebra.

2.5.2. Hirurško šivenje mokraćne bešike

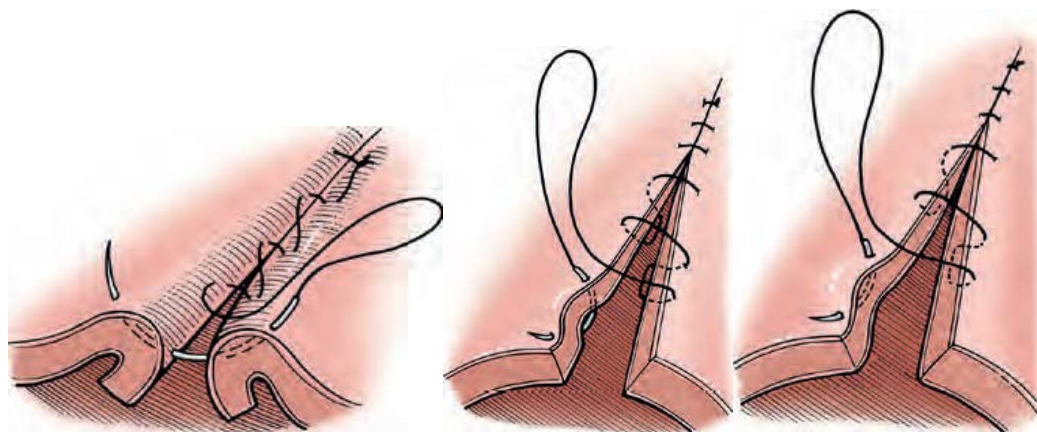
Mokraćna bešika je šupalj mišićno-membranozni organ čiji oblik, veličina i pozicija variraju u odnosu na količinu urina u njoj. Građena je iz tri sloja: sluznica, mišićni sloj i

serozna ovojnica. Sluznicu mokraćne bešike čine epitelne ćelije prelaznog tipa i rastresito vezivno tkivo. Mišićni sloj bešike je građen od glatkomišićnih vlakana (*musculus detrusor*), i specifičan je po tome što se prilikom pražnjenja bešike kontrahuje i tako pojačava pritisak u bešici, koji omogućava izbacivanje urina. (*Tobias,2012*).

Mokraćna bešika brzo zarasta, i zbog toga se mnogi konci mogu iskoristiti za njeno šivenje, ali se preporučuje upotreba monofilamentnog konca, jer ne izaziva veće povlačenje tkiva i ne zadržava bakterije na svojoj površini. Najveći problem prilikom šivenja bešike je da se odabere konac koji će zadržati svoje karakteristike, a da pritom bude izložen urinu, odnosno njegovom pH od 6.5-7.0. Ukoliko se pH urina promeni izvan ovih granica, zabeleženo je prisustvo bakterija, kao i pojačano stvaranje mokraćnih kamenaca. Idealno, prilikom šivenja mokraćne bešike šavovi treba da budu postavljeni tako da ne probijaju sluznicu, jer se na taj način sprečava formiranje tzv. nidusa za nastanak kamenaca. U literaturi je opisana pojava kamenaca, tj. kalikulogeno svojstvo pojedinih šivaćih materijala, koje je dovelo do slabljenja vučne čvrstoće, što je za posledicu imalo pojavu dehiscijencije rane, koja je neželjena pojava u hirurgiji (*Kaminski, 1978, Appel, 2008*).

2.5.3. Tehnike šivenja luminoznih organa

Za šivenje luminoznih organa se koriste tzv. invertirajući šavovi koji uvrću rubove tkiva, odnosno usmeravaju ih ka unutrašnjosti organa. Prilikom šivenja, ukoliko se probija sluznica, radi se o perforativnom šavu, a ukoliko igla završava u submukozi, govorimo o neperforativnom šavu. Invertirajući šavovi koji se koriste za zatvaranje organa gastrointestinalnog i urogenitalnog trakta su: Lembertov, Kušingov i Konelov šav (Slika 6). Najčešće korišćen je Lembertov šav, koji može biti pojedinačni i tekući, nije perforativan, i koristi se u kombinacijama sa drugim invertirajućim šavovima. (*Matičić,2010*)



Slika 6. Invertirajući šavovi, (Fossum, 2013)

2.6. Problemi u zarastanju rane

Najčešći problemi prilikom zarastanja rane su:

- dehiscencija rane
- serom

2.6.1. Serom

Serom je nakupljanje seruma u području rane. Javlja se 2-5 dana nakon nastanka rane.

Uzrok njegovog nastanka su:

- prevelik mrtvi prostor
- reakcija tkiva na čvor ili hirurški konac
- nemirovanje rane

2.6.2. Dehiscencija

Dehiscencija je otvaranje zašivene hirurške rane. To je hirurška komplikacija koja najčešće nastaje sekundarno. Faktori koji utiču na pojavu dehiscencije su starost, metabolički poremećaji, nepravilno šivenje rane, neodgovarajući izbor hirurškog konca, velika napetost

rubova rane, infekcija rane, nastanak seroma ili hematoma, lizanje rane, upotreba pojedinih lekova. Nastaje 4-5 dana postoperativno i uglavnom je praćena serohemoragičnim iscetkom ili pojavom otoka. Ukoliko dođe do dehiscencije rana nastalih prilikom gastrotomije, enterotomije ili cistotomije, posledično curenje sadržaja dovodi do nastanka peritonitisa, sepse i na kraju smrti (*Matičić,2010,Tobias,2012*).

3. Ciljevi i Zadaci rada

3.1. Ciljevi:

- Da se ispituju fizičke osobine hirurških konaca koji se najčešće upotrebljavaju u veterinarskoj hirurgiji
- Da se ispita promena u fizičkim osobinama kod konaca u invitro uslovima

3.2. Zadaci

- Ispitivanje vučne čvrstoće neposredno nakon otvaranja
- Ispitivanje memorije pakovanja
- Ispitivanje svojstava rukovanja
- Merenje debljine konca
- Aplikacija u zid želudca
- Postravljanje konaca u digestivnu tečnost
- Inkubiranje
- Kontrolno merenje 10.dana
- Kontrolno merenje 50.dana

4. Materijal i metode rada

4.1. Hirurški šivaći materijal

U ovom radu su kao materijali korišćeni monofilamentni resorptivni hirurški konci debljine 2-0. (Slika 7)

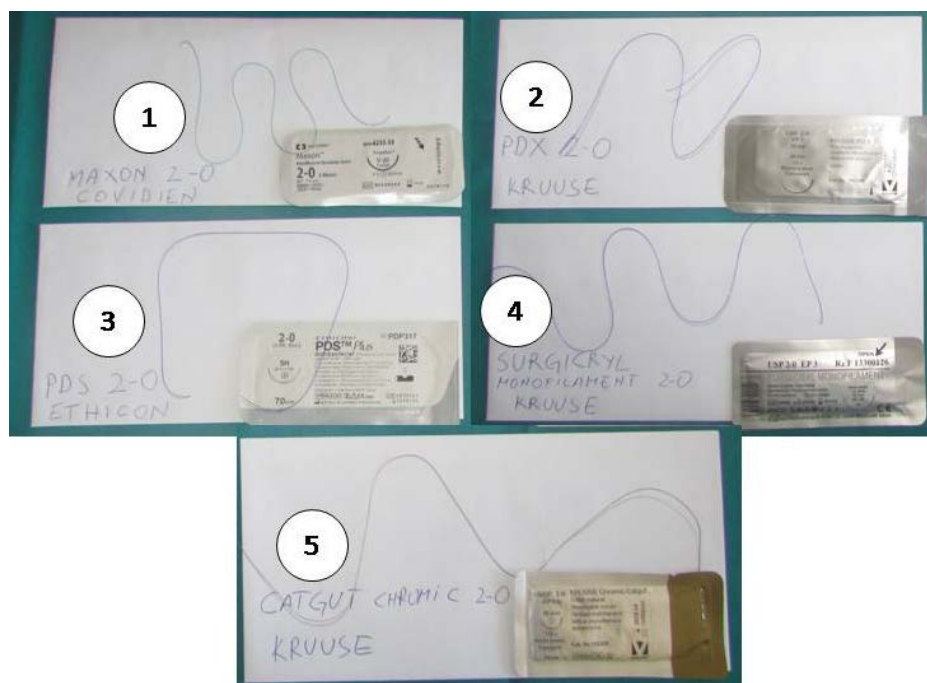
- Poligliglikolna kiselina (Maxon®, Covidien)
- Polidioksanon (PDSII®, Ethicon)
- Polidioksanon (PDX®, Kruuse)
- Polidioksanon (Surgicryl®, SMI)
- Ketgut (Catgut chromic®, Kruuse)



Slika 7. Monofilamentni resorptivni konci

4.2. Ispitivanje memorije pakovanja

Na slici broj 8 su prikazani uzorci konaca kod kojih je vizuelno ocenjivana memorija pakovanja, tj elastičnost i plastičnost materijala. Svi konci su otpakovani iz svojih originalnih pakovanja, i položeni na numerisane kovertke, nakon čega su vizuelno ocenjivani.



Slika 8. Ispitivanje memorije pakovanja

4.3. Merenje debljine konca

Debljina konaca je određivana mikrometrom. Ispitivanje je vršeno u laboratoriju za materijale i tehnologiju spajanja Fakulteta tehničkih nauka u Novom Sadu (Slika 9).



Slika 9. Merenje debljine konaca

4.4. Merenje vučne čvrstoće

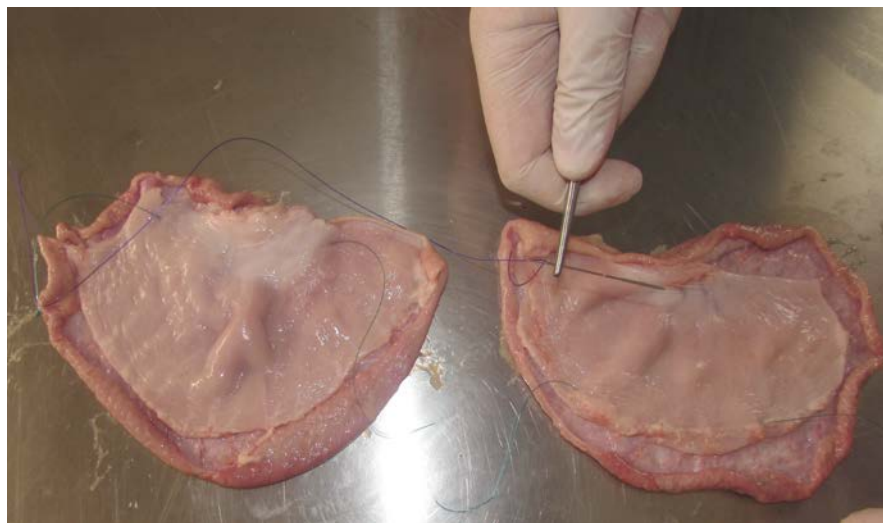
Merenje vučne čvrstoće je vršeno nultnog, o 10 i 50-tog dana. Merenje je vršeno na uređajima tzv. "kidalicama". Ovi uređaji funkciponišu tako što primenom sile razvlače hirurški konac do tačke pucanja kada zabeleže sili koja je potrebna za pucanje. Ispitivanje je vršeno na kidalici (Toyoseiki AT-L-L118B, Japan).



Slika 10. "kidalica" *Toyoseiki AT-L-L118B, Japan*

4.5. Aplikacija u zid želudca

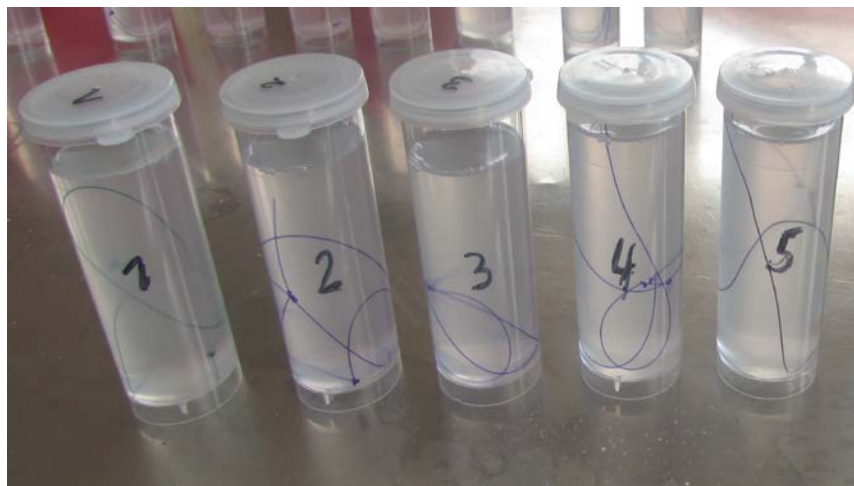
Posle početnog merenja, pristupili smo pripremi želudaca odsecanjem fundusnog dela i aplikacijom konaca dužine 10 cm u submukozu (Slika 11).



Slika 11. Postavljanje konaca u zid želudca

4.6. Postavljanje konaca u digestivnu tečnost

Konci su postavljeni u sterilne bočice i preliveni digestivnom tečnosti (sterilna destilovana voda, pepsin, hlorovodonična kiselina), čija je pH bila 1,9 (Slika 12).



Slika 12. Postavljanje konaca u digestivnu tečnost

4.7. Inkubiranje

Napravljeni su parni uzorci želudaca i bočica sa digestivnom tečnošću i svi su postavljeni u inkubator na 37° C (Slika 13).

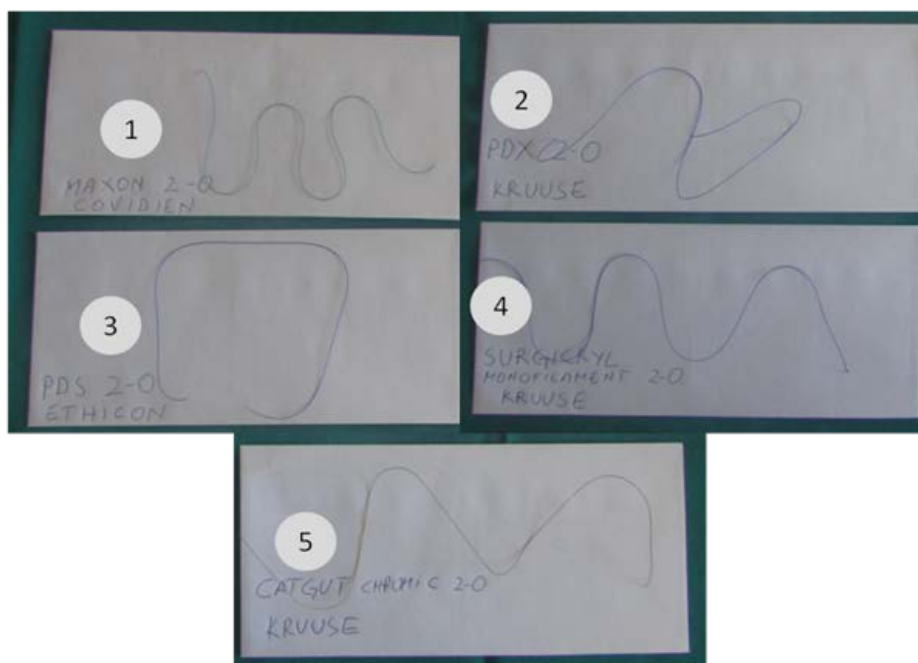


Slika 13. Uzorci postavljeni u inkubator

5. Rezultati istraživanja

5.1. Memorija pakovanja

Hirurški konci su nakon otvaranja izvlačeni iz hirurškog pakovanja i subjektivno je procenjivana njihova memorija pakovanja. Primećeno je da neki konci su naročito skloni očuvanju memorije kao npr. uzorak broj 1 (Maxon®, Covidien) i uzorak broj 4 (Surgicryl®, SMI), dok su ostali uzorci manje skloni očuvanju memorije pakovanja (Slika 14).



Slika 14. Ocenjivanje memorije pakovanja

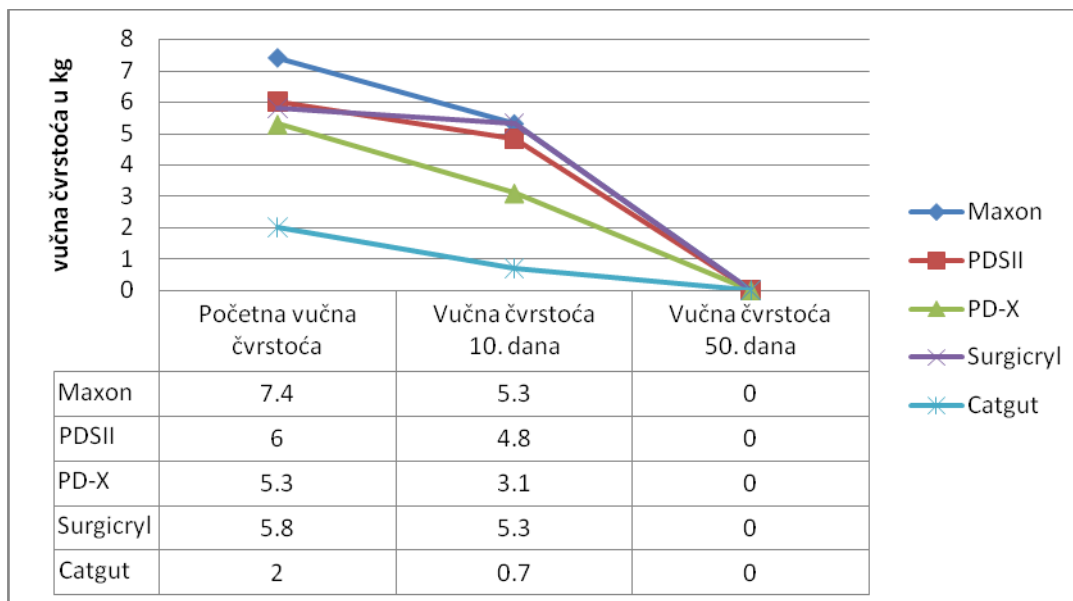
5.2. Tenziona sila

Kao što se može videti iz prikazanih tabela najveću početnu vučnu čvrstoću prvog dana ima uzorak broj 1 (Maxon®, Covidien), a najmanju uzorak broj 5 (Catgut chromic, Kruuse). Nakon 10 dana inkubiranja u zidu želudca, najveću vučnu čvrstoću ima uzorak broj 1 (Maxon®, Covidien), sa razlikom u vučnoj čvrstoći od 2.1kg, a najmanju uzorak broj 5 (Catgut chromic, Kruuse), sa razlikom od 1.3 kg. Uzorak broj 4 (Surgicryl®, SMI) se po vučnoj čvrstoći desetog dana nalazi na drugom mestu, odmah iza uzorka broj 1 (Maxon®, Covidien), i može se videti da se vučna čvrstoća smanjila za 0.3kg od početne, što govori da je konac dosta jak u prvih deset dana. Treći uzorak po jačini desetog dana je uzorak broj 2 (PDS®, Ethicon), sa razlikom u vučnoj čvrstoći od 1.2kg. Na četvrtom mestu se nalazi uzorak broj 3 (PDX®, Kruuse), sa razlikom od 2.2 kg. Merenje posle 50 dana inkubiranja nije bilo izvedeno, jer su se svi uzorci razgradili (Tabela 2).

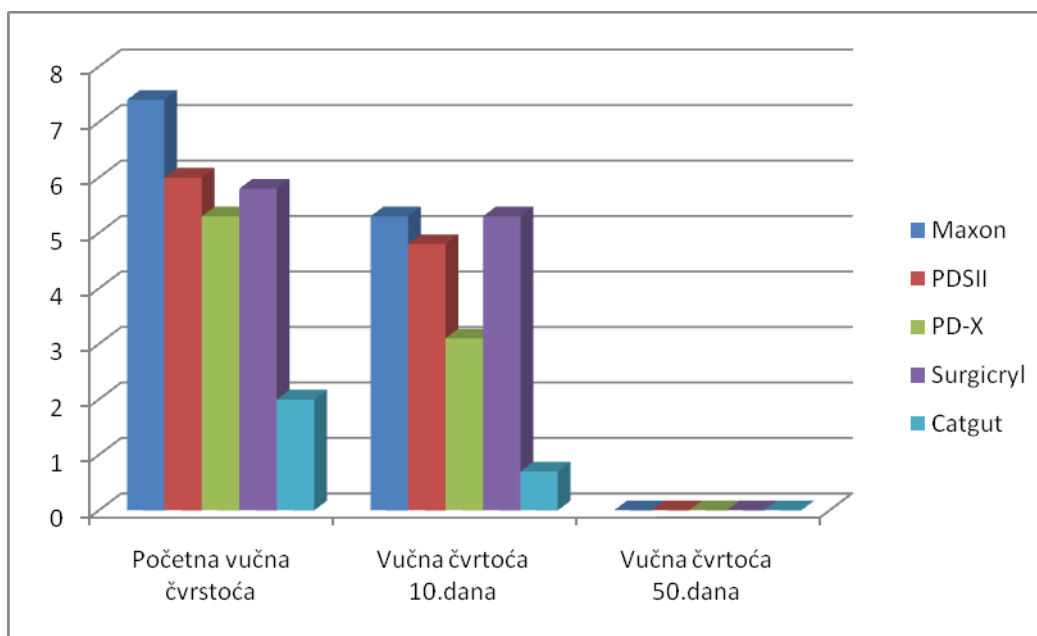
Tabela 2. Konci postavljeni u zid želudca.

<i>Redni broj</i>	<i>Šifra</i>	<i>Naziv konca</i>	<i>Promer</i>	<i>Početna vučna čvrstoća</i>	<i>Vučna čvrstoća 10.dana</i>	<i>Razmak čeljusti pre pucanja I</i>	<i>Razmak čeljusti posle pucanja I</i>	<i>Vučna čvrstoća 50.dana</i>
<i>1</i>	<i>1</i>	Maxon 2-0	<i>0.37mm</i>	<i>7.4kg</i>	<i>5.3kg</i>	<i>127mm</i>	<i>235mm</i>	<i>0</i>
<i>2</i>	<i>2</i>	PDS 2-0 Ethicon	<i>0.36mm</i>	<i>6.0kg</i>	<i>4.8kg</i>	<i>216mm</i>	<i>366mm</i>	<i>0</i>
<i>3</i>	<i>3</i>	PDX 2-0 Kruuse	<i>0.37mm</i>	<i>5.3kg</i>	<i>3.1kg</i>	<i>250mm</i>	<i>372mm</i>	<i>0</i>
<i>4</i>	<i>4</i>	Surgicryl 2-0 SMI	<i>0.37mm</i>	<i>5.8kg</i>	<i>5.3kg</i>	<i>101mm</i>	<i>180mm</i>	<i>0</i>
<i>5</i>	<i>5</i>	Cat gut chromic 2- 0 ,Kruuse	<i>0.35mm</i>	<i>2.0kg</i>	<i>0.7kg</i>	<i>192mm</i>	<i>217mm</i>	<i>0</i>

Na grafikonu broj 1 i 2 su grafički prikazani rezultati merenja uzoraka postavljenih u zid želudca dobijenih prvog, desetog i pedesetog dana. Može se videti da svim koncima opada vučna čvrstoća, ali da trend opadanja nije isti kod svih. Najmanji trend opadanja ima uzorak broj 4 (Surgicryl®, SMI), iako on nema najveću vučnu čvrstoću. A najveći trend opadanja vučne čvrstoće ima uzorak broj 3 (PDX®, Kruuse).



Grafikon 1. Rezultati merenja uzoraka postavljenih u zid želudca



Grafikon 2. Rezultati merenja uzoraka postavljenih u zid želudca

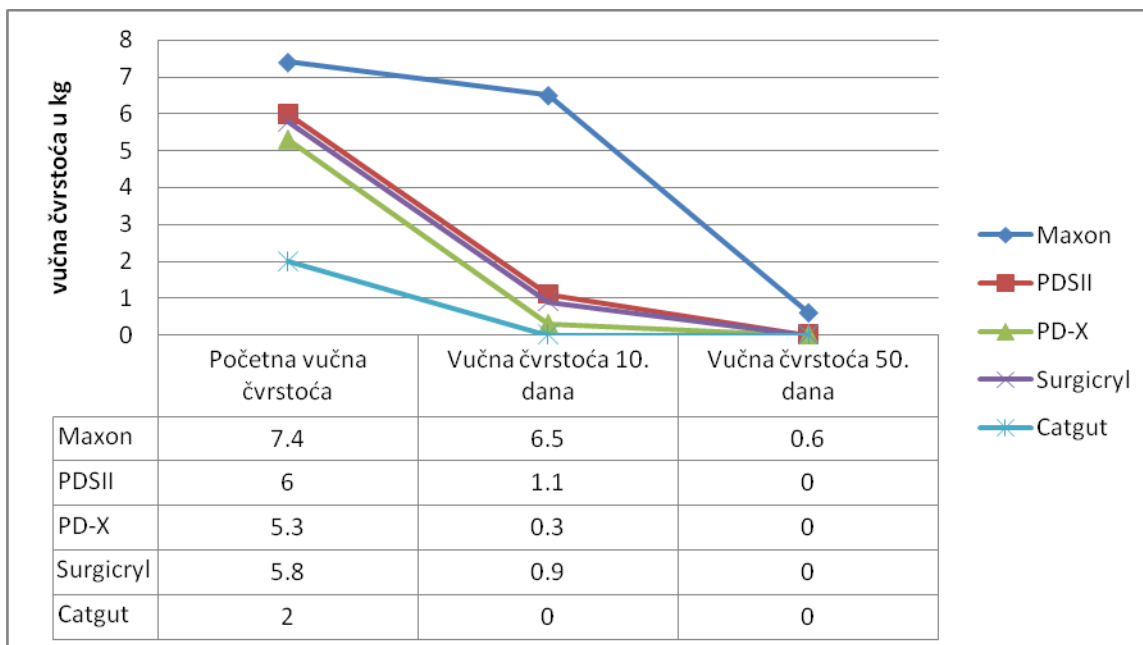
U tabeli broj 3 su prikazani rezultati merenja vučne čvrstoće uzoraka koji su bili inkubirani u digestivnoj tečnosti. Najveću početnu vučnu čvrstoću prvog dana ima uzorak broj 1 (Maxon®, Covidien), a najmanju uzorak broj 5 (Catgut chromic, Kruuse). Merenjem desetog dana inkubacije, došli smo do rezultata da je uzorak broj 1 (Maxon®, Covidien) imao najveću

vučnu čvrstoću, dok je uzorak broj 3 (PDX[®], Kruuse) imao najmanju. Desetog dana merenja, na drugom mestu je bio uzorak broj 2(PDS[®], Ethicon), na trećem uzorak broj 4(Surgicryl[®],SMI), a na četvrtom uzorak broj 3 (PDX[®], Kruuse). Uzorak broj 5 (Catgut chromic, Kruuse) se raspao desetog dana inkubacije. Krajnje merenje 50.dana inkubacije bilo je moguće samo kod uzorka broj 1.

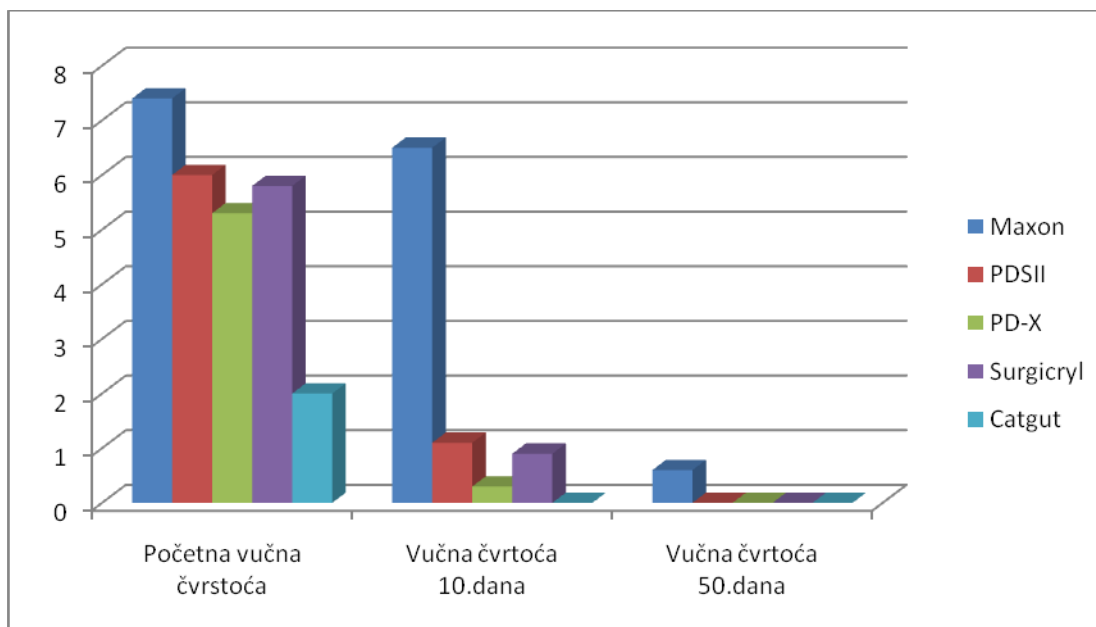
Tabela 3. Konci postavljeni u digestivnu tečnost.

<i>Redni broj</i>	<i>Šifra</i>	<i>Naziv konca</i>	<i>Promer</i>	<i>Početna vučna čvrstoća</i>	<i>Vučna čvrstoća 10.dana</i>	<i>Razmak čeljusti pre pucanja I</i>	<i>Razmak čeljusti posle pucanja I</i>	<i>Vučna čvrstoća .dana</i>
1	1	Maxon 2-0	0.37mm	7.4kg	6.5kg	203mm	357mm	0.6kg
2	2	PDS 2-0 Ethicon	0.36mm	6.0kg	1.1kg	157mm	205mm	fragmentiran
3	3	PDX 2-0 Kruuse	0.37mm	5.3kg	0.3kg	139mm	165mm	fragmentiran
4	4	Surgicryl 2-0 SMI	0.37mm	5.8kg	0.9kg	177mm	210mm	fragmentiran
5	5	Cat gut chromic 2-0, Kruuse	0.35mm	2.0kg	0.0kg	0.0mm	0.0mm	0

Na grafikonu 3 i 4 su grafički prikazani rezultati merenja uzoraka koji su bili inkubirani u digestivnoj tečnosti. Trend opadanja kod ovih uzoraka je različit i za uzorke 2,3,4 i 5 je veliki desetog dana, da bi se do pedesetog dana smanjio. A kod uzorka broj 1 je trend opadanja vučne čvrstoće desetog dana mali, da bi se povećao do pedesetog dana.



Grafikon 3. Rezultati merenja uzoraka postavljenih u digestivnu tečnost



Grafikon 4. Rezultati merenja uzoraka postavljenih u digestivnu tečnost

6. Diskusija

Šivenje unutrašnjih luminoznih organa treba izvesti tako da se postigne apsolutno sigurno zatvaranje hirurškog reza. Svaka dehiscencija i curenje sadržaja predstavlja veoma ozbiljnu komplikaciju koja zahteva revizionu operaciju a često nastaje infekcija i ozbiljne komplikacije pa i letalni ishod. . Kvalitet zatvaranja hirurškog reza zavisi od mnogobrojnih faktora, pri čemu je pravilan odabir hirurškog konca često presudan. Na našem tržištu u poslednje vreme pojavili su se mnogobrojni proizvođači koji nude hirurške konce po pristupačnim cenama kao alternativu za neke tradicionalne hirurške proizvode kao što su Covidien, bBraun, Syneture i drugi. Iako postoje ozbiljne studije na osnovu kojih su ovi proizvođači dobili odgovarajuće sertifikate ipak postoje i uvreženi stavovi i navike hirurga o upotrebi konaca u hirurgiji. S obzirom na raznovrsnost ponude, hirurzi, pored medicinskih znanja, moraju imati i adekvatne informacije o poreklu, svrsi i karakteristikama hirurških šavnih materijala.

U zavisnosti od lokalizacije, specifičnosti i stanja tkiva koje se ušiva, vrši se i odabir vrste i debljine hirurškog šavnog materijala. Materijal za šivenje se nakon implantacije ponaša kao strano telo, što izaziva lokalnu reakciju tkiva.

Za šivenje organa gastrointestinalnog trakta se po pravilu koriste monofilamentni resorptivni konci (*Slatter,2002*). U svojim istraživanjima *Schiller(1993)* pokazuje da uticaj različitih enzima , faktora varenja i različite kiselosti sredine dovode do promena u vučnoj čvrstoći konca.

U literaturi se nalaze podaci da su način postavljanja čvora, tip hirurškog konca i ubrzana razgradnja hirurškog materijala i različitim tkivima važni parametri koji moraju biti testirani da bi se video njihov uticaj na razgradnju konaca (*Chung,2009*).

Muftuoglu eu all. (2004), u svojim istraživanjima navodi da je konac PDS zadržao svoju vučnu čvrstoću nakon sedam dana izloženosti žuči čoveka (početna vučna čvrstoća 1.28 kg, vučna čvrstoća 7. dana 1.18 kg), dok je konac izložen 7 dana pankreasnom soku imao manju vučnu čvrstoću (1,15 kg).

Isti autor navodi da je hromirani ketgut sedmog dana izloženosti pankreasnom soku dezintegrisan, što smo i mi imali nakon deset dana inkubiranja konca u digestivnoj tečnosti. Dalje navodi da je hromirani ketgut aplikovan u žuč, sedmog dana imao manju vučnu čvrstoću od početne (početna 1.28 kg, sedmog dana u žuči 0.55 kg), dok smo mi imali rezultat od 0.7 kg nakon inkubiranja deset dana u zidu želudca.

Chung et all. (2009) je našao da se vučna čvrstoća hromiranog ketguta smanjuje za 10N (1,01kg) nakon 28 dana izloženosti urinu u kome je prisutna *E. coli*.

Metz et all. (1990) je ispitivao Maxon i PDS u *in vivo* ogledu, gde je došao do rezultata da konci izloženi telesnim tečnostima (peritoneum zečeva) 35 dana značajno gube svoju vučnu čvrstoću, i da PDS odoleo uticaju faktora tokom eksperimenta, i da je zadržao skoro početnu vučnu čvrstoću.

U ispitivanju koje je sproveo *Greenwald et all.* (1994) naznačeno je da su Maxon i PDS najjači od ispitivanih konaca, ali da nakon šest nedelja i *in vivo* ogledu (subkutis pacova) dolazi do značajnog smanjenja njihove vučne čvrstoće.

Sagledavajući sve činjenice, idealni šavni materijal ne postoji, pa su potrebna stalna istraživanja koja će kliničarima pomoći da spoznaju sve dobre i loše osobine materijala za šivenje, sa naglaskom na biološke osobine jer ih svaki proizvođač definiše vrlo koncizno i bez naglašavanja razlike u ponašanju pri implantaciji u različita tkiva.

7. Zaključci

Nakon završetka ogleda, zaključili smo da:

- Najveću memoriju pakovanja ima uzorak broj 1(Maxon[®], Covidien)
- Najmanju memoriju pakovanja ima uzorak broj 2 (PDS[®],Ethicon)
- Najveću početnu vučnu čvrstoću ima uzorak broj 1(Maxon[®], Covidien)
- Najmanju početnu vučnu čvrstoću ima uzorak broj 5 (Catgut chromic, Kruuse)
- Najveću vučnu čvrstoću nakon deset dana inkubiranja u zidu želudca ima uzorak broj 1(Maxon[®],Covidien)
- Najmanju vučnu čvrstoću nakon deset dana inkubiranja u zidu želudca ima uzorak broj 5 (Catgut chromic,Kruuse)
- Najveću vučnu čvrstoću nakon deset dana inkubiranja u digestivnoj tečnosti ima uzorak broj 1(Maxon[®],Covidien)
- Najmanju vučnu čvrstoću nakon deset dana inkubiranja u digestivnoj tečnosti ima uzorak broj 3 (PDX[®],Kruuse)
- Jedini uzorak koji je zadržao određenu vučnu čvrstoću nakon pedeset dana inkubiranja u digestivnoj tečnosti je uzorak broj 1(Maxon[®],Covidien)

8. Literatura

- 1) **Appel SL, Lefebvre SL, Houston DM, et al:** Evaluation of risk factors associated with suture-nidus cystoliths in dogs and cats: 176 cases (1999–2006). *J Am Vet Med Assoc* 233(12):1889, 2008.
- 2) **Bojrab MJ,** *Current Techniques in Small animal Surgery*, 5th edition, Tenton NewMedia, 2014.
- 3) **Bourne RB:** In vivo comparison of four absorbable sutures: Vicryl, Dexon Plus, Maxon and PDS. *Can J Surg* 31:43, 1988.
- 4) **Chu CC:** Classification and general characteristics of suture materials. CRC Press; 39;1997.
- 5) **Chu CC:** Mechanical properties of suture materials: an important characterization. *Ann surg*;193;365-371;1981.
- 6) **Chung E, Mc Pherson N, Grant A.:** Tensile Strength of Absorbable Suture Materials: *In vitro* analysis of the effects of pH and bacteria, *Jurnal of Surgical Education*,66:208-211,2009.
- 7) **Ellison, G.W.:** Complications of gastrointestinal surgery in companion animals; *Vet Clin Small Anim*;41;915-934;2011.
- 8) **Fossum T.** *Small animal surgery-third edition*, Mosby-Elsevier, 2008.
- 9) **Fossum T.** *Small animal surgery-4th edition*, Mosby-Elsevier, 2013.
- 10) **Gazivoda D.** Zarastanje rana u oralnoj hirurgiji nakon primene resorptivnih materijala za savove. Beograd: VMA: Klinika za stomatologiju: 2004.
- 11) **Greenwald D, Shumway S, Albear P, Gotlieb L:** Mechanical comparison of 10 suture materials before and after in vivo incubation, *Journal of surgery research* 56,372-373,1994.
- 12) **Howes EL:** Factors determining the loss of strength of catgut when embedded in tissue. *JAMA* 90:530, 1928.

- 13) **Justinger C**, Moussavian MR, Schlueter C, et al: Antibiotic coating of abdominal closure sutures and wound infection. *Surgery* 145:330, 2009.
- 14) **Kaminski JM, Katz AR, Woodward SC**: Urinary bladder calculus formation on sutures in rabbits, cats and dogs. *Surg Gynecol Obstet* 146(3):353, 1978.
- 15) **Karen M. Tobias, Spencer A. Johnston**: *Veterinary surgery: small animal*, 2012.
- 16) **Katz AR**, Mukherjee DP, Kaganov AI, et al.: A new synthetic monofilament absorbable suture material from polytrimethylene carbonate. *Surg Gynecol Obstet* 161:213, 1985.
- 17) **Lai SY, Becker DG, Edlich RF**: Sutures and needles. In Sclafani AP, editor: *emedicine from WebMD*. 2009.
- 18) **Matičić D, Vnuk D**: *Veterinarska kirurgija i anesteziologija, Medicinska Naklada, Zagreb, 2010*.
- 19) **Metz SA, Chegini N, Masterson BJ**: In vivo and in vitro degradation of monofilament absorbable sutures, PDS® and Maxon®, *Biomaterials*, vol 11, 41-45, 1990.
- 20) **Mirković S, Selaković S, Šarčev I, Bajkin B**, Uticaj hirurškog materijala na pojavu dehiscencije postoperativne rane, *Med Pregled*: 1-2:7-14. 2010.
- 21) **Mirković S**. Ispitivanje intenziteta reakcije mukoperiosta usne šupljine pacova na najlonski i svileni materijal za šav. *Stomatol Glas Srb*: 47:161-6. 2000.
- 22) **Mirković S**. Uticaj šavnog materijala na zarastanje rane posle mukoperiostalne incizije. Novi Sad: Medicinski fakultet: 2000
- 23) **Mitrović M**. Upotreba šavnog materijala u hirurgiji. Beograd: BIGZ; 1993
- 24) **Muftuoglu T, Ozkan E, Saglam A**: Effect of human pancreatic juice and bile on tensile strength of suture materials, *The American Journal of Surgery* 188, 200-203, 2004.
- 25) **Paunović M**: Uticaj primene hirurške tehnike i vrste šavnog materijala na nastanak dehiscencije laparotomije, *Doktorska disertacija, Medicinski fakultet Niš*, 2013.

- 26) **Salthouse TN**. Biologic response to sutures. Otolaryngol. Head Neck Surg;88:658,1980.
- 27) **Schiller TD, Stone EA, Gupta BS**. In vitro loss of tensile strength and elasticity of five absorbable suture materials in sterile and infected canine urine. Vet Surg,22:208-212,1993.
- 28) **Selaković S, Džarnbas Lj, Mirković S, Đurić M. Puškar T, Strajnić Lj, et al.** Naučna stomatološka misao u Vojvodini: aktuelna saznanja. Novi Sad: Medicinski fakultet;:151-79.2003.
- 29) **Slatter, D**: Textbook of Small Animal Surgery, 2002.
- 30) **Trimbos JB, Klopper PJ**: Knot security of synthetic absorbable suture material; a comparison of polyglycolic acid and polyglactin-910. Eur J Obstet Gynecol Reprod Biol 19:183, 1985.
- 31) **Trimbos JB, Niggebrugge A, Trimbos R, et al**: Knotting abilities of a new absorbable monofilament suture: poliglecaprone 25 (Monocryl). Eur J Surg 161:319,1995.