

# Ispitivanje biomehaničkih karakteristika modificiranih šavova fleksornih tetiva na animalnom modelu

---

Vlajčić, Zlatko

Doctoral thesis / Disertacija

2009

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

Permanent link / Trajna poveznica: <https://urn.nsk.hr/urn:nbn:hr:105:220200>

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

Download date / Datum preuzimanja: **2024-12-03**



Repository / Repozitorij:

[Dr Med - University of Zagreb School of Medicine Digital Repository](#)



**SVEUČILIŠTE U ZAGREBU  
MEDICINSKI FAKULTET**

**Zlatko Vlajčić**

**Ispitivanje biomehaničkih  
karakteristika modificiranih šavova  
fleksornih tetiva na animalnom  
modelu**

**DISERTACIJA**



**Zagreb, 2009.**

Disertacija je izrađena u Laboratoriju za tekstilno-mehanička ispitivanja, Tekstilno-tehnološkog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu.

Voditelj rada: doc. dr. sc. Rado Žic

Posebna zahvalnost na nesebičnoj suradnji i stručnim savjetima:

- Prof. dr. sc. Zenun Skenderi, Tekstilno-tehnološki fakultet Sveučilišta u Zagrebu
- Prof. dr. sc. Budimir Mijović, Tekstilno-tehnološki fakultet Sveučilišta u Zagrebu
- Doc. dr. sc. Lidija Bilić-Zulle, Katedra za medicinsku informatiku, Medicinski fakultet Sveučilišta u Rijeci i Zavod za laboratorijsku dijagnostiku KBC Rijeka
- Prof. dr. sc. Mladen Petrovečki, dr. med., Katedra za medicinsku informatiku, Medicinski fakultet Sveučilišta u Rijeci i Klinički zavod za laboratorijsku dijagnostiku KB Dubrava, Zagreb
- Mikele Mikolaučić, dr. med., specijalizant ortopedije, Opća bolnica Dubrovnik
- Krešo Martić, dr. med., specijalizant opće kirurgije, KB "Dubrava", Zagreb

## SADRŽAJ

POPIS OZNAKA I KRATICA .....	5
1. UVOD I SVRHA RADA .....	6
1.1. Podjela ozljeda fleksornih tetiva po zonama.....	8
1.2. Klinička gledišta šivanja fleksornih tetiva.....	10
1.3. Nazivlje.....	12
1.4. Protokol mobilizacije .....	14
1.5. Modifikacije šava .....	16
1.6. Odnos perifernog i sržnog šava .....	21
1.7. Izabrana osnovna modifikacija modificiranog Kesslerovog sržnog šava .....	23
1.8. Inačice osnovnog izabranog dvostruko modificiranog Kesslerovog šava .....	24
1.9. Pokusni model.....	25
2. CILJ I HIPOTEZA.....	26
2.1. Cilj istraživanja.....	26
2.2. Hipoteze.....	26
3. TVORIVA I POSTUPCI.....	27
3.1. Mjesto istraživanja.....	27
3.2. Etičko povjerenstvo .....	27
3.3. Konci .....	27
3.4. Pokus .....	29
3.5. Statistička obradba podataka.....	37
4. REZULTATI.....	39
5. RASPRAVA.....	53
5.1. Rasprava o glavnoj hipotezi .....	53
5.2. Rasprava o dodatnim hipotezama .....	54
5.2.1. Ukrižena modifikacija perifernog šava ima veću tenzionu snagu u odnosu na standardni epitendinozni šav .....	54
5.2.2. Jedan čvor između krajeva tetive ima veću tenzionu snagu u odnosu na dva čvora između krajeva tetive .....	56
5.2.3. Šav s čvorom između krajeva tetive i čvorom za približavanje ima veću tenzionu snagu od šava s jednim čvorom između krajeva tetive .....	57
5.2.4. Čvor na bočnoj strani tetive ima veću nosivost od čvora između krajeva tetive .....	59
5.2.5. Upredeni sržni šav popušta pucanjem u odnosu na monofilamentni šav koji se odvezuje ili izvlači iz krajeva tetive.....	59
6. ZAKLJUČCI .....	62
7. SAŽETAK .....	64
8. SUMMARY.....	66
9. LITERATURA .....	68
10. ŽIVOTOPIS.....	77

## POPIS OZNAKA I KRATICA

CRE – konstantna brzina istežanja (engl. *Constant Rate of Extension*).

DIP – distalni interfalangealni (zglob prsta šake)

ISO – Internacionalna organizacija za standardizaciju (engl. *International Organization for Standardization*)

MCP – metakarpofalangealni (zglob prsta šake)

PIP - proksimalni interfalangealni (zglob prsta šake)

SAD – Sjedinjene američke države (engl. *United States of America*)

SI – Internacionalni sustav jedinica (engl. *International System of Units*)

USP – Farmakopeja Sjedinjenih američkih država (engl. *United States Pharmacopeia*)

(<http://www.usp.org> )

## 1. UVOD I SVRHA RADA

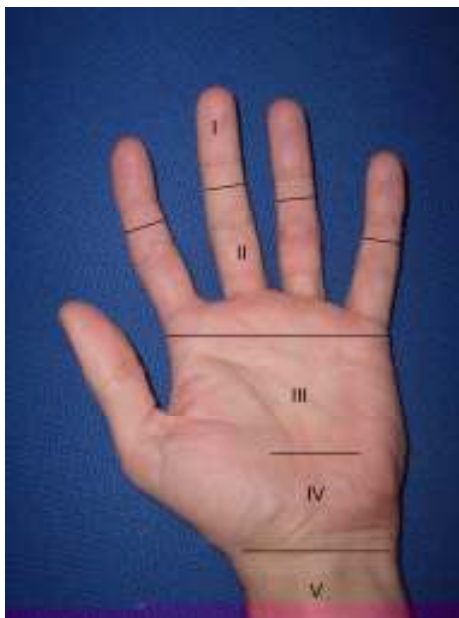
Intrasinovijalni šavovi (unutar tetivne ovojnice) fleksornih tetiva šake u zoni II, tzv. «ničija zemlja» (engl. *no man's land*), zbog, povijesno gledano, loših rezultata, spadaju u jedno od najispitivanijih područja kirurgije šake kao područja plastično-rekonstrukcijske kirurgije. Razvoj kirurgije fleksornih tetiva prema Stricklandu [1] doživio je najveći obrat 60-tih godina prošlog stoljeća. Do tada se zagovarao stav protiv primarnog šava fleksornih tetiva. Čak je i veliki Bunnell bio mišljenja da je bolje primarno ukloniti tetivu u cijelosti s prsta i naknadno je rekonstruirati tetivnim presadkom u cijeloj duljini [2]. Počevši s radovima Verdana [3] 1960-te godine te u narednih 10 godina nastavljeno s radovima Kleinerta [4], odnosno Kesslera i Nissima [5], postupno se napušta koncept sekundarne rekonstrukcije presadkom i promoviran je koncept primarnog šava fleksornih tetiva. Ova u početku klinička istraživanja i individualna zapažanja su u zadnjih 30-tak godina dobila znanstvenu potporu uvođenjem eksperimentalnih životinjskih i humanih modela te bazičnim istraživanjima kako strukture tetiva i procesa cijeljenja tako biomehanike tetive i tetivnih šavova kao što su u svom radu saželi Gelberman i suradnici [6]. Veliki broj šavova i njihovih modifikacija opisan je za ovu zahtjevnu zonu kako s pozicije snage tako i klizanja šava unutar tetivne ovojnice. Na ovo zlatno razdoblje nadovezuje se i razvoj protokola mobilizacije šake vezan za različite tehnike šivanja, poglavito 70-tih godina, što opisuju Lister i autori [7], Duran i autori [8] te Strickland i Glogovac [9]. Činjenica kako se i danas učestalo rade eksperimentalne studije, «in vivo» i «in vitro» na ovu temu, govori u prilog tvrdnji da nije postignuto zadovoljavajuće znanstveno i stručno suglasje. Jedan od rijetko usuglašanih stavova jest da ovu zahtjevnu ozljedu trebaju zbrinjavati specijalisti uskog područja u za to odgovarajuće opremljenim ustanovama što podrazumijeva tehniku aksilarnog bloka, krvnu ili blijedu stazu, uporabu operacijskog mikroskopa ili kirurških lupa, primjeren kirurški instrumentarij, polu-mikro i

mikro kiruršku tehniku i sl. Do sada je nerijetko bio slučaj u kliničkoj praksi da ovakve ozljede zbrinjavaju mlađi specijalizanti i opći kirurzi u neadekvatnim operacijskim uvjetima vezano za dugo održani tradicionalni pristup kirurške hitnoće zbrinjavanju ozljede fleksornih tetiva. U kombinaciji s dugim čekanjem na fizikalnu terapiju, nerijetko i nekoliko tjedana, rezultat takvog pristupa je nefunkcionalna šaka u obliku «kandže» s popratnim radnim i životnim invaliditetom. Tradicionalni pristup kirurške hitnoće zbrinjavanju ovakvih ozljeda održao se dugo unatoč studijama koje su pokazale jednake ili bolje rezultate s odgođenim primarnim šavom fleksorne tetive [10,11,12]. Danas se idealno vrijeme za šav tetive definira unutar tri tjedna od ozljede [13,14], što znači da postoji dovoljno manevarskog prostora da se bolesnik nakon inicijalne opće kirurške obrade proslijedi uz najavu do ustanove u kojoj mu može biti pružena odgovarajuća skrb sukladno naprijed navedenim zahtjevima.



## 1.1. Podjela ozljeda fleksornih tetiva po zonama

Sa stajališta kirurške intervencije, ozljede fleksornih tetiva su još davne 1960. godine, u radu Verdana [3] podijeljene u pet zona. Zona I je definirana distalno od insercije površinskog fleksora prsta. Zona II, podrazumijeva dio između A1 remena, mostića (engl. *pulley*) i insercije površinskog fleksora prsta. U tom dijelu su obje tetive, površinskog i dubokog fleksora prsta u uskom kanalu tetivne ovojnice i zbog loših rezultata šavova tetive u ovoj zoni, to je područje dobilo naziv «ničija zemlja» (engl. *no-man's land*). Zona III se nalazi između distalnog ruba transverzalnog karpalnog ligamenta i A1 mostića i u ovom području ozljede tetive često su kombinirane s ozljedama živaca i krvnih žila. Zona IV podrazumijeva dio u kome su tetive unutar karpalnog kanala i ozljede u ovoj zoni su rijetke s obzirom na zaštitu karpalnih kostiju i transverzalnog karpalnog ligamenta. Dio podlaktice proksimalno od karpalnog kanala je označen kao zona V (slika 1.).



Slika 1. Zone na volarnoj strani šake

Za biomehaniku fleksornih tetiva su bitne tetivne ovojnice s volarnim remenčićima, tj. mostićima (engl. *pulley*). Ove remenčiće prvi su opisali Doyle i Blythe počevši 1975. godine [15] u cijelom nizu radova [16,17,18]. Razlikujemo slijedeće cirkularne (engl. *annular*) remene fleksornih tetiva: A1 u razini MCP zgloba, A2 u razini proksimalne falange, A3 u razini proksimalnog interfalangealnog (PIP) zgloba, A4 u razini distalne falange i A5 u razini distalnog interfalangealnog (DIP) zgloba. Oni fiksiraju fleksorne tetive za pripadajuće falange i zglobove i sprječavaju tzv. efekt «strune na gudalu» (engl. *bow-stringing*). U tom učinku su od najveće važnosti remeni A2 i A4 [19]. U smislu povećanja ekscurzije šava tetive i oni mogu biti djelomično presječeni i to  $\frac{1}{4}$  A2 ili A4 remena bez značajnog gubitka njihove biomehanike. U slučaju traumatski totalno presječenog remena može ga se rekonstruirati slobodnim tetivnim presatkom palmaris longusa omotanim oko pripadajuće falange, ekstenzornog retinakuluma, lokalnim ostacima sinovijalnog tkiva [20] i sl. Između cirkularnih remena su križni remeni i to C1 između A2 i A3, C2 između A3 i A4 te C3 između A4 i A5. Ovaj prostor između cirkularnih remena može biti otvoren i omogućava dobar pristup na fleksornu tetivu. Naknadno je opisan i remen palmarne aponeuroze (engl. *palmar aponeurosis pulley – PA*) kao dodatak ovom sustavu [21].

## 1.2. Klinička gledišta šivanja fleksornih tetiva

Ozljede tetive do 50% ne zahtijevaju šav [22,23]. Ako zasječeni dio tetive zapinje ili «preskače» (engl. *triggering*) ispod cirkularnih remena većina autora je suglasno da tetivu treba podšišati (engl. *triming*). Također postoji suglasje u samo jednom «slijepom» pokušaju hvatanja proksimalnog kraja tetive hvatalicom za tetive s obzirom da ponavljani «slijepi» pokušaji pogoduju intrasinovijalnoj ozljedi i stvaranju adhezija [13]. Stoga su preporučene druge manje invazivne metode prikazivanja proksimalnog kraja fleksorne tetive: proksimalno-distalno potiskivanje podlaktice [24], tehnika obrnute Esmarchove podveze sukcesivnim puhanjem podveze prema distalnom dijelu podlaktice [25], korištenje sukcijskog katetera po Penningtonu [26] i sl. Vrijeme kada je tetiva najslabija, znači i vrijeme najvjerojatnijeg puknuća je između petog i desetog poslijeoperacijskog dana [13]. Incidencija puknuća šava tetive je 3-9% [27]. Ako bolesniku nije indiciran primarni šav tetive dolazi u obzir sekundarna rekonstrukcija u dva dijela, u prvom korištenjem Hunter-ovog silikonskog štapića (engl. *Hunter's silastic rod*) i u drugom dijelu tetivnim presadkom. Spašavajući (engl. *salvage*) postupci koriste se ako ne uspije primarna niti sekundarna rekonstrukcija, a podrazumijevaju DIP artrodezu u slučaju izolirane lezije samo dubokog fleksora odnosno umetanje distalnog kraja bataljka tetive u srednju falangu i konverziju u «površinski prst» (engl. *superficialis finger*) za ozljedu oba fleksora. Dobrim rezultatom se smatra gibljivost veća od 75%. Adhezije koje zahtijevaju sekundarnu tendolizu se javljaju u 20% bolesnika [28] i većina autora je suglasna kako je najbolje vrijeme za tendolizu oko 6 mjeseci nakon šivanja tetive.

Postoje brojne studije i rasprave za i protiv rekonstrukcije sinovijalne ovojnice [29,30,31]. Opisane prednosti rekonstrukcije odnose se na brži povratak sinovijalne prehrane u sklopu unutarnjeg cijeljenja tetive te kao dodatni sloj koji sprječava stvaranje vanjskih adhezija. Loše strane su što takva rekonstrukcija sužava prostor u kome tetiva kliže i što je

tehnički otežavajuća pa produljuje vrijeme zahvata. Za sada nema sigurno dokazane koristi i jasnih kliničkih smjernica u smislu rekonstrukcije sinovijalne ovojnice [1,13]. Sužavanja i adhezije Camper-ove hijazme površinskog fleksora (mjesto prolaska dubokog fleksora kroz površinski) može se izbjeći šivanjem samo jedne trake tetive površinskog fleksora ili čak resekcijom površinskog fleksora, no većina autora zagovara šav kako površinskog tako i dubokog fleksora u zoni II. Nekada prihvaćene mogućnosti reseciranja tetive površinskog fleksora napuštene su s obzirom na rezultate studija koje su dokazale bolji učinak šava dubokog i površinskog fleksora u odnosu na popravak samo dubokog fleksora [32,33]. Glede vremena ishemije i krvne staze novije studije pokazuju kako je sigurno vrijeme od 2 sata, potom reperfuzija u trajanju od 5 minuta za svakih slijedećih 30 minuta ishemije [34]. Objavljene studije nisu ustvrdile korist od profilaktičke uporabe antibiotika [35].

### 1.3. Nazivlje

Terminološki je bitno razlikovati šav, čvor, petlju, omču, konac – upredeni i monofilamentni, longitudinalnu i transverzalnu komponentu te «ključajuću» odnosno «hvatajuću» konfiguraciju omče.

Šav je kompleksan kglomerat koji drži u kontaktu krajeve tetive i sastoji se od više omči i jednog ili dva čvora koji se sastoji od petlji. Razlikuje se sržni (engl. *core*) šav koji je osnovni, jaki, nutarnji šav koji drži prvobitno u kontaktu krajeve tetive i periferni, cirkumferencijalni, epitendinozni, koji se postavlja nakon sržnog šava i koji je lociran oko sržnog šava, odnosno cijelom peifernom cirkumferencijom tetive. Na taj način pojačava inicijalnu snagu sržnog šava i dodatno približava površinske krajeve (čupice, brkove) tetive te time osim snage sržnog šava poboljšava i klizanje tetive. Sržni i periferni šav su dva odvojena šava. U kliničkoj praksi sržni šav se uobičajeno postavlja nerazgradivim (neresorptivnim), upredenim ili jednonitnim, debljim koncem a za periferni šav se koristi tanji jednonitni nerazgradivi konac. Za jednonitni konac uobičajeno se koristi izraz «monofilament», a za višenitni «upredeni».

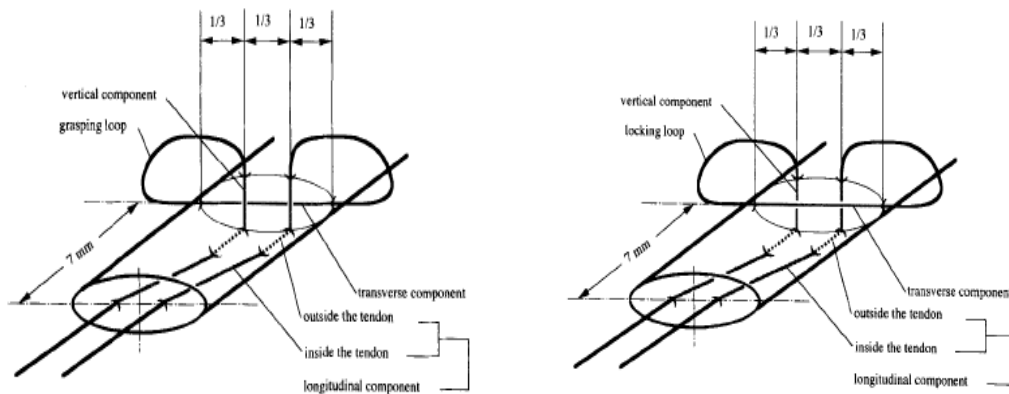
Omča je dio šava kojom konac s nutarnje ili vanjske strane «zaomčuje», zahvaća, dio tetive. Čvor je mjesto gdje dva kraja konca dolaze u kontakt i kojim se fiksiraju jedan kraj za drugi a sastoji se od nekoliko petlji, uobičajeno jedne dvostruke i tri jednostruke petlje. Mjesto čvora uobičajeno je između krajeva tetive ili bočno na tetivi.

Uzdužna (longitudinalna) komponenta šava je dio šava paralelan u odnosu na duljinu tetive, dok je poprečna (transverzalna) komponenta okomiti dio u odnosu na duljinu tetive, što su izrazi bitni za pojašnjenje konfiguracije omče šava.

Hvatajuća (engl. *grasping*) i ključajuća (engl. *locking*) konfiguracija omče šava definirane su 1997. godine prema Hotokezakau i Manskeu [36] i ukoliko transverzalna

komponenta šava prolazi površno u odnosu na longitudinalnu komponentu i tada se radi o ključajućoj konfiguraciji a ako transverzalna komponenta prolazi ispod longitudinalne komponente radi se od hvatajućoj konfiguraciji.

Prilikom operacije može biti teško površinski razlučiti transverzalnu od longitudinalne komponente, pa su Hatanaka i Manske [37] objavili 2000. godine tehniku izvlačenja longitudinalne komponente izvan tetive kako bi se ustvrdila točna lokacija transverzalne komponente šava (slika 2). Na taj način u "ključajućoj" konfiguraciji vertikalna komponenta šava nalazi se iza transverzalne komponente, a u "hvatajućoj" konfiguraciji vertikalna komponenta nalazi se ispred transverzalne komponente.



Slika 2. Hvatajuća (engl. *grasping*) i ključajuća (engl. *locking*) konfiguracija omče

## 1.4. Protokol mobilizacije

Još 1960-te godine u Louisville-u, Sjedinjene Američke države (SAD) su Lister i suradnici predstavili su protokol **rane pasivne mobilizacije** fleksorne tetive aktivnom ekstenzijom ograničenom dorzalnom blokirajućom udlagom i pasivnom fleksijom elastičnom trakom [7]. Ovaj je protokol prihvaćen u širokoj kliničkoj praksi kao protokol po Kleinert-u. Početno su objavljeni rezultati kontrolirane rane mobilizacije na 156 tendonafija, 56% u zoni II, među kojima je 75% bolesnika ocijenilo rezultat kao izvrstan ili dobar. Treba napomenuti da je kod ¼ tendonafija ekscidirana tetiva površinskog fleksora pri čemu je «diferencijalno klizanje» (engl. *differential gliding*) između površinskog i dubokog fleksora bilo zanemarivo. Ovakva «diferencijacija» onemogućava adhezivno spajanje šava površinskog i dubokog fleksora što je u današnjim uvjetima, kada je šav oba fleksora standard, iznimno bitno [1,32]. Već su McGrouther i Ahmed [38] te Phillips i suradnici [39] zaključili da Kleinert-ova metoda slabo mobilizira DIP zglob prsta te da bi ukriženo spajanje između tetiva moglo predstavljati problem. Cooney i autori [40] su pokazali da se može postići bolja mobilizacija DIP-a modifikacijom Kleinertove udlage u smislu palmarne remen šipke (engl. *palmar bar pulley*), odnosno dodatkom ekstenzije ručnog zgloba pri čemu se povećava «diferencijalno klizanje» između površinske i duboke tetive. Pozicija ekstenzije u ručnom zglobu i metakarpofalangealne (MCP) fleksije pri tome uzrokuje najmanju tenziju na šavu za vrijeme aktivne fleksije prstiju [41].

Duran i Houser [42] su propagirali kontrolirani pasivni protokol s dorzalnom blokirajućom udlagom i pasivnim pokretima bez elastične trake što je dovelo do manjeg broja PIP fleksijskih kontraktura i bolje ukupne aktivne gibljivosti za izolirane ozljede dubokog fleksora. Kasnije su objavljeni i lošiji rezultati pri uporabi ovog protokola [43].

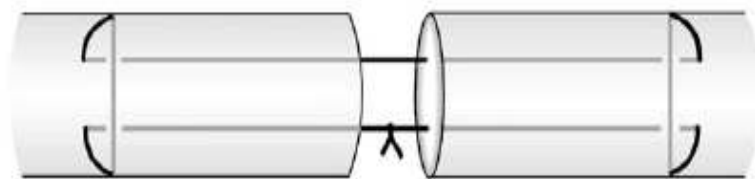
Ozljede tetiva zacjeljuju vanjskim i unutarnjim cijeljenjem. Vanjsko cijeljenje je vezano za odgovor fibroblasta tetivne ovojnice i okolnog tkiva i uz ovo cijeljenje je vezana pojava adhezija. Unutarnje cijeljenje je temeljeno na ishrani s pomoću difuzije iz sinovijalne tekućine i ovo cijeljenje ne uključuje adhezije. Mobilizirane tetive zacjeljuju brže i jače na račun pojačanog unutarnjeg cijeljenja što znači, s manje adhezija u odnosu na imobilizirane tetive te je program rane kontrolirane mobilizacije od razvidne koristi [44,45,46,47,48]. Jedan od najpoznatijih protokola kontrolirane rane aktivne mobilizacije jest Strickland-ov u kome je inicijalno ručni zglob u dorzalnoj blokirajućoj udlazi u blagoj fleksiji od 20°, MCP zglob u fleksiji od 50° i IP zglobovi u punoj ekstenziji. Program mobilizacije započinje dinamičkom udlagom koja omogućuje punu fleksiju i ograničava ekstenziju ručnog zgloba u poziciji do 30° te odražava MCP fleksiju od najmanje 60°, uobičajeno 90°. Nadalje se učini pasivna digitalna fleksija prsta nakon čega slijedi ekstenzija u ručnom zglobu pri čemu bolesnik aktivno održava flektirani položaj prsta kroz 5 sekundi. Loša strana protokola rane aktivne mobilizacije je povećana učestalost puknuća šava tetive.

Za aktivnu mobilizaciju potrebna je daleko veća tenzilna snaga nego za pasivnu mobilizaciju. Shuind i suradnici [49] iznašli su da je "*in vivo*" sila potrebna za pasivne pokrete prstiju 0,1 kg (0,98 N), odnosno 3,5 kg (34,3 N) za aktivnu digitalnu fleksiju, i do 12 kg (117,6 N) za stisak vrhova prstiju (engl. *tip pinch*). Iako se ranije naglašavala potreba ekskurzije od 3-5 mm za intrasinovijalni šav fleksorne tetive kako bi se izbjeglo stvaranje intrasinovijalnih adhezija, novija istraživanja na psima ukazuju kako je dostatna ekskurzija od samo 1,6 mm za sprječavanje nastanka klinički značajnih adhezija [50].



## 1.5. Modifikacije šava

Silfverskiold i May [51] su 1994. godine, te neovisno od njih, iste godine Bainbridge i suradnici [52], objavili da aktivna mobilizacija poboljšava funkciju u odnosu na pasivnu mobilizaciju, ali da se pojavljuje povećani broj puknuća tetiva kada se za ranu aktivnu mobilizaciju koristi široko prihvaćeni Kesslerov šav [5] objavljen 1969. godine i modificiran po Penningtonu [53] 1979. godine. Penningtonova modifikacija originalnog Kesslerovog šava podrazumijevala je "ključajuću" konfiguraciju omče čvora i dvonitni sržni šav (slika 3). Sukladno dostupnim literaturnim podacima modificirani Kesslerov šav je najčešće korišteni sržni šav u kliničkoj praksi [54].



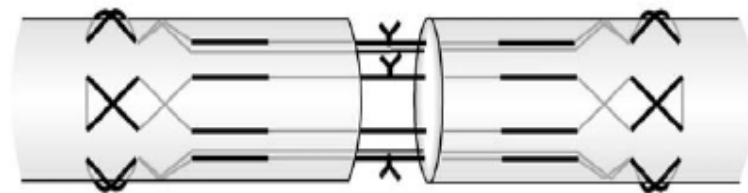
Slika 3. Modificirani Kesslerov "ključajući" dvonitni sržni šav.

Povećanje tenzilne snage šava fleksorne tetive i smanjivanje na najmanju mjeru ili uklanjanje tetivne pukotine na mjestu šava stvara preduvjete za program rane aktivne mobilizacije. Eksperimentalne studije «in vivo» pokazale su da pukotina od 3 mm i više ima negativan učinak na snagu šava i povećava rizik puknuća za vrijeme rehabilitacije [55]. Kod pukotine manje od 3 mm na mjestu šava, značajno povećanje tenzilne snage je zabilježeno nakon 3 i 6 tjedana nakon operacije. Isti učinak nije zabilježen kod pukotine veće od 3 mm. No ima i studija koje govore da je pukotina i do 10 mm dobro podnošljiva i ne uzrokuje funkcionalne probleme [56].

Rad Mashadia i Amisa [57] objavljen 1991. godine upućuje kako ne postoji statistički značajna razlika između «hvatajuće» i «ključajuće» tehnike kada se koriste tanji konci (5-0). U prije spomenutom istraživanju Hatanakea i Manskea [37] niti deblji šav (4-0) nije pokazao statistički značajnu razliku. Debljina konca je standardizirana klasifikacijskim sustavom USP-a (United States Pharmacopeia, <http://www.usp.org>) koji je određen sustavom nula. Više nula označava manji promjer konca (primjera radi 4-0 ili 0000 je veći promjer od 5-0 ili 00000).

Aoki i suradnici [58] su objavili da povećanje debljine konca povećava otpor klizanju tetive (4-0 u odnosu na 5-0). S obzirom da su u ovoj studiji korištena čak dva čvora s vanjske strane tetive upitno je da li je taj povećani otpor klizanju tetive vezan za pozicioniranje čvora, debljinu konca ili oboje. Vanjski čvor nije pogodovao klizanju tetive niti u drugim studijama, ali je povećavao tenzilnu snagu [59,60,61]. Za debljinu konca sržnog šava od 3-0 "ključajuća" konfiguracija je pokazala veću ultimativnu snagu i snagu pri kojoj nastaje pukotina između tetivnih krajeva. Ova debljina konca se danas najčešće i koristi za sržni šav u kliničkoj praksi.

Tenzilna snaga šava se može dodatno povisiti povećavanjem broja «sržnih» niti uključujući 6 ili čak 8 niti kao kod Savageovog šava objavljenog 1985. godine [62] (slika 4.).

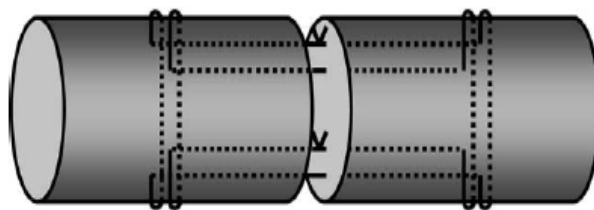


Slika 4. Savage-ov šestnitni sržni šav.

No, šavovi s ovoliko niti su komplicirani za tehničku izvedbu, povećavaju konglomerat konaca na mjestu kontakta tetivnih krajeva te mogu ugroziti vaskularizaciju i klizanje tetive.

Svaka od ovih značajki pojedinačno svakako nije dostatna da bi neki šav «zaživio» i ušao u široku kliničku uporabu. Takav šav morao bi biti relativno jednostavan i lako pamtljiv

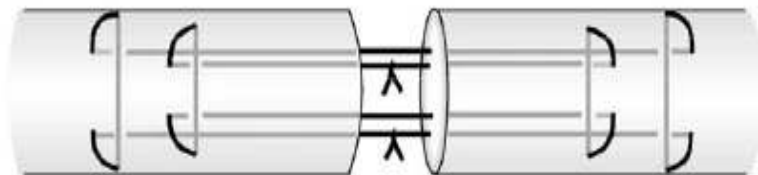
u kirurškoj izvedbi, bez glomaznog konglomerata koji bi ugrozio vaskularizaciju i klizanje tetive, a ipak imati dovoljno snage da omogući ranu aktivnu mobilizaciju. Iz opisanog je razvidno da idealan šav s obzirom na djelomično proturječne potrebe, ne postoji. Vaskularna opskrba fleksorne tetive kroz vinkule ide longitudinalno duž dorzalne strane tetive s tim što i duboki i površinski fleksor imaju relativno avaskularne segmente u razini proksimalne falange. S druge strane šavovi na dorzalnoj polovici tetive djeluju kao «zatezne trake» (engl. *tension bands*) u smislu sprječavanja nastanka pukotine među dorzalnim krajevima tetive [63,64]. Ovako postavljen sržni šav povećava snagu šava za 25-50%, ali ipak se većina sržnih šavova postavlja volarno zbog dorzalne vaskularne opskrbe. Stoga se iznalazi kompromis između ultimativne tenzilne snage koja može omogućiti ranu aktivnu mobilizaciju i s druge strane pogodovanja ostalim navedenim čimbenicima. U sljedećem razdoblju znanstvenici su više-manje definirali taj kompromis koristeći šavove s četiri niti iz čega je proizašao dvostruko modificirani «ključajući» Kesslerov šav [65,66]. Objavljena je tehnika dvostruko modificiranog Kesslerovog šava s jednostrukim koncem, dvostrukom transverzalnom komponentom na istoj udaljenosti od kraja tetive te dva čvora između tetivnih krajeva [67].



Slika 5. Dvostruko modificirani "hvatajući" Kesslerov četveronitni sržni šav

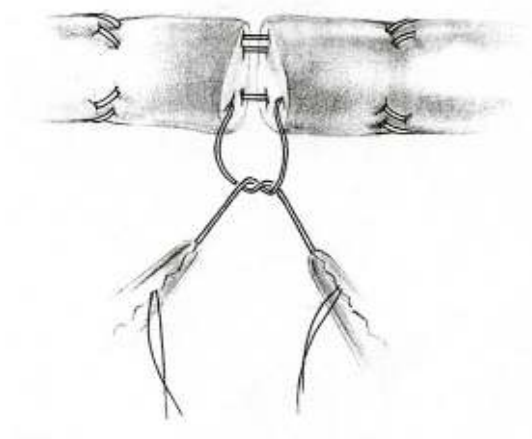
Dvostruko modificirani "hvatajući" Kesslerov četveronitni sržni šav opisan je kao "hvatajuća" konfiguracija omče šava u kojoj je transverzalna komponenta smještena ispod longitudinalne komponente [68] (slika 5).

Objavljena je i "ključajuća" konfiguracija omče istog šava s omčama na 10 mm i 7 mm od krajeva tetive s dva čvora između krajeva tetive [69] (slika 6).



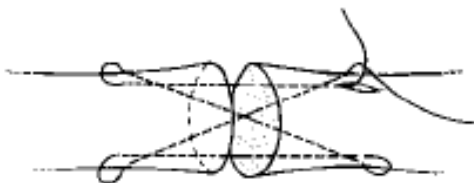
Slika 6. Dvostruko modificirani "ključajući" Kesslerov četveronitni sržni šav.

Dvostruko modificirani Kesslerov šav je i šav koji opisuje Winters-Gelberman [70] (slika 7), a koji se sastoji od šava s jednim čvorom između krajeva tetive i dvostrukom omčom na istoj udaljenosti (jedna do druge), ali s dvostrukim koncem (osmonitni šav).



Slika 7. Winters-Gelberman-ova modifikacija dvostruko modificiranog Kesslerovog šava

Još jedan klinički široko prihvaćeni četveronitni šav je ukriženi šav opisan od McLarney i autora [71] koji eliminira čvor između krajeva tetiva (ima bočni čvor), jednostavan je za postaviti i djeluje antirotacijski. No s obzirom da je vaskularizacija tetive dorzalnom stranom longitudinalna ovaj ukriženi šav je više remeti nego modificirani Kesslerov šav s longitudinalnim nitima. U direktnoj komparaciji dvostruko modificirani Kesslerov šav ključajuće konfiguracije se pokazao značajno jači od ovog ukriženog šava [66].

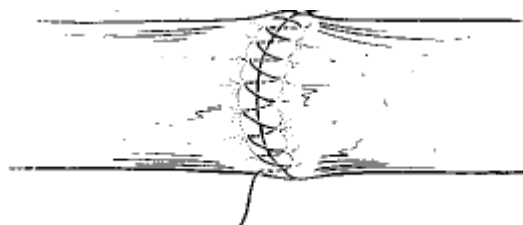


Slika 8, McLarney-jev četveronitni ukriženi šav s bočnim čvorom.

## 1.6. Odnos perifernog i sržnog šava

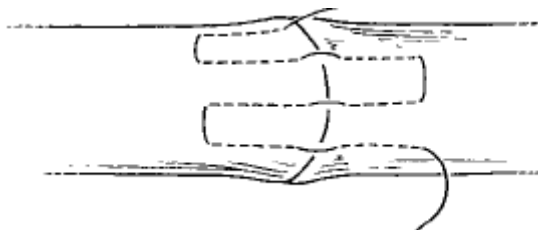
Periferni šav povećava snagu šava za 10-50% i smanjuje stvaranje pukotine između tetivnih krajeva [72]. Zabilježena je i objavljena nejednakost u opterećenju između sržnog i perifernog šava na matematičkom modelu tetivnog šava. Lotz i suradnici [73] su na takvom modelu došli do zaključka da 64-77% opterećenja nosi periferni šav u točki puknuća, ovisno o tome je li postavljen duboko ili površinski. Iz ranijih istraživanja je već bilo poznato kako periferni šav popušta prije sržnog šava [74]. Stoga su istraživanja išla u smjeru modifikacije perifernog šava kako bi se njegova snaga odnosno točka popuštanja izjednačila sa sržnim šavom, odnosno kako bi šavovi popustili u istoj točki opterećenja. Jedan od takvih radova je pokazao povećanje snage perifernog šava većim zahvaćanjem, «zagrizanjem» tetive (engl. *bite*) od ruba (2 mm u odnosu na 1 mm) [75].

Klinički uobičajena tehnika perifernog epitendinoznog cirkumferencijalnog šava podrazumijeva običan produžni (engl. *simple running*) Strickland-ov šav [76] (slika 8.) ili «preko i preko» (engl. *over and over*) šav sa zahvaćanjem tetive 4 mm (po 2 mm obostrano) s jednonitnim nerazgradivim koncem 5-0 ili 6-0 od polipropilena (Prolene, Ethicon inc., Somerville, NJ, USA).



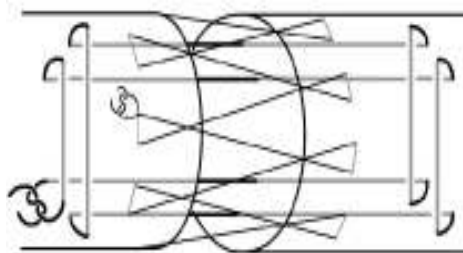
Slika 8. Običan produžni Strickland-ov šav

Jedna od poznatijih modifikacija ove tehnike perifernog šava je Halsted-ov produžni horizontalni "madrac" šav koji preporučuju Wade i suradnici [77,78] (slika 9).



Slika 9. Halsted-ov produžni horizontalni "madrac" periferni šav

Modifikacija ove tehnike prema Silfverskiold-Anderssonu (slika 10.) podrazumijeva poprečnu ukriženu tehniku perifernog šava i pokazala se 117% jača od prije opisane uobičajene tehnike perifernog šava i pri tome uspješno sprječava stvaranje pukotine kod modificiranog Kesslerovog šava [65,79] te se smatra jednom od metoda s najjačim perifernim šavom.

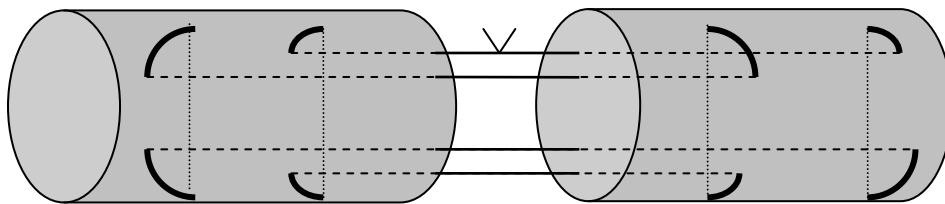


Slika 10. Silfverskiold-Anderssonova modifikacija perifernog šava

Uobičajeno se učini prvo sržni šav te potom periferni šav, no opisane su i tehnike postavljanja prvo perifernog šava u smislu formiranja glatke površine šava i boljeg klizanja [80,81].

## 1.7. Izabrana osnovna modifikacija modificiranog Kesslerovog sržnog šava

Izabrani sržni šav (slika 11) sastoji se od četiri niti upredenog nerazgradivog konca debljine 3-0 s omčama u «ključajućoj» konfiguraciji. Upredeni šav i debljina konca 3-0 su izabrani zbog očekivano manjeg usijecanja i izvlačenja iz tetive te boljeg držanja čvora a sukladno literaturnim podacima [82,83]. Loše značajke su teže tehničko postavljanje šava s obzirom na slabije klizanje kroz tetivu te nabiranje tetive. Ključajuća konfiguracija je odabrana sukladno navedenoj studiji Hotokezaka i Manskea [36]. Po dvije transverzalne komponente postavljaju se na 0,5 i 1 cm od krajeva tetiva zbog jačeg hvata na krajevima tetive. Šav ima jedan čvor između krajeva tetiva sa standardnim petljama. Analogija s modificiranim Kesslerovim šavom nije slučajna. S obzirom da je većina kirurga dobro upoznata s modificiranim Kesslerovim šavom ova modifikacija modifikacije (pojednostavljeno, dva modificirana Kesslerova šava na različitim razinama) laka je za pamćenje i tehnički jednostavna u izvedbi. Nema šav s vanjske strane tetive niti veliki konglomerat koji bi ometali vaskularizaciju i klizanje tetive. Kako je četveronitni šav s odvojenim transverzalnim omčama za očekivati je veću tenzijsku snagu od modificiranog Kesslerovog šava (2 niti).



Slika 11. Izabrana osnovna modifikacija šava



Sukladno dostupnoj elektroničkoj pismohrani biomedicinske literature točno ovakva modifikacija Keslerovog šava nije do sada objavljena niti autorizirana. Naime, ranije opisane slične modifikacije modificiranog Kesslerovom šava su imale ili obje tansverzalne komponente na istoj razini, ili su rađene dvostrukim koncem kao osmonitni šav, ili su imale dva čvora između krajeva tetive, ili je šav opisan s «hvatajućom» konfiguracijom omče.

### **1.8. Inačice osnovnog izabranog dvostruko modificiranog Kesslerovog šava**

Ranije je već zabilježena važnost jednakih tenzija među svim nitima šava [73]. S obzirom na nabiranje tetive kod šivanja upredenim šavom, te posljedičnu nejednaku tenziju među nitima šava, jedna od ideja varijacije osnovne modifikacije šava bila je postavljanje aproksimacijskog (približavajućeg), spojnog (engl. *interlock*) čvora nakon postavljanja prvog dijela šava s longitudinalnom komponentom omče na 0,5 cm i potom nastavljanje bez prekida konca drugog dijela šava s longitudinalnom komponentom na 1 cm. Na taj način bi se postiglo dobro aproksimiranje krajeva tetive i s druge strane jednaka tenzija među svim nitima šava.

Druga i treća ideja varijacije osnovne modifikacije šava bila je provjeriti koliko postavljanje čvora bočno u odnosu na čvor između krajeva tetive i dva čvora u odnosu na jedan čvor između krajeva tetive mogu utjecati na snagu šava.

Četvrta ideja bila je provjeriti snagu ukriženog perifernog šava u odnosu na uobičajeni periferni šav i konačno peta se odnosila na pitanje izvlačenja šava odnosno pucanja konca ili tetive kod šivanja upredenim u odnosu na jednonitni šav.

## 1.9. Pokusni model

Svinjski duboki ekstenzor četvrtog prsta je već korišten i potvrđen u kadaveričnim životinjskim studijama [69] kao usporediv s humanim dubokim fleksorom prsta ruke koji pokazuje varijacije promjera od 40% između najdeblje (srednji prst) i najtanje (mali prst) tetive ali sam promjer iste ne utječu na tenzijsku snagu šava [85]. Unatoč postojanju biomehaničke i strukturalne razlike između svinjskih i ljudskih tetiva, vrijednosti ultimativne sile dobro su usporedive s ranijim ljudskim kadaveričnim studijama [86,87].

U fiziološkim uvjetima tetiva je podložna cikličnim opterećenjima koja mogu uzrokovati stvaranje pukotine i pri manjim opterećenjima nego prilikom statičkih testiranja [88]. Međutim, statičko testiranje omogućuje usporedbu biomehaničkih značajki različitih tehnika šivanja tetive.

## 2. CILJ I HIPOTEZA

### 2.1. Cilj istraživanja

Cilj istraživanja je usporedba ultimativne (maksimalne) tenzijske snage popuštanja, do sada najšire prihvaćenog modificiranog i izabrane modifikacije modificiranog Kesslerovog šava, s daljnjim varijacijama glede tipa konca, tipa perifernog šava, broja čvorova i lokalizacije čvorova.

### 2.2. Hipoteze

- **Glavna hipoteza**
  - Dvostruko modificirani Kesslerov šav s opisanim modifikacijama će izdržati veću ultimativnu tenzijsku snagu nego standardni modificirani Kesslerov šav.
- **Sporedne hipoteze**
  - Ukrižena modifikacija perifernog šava ima veću ultimativnu tenzisku snagu u odnosu na standardni periferni šav.
  - Jedan čvor između krajeva tetive ima veću ultimativnu tenzisku snagu u odnosu na dva čvora između krajeva tetive.
  - Šav s čvorom između krajeva tetive i čvorom za približavanje (aproksimacijski čvor) ima veću ultimativnu tenzijsku snagu od šava s jednim čvorom između krajeva tetive.
  - Šav s čvorom na bočnoj strani tetive izdrži veću ultimativnu tenzijsku snagu od čvora između krajeva tetive.
  - Upređeni sržni šav popušta pucanjem u odnosu na monofilamentni šav koji se odvezuje ili izvlači iz krajeva tetive.

### 3. TVORIVA I POSTUPCI

#### 3.1. Mjesto istraživanja

- Istraživanje je učinjeno u Laboratoriju za tekstilno-mehanička ispitivanja, Tekstilno-tehnološkog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu, uz pismenu suglasnost od 26. studenoga 2007. godine koju supotpisuju:
  - dekan Fakulteta, prof. dr. sc. Darko Ujević,
  - predstojnik Zavoda, prof. dr. sc. Stana Kovačević,
  - voditelj laboratorija i predstojnik Centra za razvoj, prof. dr. sc. Zenun Skenderi

#### 3.2. Etičko povjerenstvo

Povjerenstvo za rad s pokusnim životinjama Medicinskog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu je 12. veljače 2008. godine zaključilo da je istraživanje etički prihvatljivo (predsjednica Povjerenstva, doc. dr. sc. Vladiana Crljen).

#### 3.3. Konci

Od konaca u istraživanju su korišteni jednonitni (Prolene) i upredeni-višenitni (Ehibond).

Prolene je tvornički zaštićeni naziv (*Ethicon inc., Somerville, NJ, USA*) za *Polypropylene* – sintetski neresorptivni monofilamentni konac, izostatični kristalni stereoizomer linearnog propilen polimera. Obojen je u plavo u svrhu bolje vidljivosti u tkivu.

Ehibond je tvornički zaštićeni naziv (*Ethicon inc., Somerville, NJ, USA*) za *polyester* – sintetski neresorptivni konac upreden od više vlakana od polimera polietilen tereftalata.

Omotan je polibutilatom koji smanjuje trenje prilikom prolaska kroz tkivo. Obojen je u zeleno u svrhu bolje vidljivosti u tkivu.

Igla je okrugla zbog sprječavanja usijecanja u tetivu (engl. *non-cutting needle*).

Debljina konca korištenog u istraživanju je 3-0 (Ethibond) na okrugloj igli za sržni šav i 5-0 (Prolene) za periferni šav. Debljina konca je standardizirana klasifikacijskim sustavom USP-a (*United States Pharmacopeia*, <http://www.usp.org>) koji je određen sustavom nula. Podijeljen je u tri klase šavi: kolageni šavi, sintetski resorptivni i sintetski neresorptivni. Više nula označava manji promjer konca (primjera radi 3-0 ili 000 je veći promjer od 5-0 ili 00000). Što je manji promjer konca manja je i tenzijska snaga istog. Danas korišteni kirurški konci su u rasponu od izrazito čvrstih i debelih oznake 5 koji se koriste u ortopediji do 11-0 (izrazito tanki konci kakvi se koriste u oftalmologiji). Promjer konca korišten u studiji od 3-0 odgovara 0,2 mm u metričkom sustavu za neresorptivne šavi, odnosno 5-0 odgovara 0,1 mm u metričkom sustavu za neresorptivne šavove, sukladno tablici konverzije u pravitku (tablica 1).

Tablica 1. Konverzija sustava nula USP-a (*United States Pharmacopeia*) u mm

U. S. P.	Kolagen (mm)	Sintetički resorptivni (mm)	Neresorptivni (mm)
<b>11-0</b>			0.01
<b>10-0</b>	0.02	0.02	0.02
<b>9-0</b>	0.03	0.03	0.03
<b>8-0</b>	0.05	0.04	0.04
<b>7-0</b>	0.07	0.05	0.05
<b>6-0</b>	0.1	0.07	0.07
<b>5-0</b>	0.15	0.1	0.1
<b>4-0</b>	0.2	0.15	0.15
<b>3-0</b>	0.3	0.2	0.2
<b>2-0</b>	0.35	0.3	0.3
<b>0</b>	0.4	0.35	0.35
<b>1</b>	0.5	0.4	0.4
<b>2</b>	0.6	0.5	0.5
<b>3</b>	0.7	0.6	0.6
<b>4</b>	0.8	0.6	0.6
<b>5</b>		0.7	0.7
<b>6</b>			0.8

### 3.4. Pokus

U studiji je korišten kadaverični životinjski eksperimentalni model dubokog četvrtog ekstenzora svinjske nožice, ukupno 93 nožice, odnosno tetive (iz svake nožice jedna tetiva) podijeljenje u tri osnovne skupine i sedam dodanih skupina. Svježe svinjske nožice, naručene selektivno s obzirom na zahtjev veće duljine, pohranjene su u zamrzivaču na  $-20\text{ }^{\circ}\text{C}$ , te su neposredno prije svakog ispitivanja bile otopljene do postizanja sobne temperature. Na početku je odignut kožni režanj rezom u obliku slova «U» iznad ekstenzorne tetive, potom je učinjena izolacija tetive u duljini od 10 cm, transekcija na sredini te je postavljen šav tetive

«in situ» pod povećanjem kirurških lupa 3,5× od strane istraživača. Nakon toga je tetiva sprejana s 0,9% fiziološkom otopinom i pokrivena odignutim kožnim režnjem kako bi se spriječilo isušivanje do testiranja na dinamometru. Neposredno prije samog testiranja tetive su disecirane iz svinjske nožice i postavljene krajevima od po 2 cm u hvatalice dinamometra. Sukladno preliminarnim ispitivanjima, a kako bi se izbjeglo klizanje tetive u hvatalicama, snaga im je podešena na 3 bara, a testiranje je rađeno uz opterećenje 20-200 N. Udaljenost hvatalica dinamometra je 6 cm tako da je minimalna duljina tetive morala biti 10 cm kako bi po 2 cm na krajevima tetive bilo zahvaćeno hvatalicom i spriječilo isklizavanje tetive. Predopterećenje je bilo 1 N. Brzina razdvajanja hvatalica dinamometra je podešena na 25 mm/min.

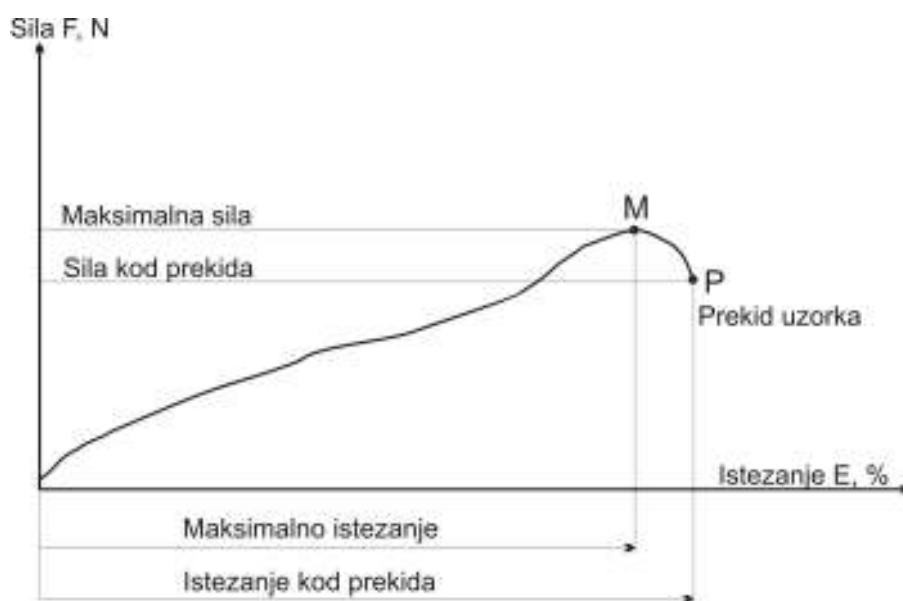
Iza tetive, na mjestu šava, je postavljen milimetarski papir, te se s udaljenosti od 20 cm, na stativu, digitalnom kamerom (Canon DM-XM2E Pal, 3CCD) snimao način popuštanja tetivnog spoja kao jedan od slijedećih događaja:

- izvlačenje šava,
- razvezivanje čvora,
- pucanje tetive,
- pucanje konca,
- istežanje tetive.

Postavljenim sustavom mjerene su slijedeće varijable:

- **Sila**, koja nastaje kao uzrok uzajamnog djelovanja dva tijela. Određena je pravcem, smjerom, intenzitetom ili veličinom, te točkom hvatišta. Najčešće se označava sa „F“. Jedinica za silu prema ISO standardu je „N“ (Newton) a vrijednosti u ovom pokusu su izražene u cN.

- **Istezanje ili produljenje**, s oznakom „E“ (*engl. extension*) je relativna veličina određena omjerom relativnog produljenja  $(l - l_0)$  i početne duljine ( $l_0$ ) izraženo u postocima.
- **Maksimalna ili ultimativna sila** je sila koju određeni materijal može izdržati (označeno točkom M, slika 12).
- **Sila prekida** je sila pri kojoj dolazi do prekida uzorka (označeno točkom P, slika 13).
- **Maksimalno istezanje** je istezanje kod maksimalne sile na dijagramu. Istezanje kod prekida odgovara sili kod prekida.
- **Rad** odgovara površini ispod krivulje F-E (slika 13, osjenčana površina). Poseban slučaj idealnog rada odgovara površini ispod pravca tj. kada krivulju pretvaramo u pravac. Na slici 2 je prikazan maksimalni rad što je površina ispod krivulje F-E do maksimalne sile (do točke M).
- **Vrijeme** do maksimalnog porasta sile, koje ovisno o izdržljivosti materijala.



Slika 12. Tipični dijagram sila-istezanje.





Slika 13. Prikaz izvršenog rada (osjenčana površina) do maksimalnog porasta sile na krivulji sila-istezanje

Rabljen je uređaj za mjerenje rasteznih svojstava uzoraka (dinamometar) Textechno GmbH & Co. KG Mönchengladbach, Njemačka. Uređaj radi prema principu konstantne brzine istezanja, CRE princip (engl. *Constant Rate of Extension*).

Nakon testiranja svinjske nožice i tetive su zbrinute i uništene spaljivanjem sukladno Pravilniku o zbrinjavanju biološkog materijala.

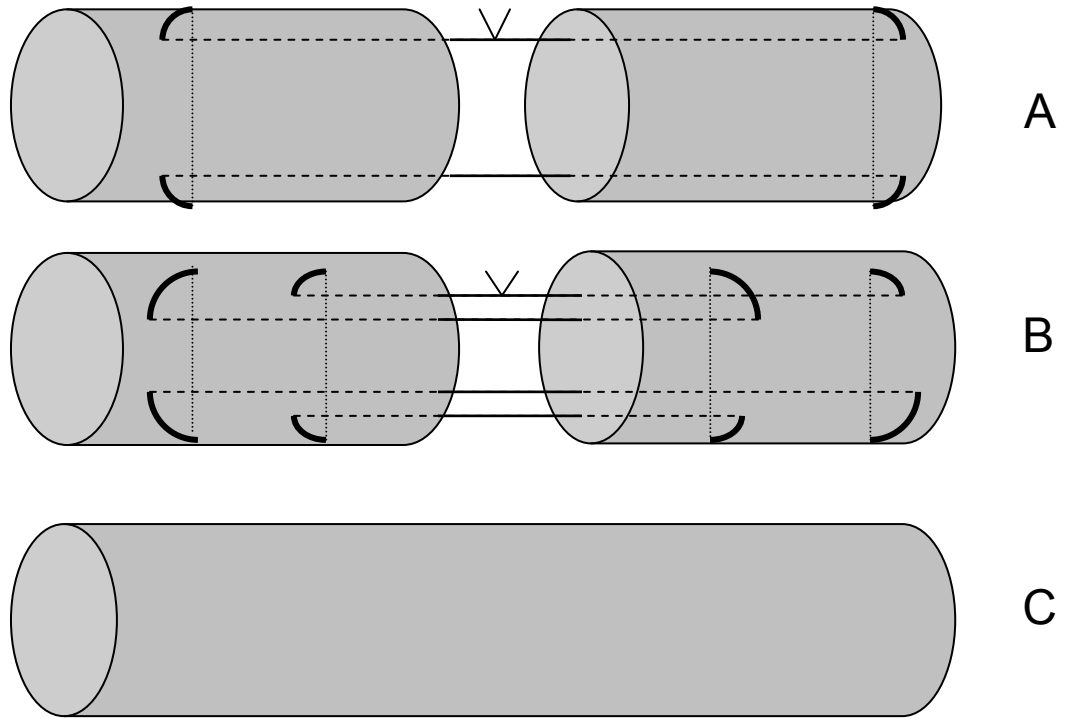
Pokus je oblikovan u dva dijela: prvi u kome se ispituju tetive u dvije ispitivane i jednoj kontrolnoj skupini i drugi u kojem se ispituju tetive u sedam skupina.

Prvi dio sadrži slijedeće skupine (slika 14):

- A jednostruko modificirani Kesslerov sržni šav Ethibond 3-0 koncem s jednim čvorom između krajeva tetiva (JMK), (N = 10),
- B dvostruko modificirani Kesslerov sržni šav Ethibond 3-0 koncem s jednim čvorom između krajeva tetiva (DMK), (N = 10),
- C intaktna tetiva – kontrolna skupina (KS), (N = 10).

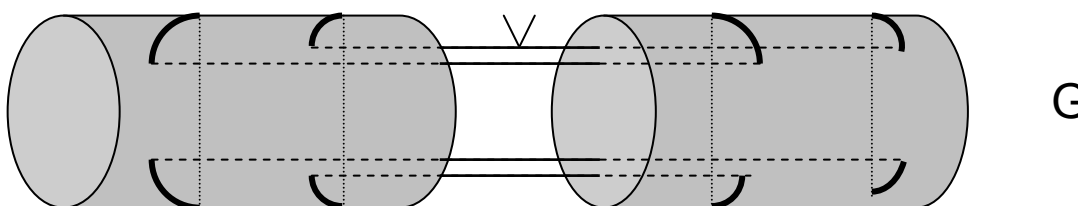
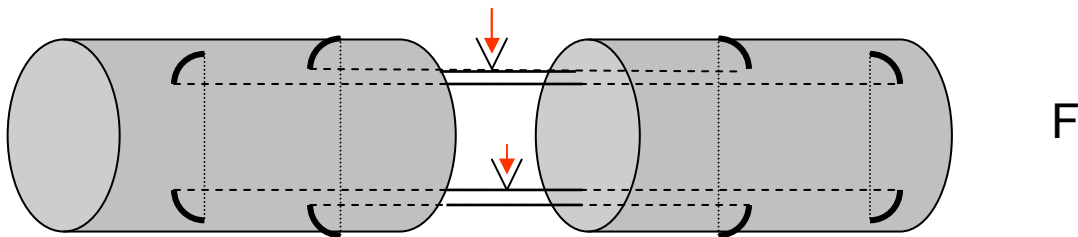
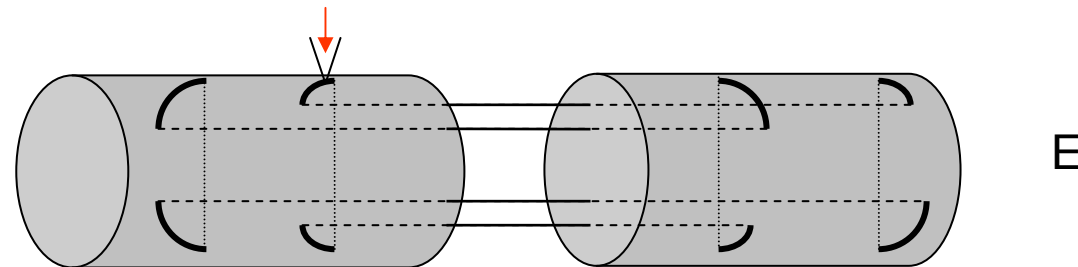
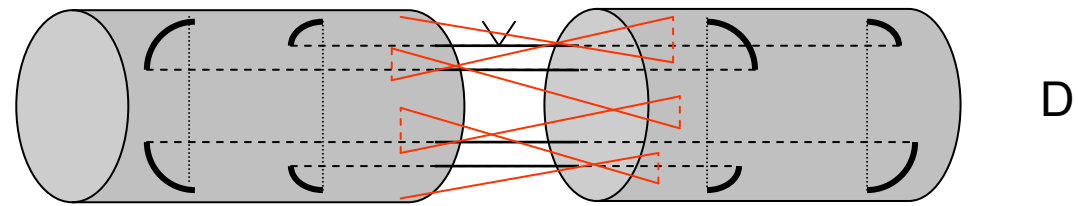
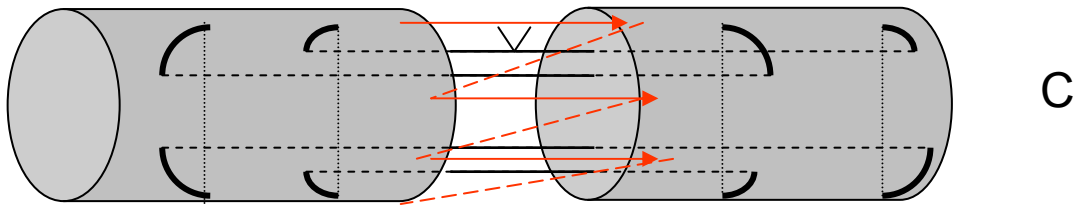
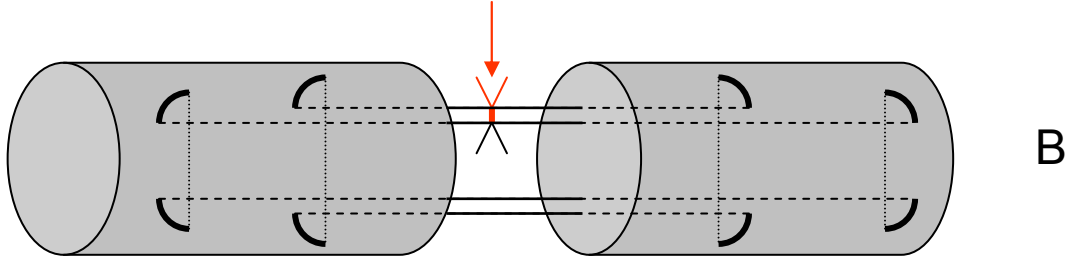
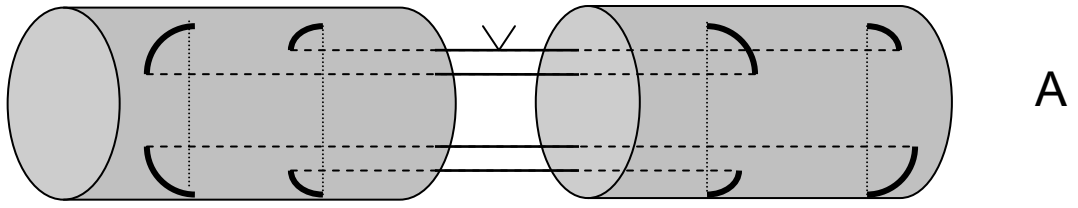
Drugi dio pokusa se sastoji iz ispitivanja tetiva sedam skupina zašivenih različitim inačicama dvostruko modificiranog Kesslerovog šava (slika 15):

- A dvostruko modificirani Kesslerov sržni šav Ethibond 3-0 koncem s jednim čvorom između krajeva tetiva (DMK), (N = 10),
- B dvostruko modificirani Kesslerov sržni šav Ethibond 3-0 koncem s međučvorom za približavanje krajeva tetive (DMK MČ), (N = 12),
- C dvostruko modificirani Kesslerov sržni šav Ethibond 3-0 koncem s dodatnim perifernim običnim šavom Prolen 5-0 koncem (DMK PO), (N = 11),
- D dvostruko modificirani Kesslerov sržni šav Ethibond 3-0 koncem s dodatnim perifernim ukriženim šavom Prolen 5-0 koncem (DMK PU), (N = 10),
- E dvostruko modificirani Kesslerov sržni šav Ethibond 3-0 koncem s bočnim čvorom (DMK BČ), (N = 10),
- F dvostruko modificirani Kesslerov sržni šav Ethibond 3-0 koncem s dva čvora između krajeva tetive (DMK 2Č), (N = 10),
- G dvostruko modificirani Kesslerov sržni šav Prolen 3-0 koncem s jednim čvorom između krajeva tetiva (DMK P), (N = 10).



Slika 14. Shematski prikaz modifikacija Kesslerovog sržnog šava i intaktne tetive:

- A jednostruko modificirani Kesslerov sržni šav Ethibond 3-0 koncem s jednim čvorom između krajeva tetiva (JMK),
- B dvostruko modificirani Kesslerov sržni šav Ethibond 3-0 koncem s jednim čvorom između krajeva tetiva (DMK),
- C intaktna tetiva – kontrolna skupina (KS).



Slika 15. Shematski prikaz inačica dvostruko modificiranog Kesslerovog sržnog šava tetive:

- A dvostruko modificirani Kesslerov sržni šav Ethibond 3-0 koncem s jednim čvorom između krajeva tetiva (DMK),
- B dvostruko modificirani Kesslerov sržni šav Ethibond 3-0 koncem s međučvorom za približavanje krajeva tetive (DMK MČ),
- C dvostruko modificirani Kesslerov sržni šav Ethibond 3-0 koncem s dodatnim perifernim običnim šavom Prolen 5-0 koncem (DMK PO),
- D dvostruko modificirani Kesslerov sržni šav Ethibond 3-0 koncem s dodatnim perifernim ukriženim šavom Prolen 5-0 koncem (DMK PU),
- E dvostruko modificirani Kesslerov sržni šav Ethibond 3-0 koncem s bočnim čvorom (DMK BČ),
- F dvostruko modificirani Kesslerov sržni šav Ethibond 3-0 koncem s dva čvora između krajeva tetive (DMK 2Č),
- G dvostruko modificirani Kesslerov sržni šav Prolen 3-0 koncem s jednim čvorom između krajeva tetiva (DMK P).

Korištena su dvije vrste perifernog šava, obični produžni periferni «preko i preko» (engl. *over and over*) te Silfverskiold-Andersson-ova modifikacija perifernog šava, oba opisana u uvodu. Svaki čvor u studiji se sastoji od jedne dvostruke i tri jednostruke petlje što je u literaturi standardizirano [89].

U studiji je korištena isključivo ključajuća (engl. *locking*) konfiguracija omče šava s transversalnom komponentom lociranom površno u odnosu na longitudinalnu komponentu.

### 3.5. Statistička obradba podataka

Rezultati izmjerenih varijabli u ukupno devet skupina, prikazani su medijanom i rasponom kao mjerom središnjice i rasapa rezultata te granicama 95%-tne pouzdanosti medijana (95% GP). S obzirom na veličinu skupina (N=10-12) usporedbe brojčanih podataka učinjene su s pomoću neparametrijskih statističkih testova. Usporedba izmjerenih brojčanih podataka između triju ili više skupina učinjena je s pomoću Kruskal-Wallisovog testa, a usporedba raspodjele načina popuštanja šava učinjena je s pomoću  $\chi^2$ -testa. Ukoliko je s pomoću Kruskal-Wallisovog testa dokazana statistički značajna razlika između triju ili više skupina učinjena je post-hoc raščlamba kako bi se ustvrdilo koje se skupine međusobno razlikuju. Neparametrijski post-hoc test učinjen je prema modelu Cannovera iz 1999. godine, a odgovara parametrijskom Student-Newman-Keulsovom post-hoc testu za međusobnu usporedbu podskupina [90]. Rezultati statističke raščlambe prikazani su specifičnom vrijednošću testa, brojem stupnjeva slobode, *df* (engl. *degrees of freedom*) i statističkom značajnošću, vrijednošću P. Statistički značajnom smatrana je svaka pronađena razlika uz  $P < 0,05$ .

Slikovno su podatci prikazani grafikonom kutija i brkova (engl. *box-and-whisker plot*) u kojem su jasno naznačene vrijednosti medijana, prve i treće kvartile te najmanje i najveće izmjerene vrijednosti. Ukoliko su prisutne, vrijednosti koje značajno odskakuju (engl. *outliers*) na grafikonu su posebno istaknute kao crni neispunjeni kvadratići. Kriterij za vrijednosti koje značajno odstupaju preuzet je iz programa MedCalc pa se takvima smatraju vrijednosti mjerenja koje su manje od vrijednosti prve kvartile umanjene za 1,5 vrijednosti interkvartilne razlike ili veće od treće kvartile uvećane za 1,5 vrijednosti interkvartilne razlike [91].

Podatci mjerenja upisani su u program Excel (Microsoft, Seattle (WA), SAD) i s pomoću njega provjereni, a statistička raščlamba podataka učinjena je s pomoću računalnog

programa *MedCalc* (MedCalc Inc., Mariakerke, Belgija; licenca Katedre za medicinsku informatiku Medicinskog fakulteta Sveučilišta u Rijeci).

## 4. REZULTATI

Utvrđivanje čvrstoće šava učinjeno je na eksperimentalnom modelu životinjskih tetiva (svinjskih nožica) mjerenjem s pomoću uređaja za mjerenje konstantne brzine istezanja Tex (Textechno GmbH & Co. KG Mönchengladbach, Njemačka). Četiri izmjerena pokazatelja, vrijeme (izraženo u sekundama – s), ekstenzija (izražena u postotcima – %), sila (izražena u centinjutnima – cN) te rad (izražen u centimetrima po centinjutnima –  $\text{cm} \times \text{cN}$ ) potrebni za popuštanje šava ili tetive uspoređeni su među trima glavnim skupinama: tetivama zašivenim jednostruko modificiranim Kesslerovim sržnim šavom, Ethibond 3-0 koncem s jednim čvorom između krajeva tetiva (N=10) (Slika 14A), dvostruko modificiranim Kesslerovim sržnim šavom, Ethibond 3-0 koncem s jednim čvorom između krajeva tetiva (N=10) (Slika 14B) te intaktnim tetivama kao kontrolnom skupinom (N=10) (Slika 14C). Rezultati su prikazani u tablici 2.



Tablica 2. Usporedba vremena, ekstenzije, sile i rada potrebnog za popuštanje jednostruko modificiranog Kesslerovog sržnog šava zašivenog Ethibond 3-0 koncem s jednim čvorom između krajeva tetiva, dvostruko modificiranog Kesslerovog sržnog šava zašivenog Ethibond 3-0 koncem s jednim čvorom između krajeva tetiva i intaktne tetive (kontrolna skupina).

Varijabla	Skupina	N	Medijan (raspon)	95%GP medijana	Statistika <sup>4</sup>
vrijeme [s]	JMK <sup>1</sup>	10	41,48 (21,22 - 66,72)	23,69 - 53,07	H=12,19 df=2 P=0,002
	DMK <sup>2</sup>	10	43,59 (34,46 - 59,52)	36,43 - 59,26	
	KS <sup>3</sup>	10	26,16 (16,03 - 34,37)	22,09 - 32,32	
ekstenzija [%]	JMK <sup>1</sup>	10	26,56 (13,36 - 40,95)	14,63 - 35,63	H=12,51 df=2 P=0,002
	DMK <sup>2</sup>	10	29,65 (23,84 - 40,58)	25,57 - 40,19	
	KS <sup>3</sup>	10	18,10 (11,32 - 23,95)	15,46 - 22,79	
sila [cN]	JMK <sup>1</sup>	10	1799,29 (998,52 - 3557,12)	1111,36 - 2843,07	H=24,35 df=2 P<0,001
	DMK <sup>2</sup>	10	3619,36 (2402,32 - 4545,88)	2447,89 - 4022,84	
	KS <sup>3</sup>	10	12841,78 (6528,30 - 19873,02)	6580,39 - 17867,67	
rad [cm×cN]	JMK <sup>1</sup>	10	1746,30 (448,87 - 3734,79)	713,31 - 3343,05	H=14,52 df=2 P<0,001
	DMK <sup>2</sup>	10	3081,75 (2117,15 - 5107,64)	2269,26 - 4939,31	
	KS <sup>3</sup>	10	6819,63 (2095,80 - 12081,46)	3425,54 - 11274,63	

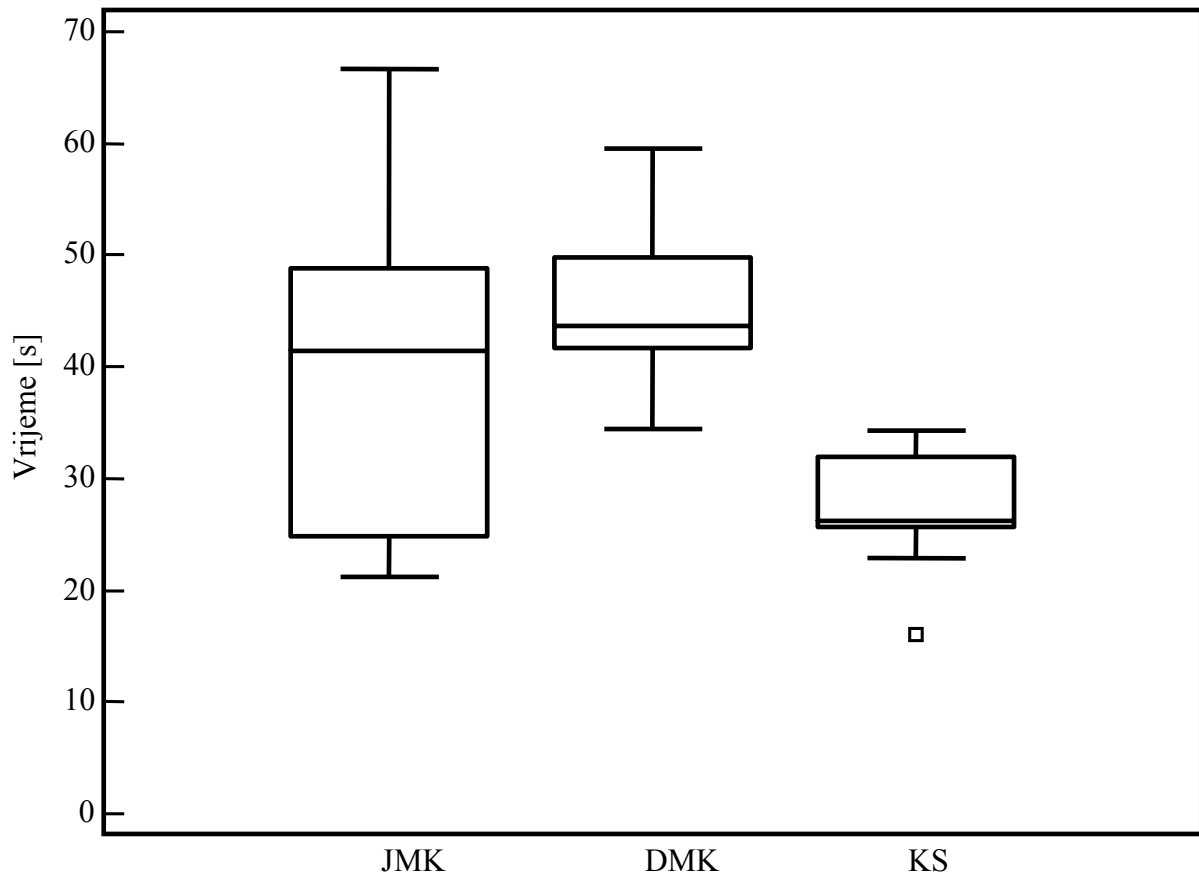
<sup>1</sup> JMK – jednostruko modificirani Kesslerov sržni šav Ethibond 3-0 koncem s jednim čvorom između krajeva tetiva

<sup>2</sup> DMK – dvostruko modificirani Kesslerov sržni šav Ethibond 3-0 koncem s jednim čvorom između krajeva tetiva

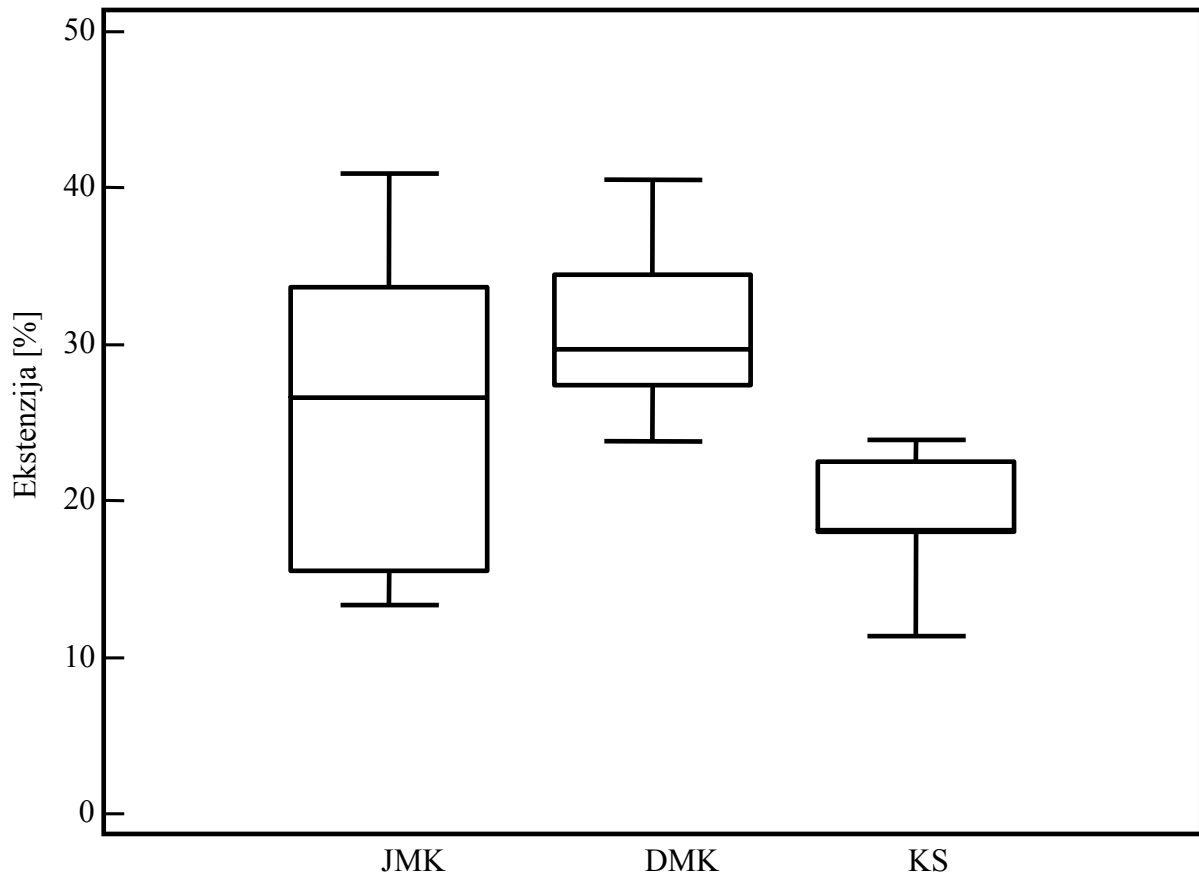
<sup>3</sup> KS – kontrolna skupina, intaktne tetive

<sup>4</sup> Kruskal-Wallisov test

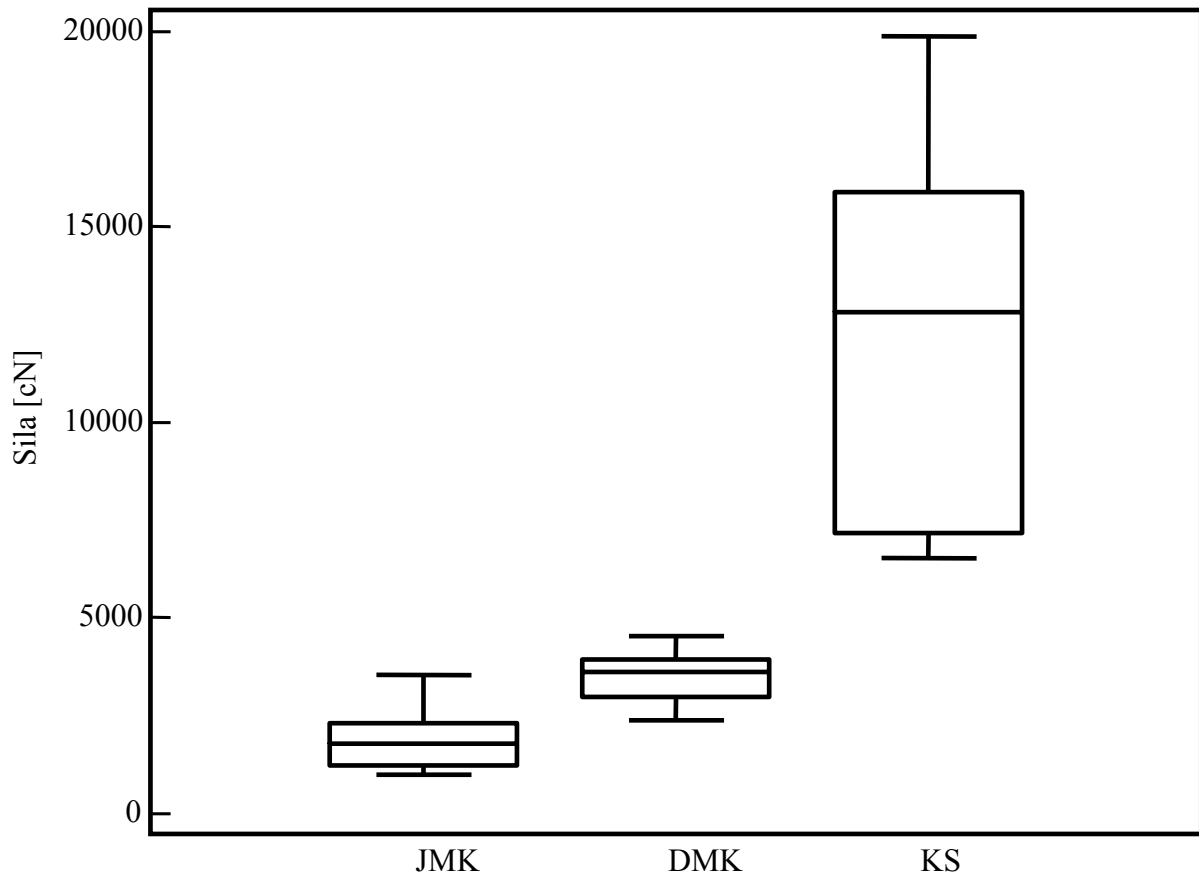
Rezultati, prikazani u tablici 2 upućuju na postojanje statistički značajne razlike između tri ispitivane skupine u vremenu ( $H=12,19$ ;  $P=0,002$ ) u ekstenziji ( $H=12,51$ ;  $P=0,002$ ), sili ( $H=24,35$ ;  $P<0,001$ ) i radu ( $H=14,52$ ;  $P<0,001$ ). Post-hoc raščlambom utvrđeno je kako se vrijeme (slika 16) potrebno za popuštanje šava te ekstenzija (slika 17) statistički značajno razlikuju za intaktne tetive kontrolne skupine od zašivenih tetiva, dok razlika između prerezanih tetiva zašivenih jednostruko modificiranim Kesslerovim šavom i zašivenih dvostruko modificiranim Kesslerovim šavom nije utvrđena za vrijeme i ekstenziju. Nadalje, post-hoc raščlambom utvrđena je statistički značajna razlika u sili (slika 18) i radu (slika 19) potrebnim za popuštanje tetive među svim trima skupinama. Najveća sila i rad potrebni su za popuštanje intaktne tetive (medijan sile 12841,78 cN, raspon 6528,30-19873,02 i medijan rada 6819,63 cm $\times$ cN, raspon 2095,80-12081,46). Za popuštanje tetive zašivene dvostruko modificiranim Kesslerovim šavom potrebna je manja sila i rad nego za intaktnu tetivu, međutim i značajno veća sila (medijan 3619,36 cN, raspon 2402,32-4545,88) i rad (medijan 3081,75 cm $\times$ cN, raspon 2117,15-5107,64 ) nego za tetive zašivene jednostruko modificiranim Kesslerovim šavom (medijan sile 1799,29 cN, raspon 998,52-3557,12 i medijan rada 1746,30 cm $\times$ cN, raspon 448,87-3734,79).



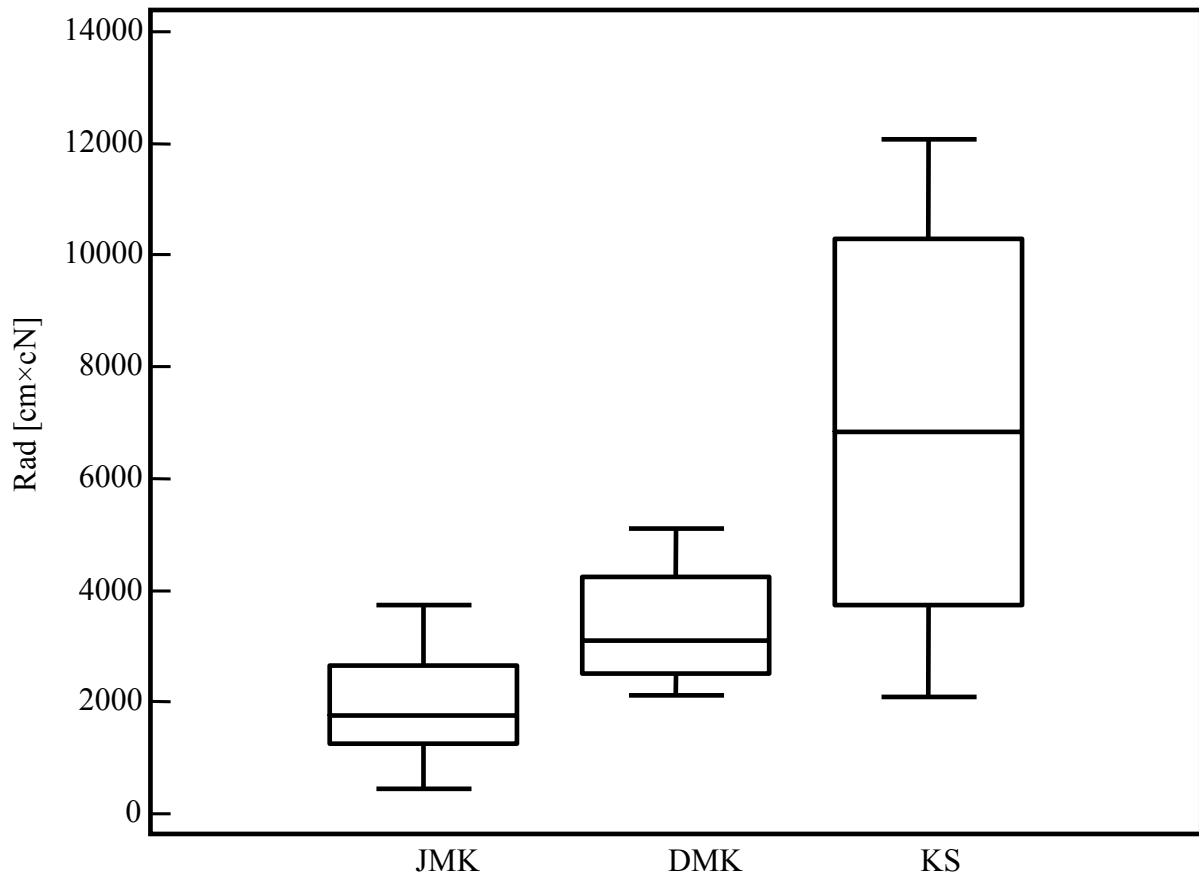
Slika 16. Usporedba vrijednosti vremena potrebnog za popuštanje šava u tetivama zašivenim jednostruko modificiranim Kesslerovim sržnim šavom Ethibond 3-0 koncem s jednim čvorom između krajeva tetiva (JMK), dvostruko modificiranim Kesslerovim sržnim šavom Ethibond 3-0 koncem s jednim čvorom između krajeva tetiva (DMK) te intaktnim tetivama kao kontrolnom skupinom (KS). Post-hoc testom statistički značajna razlika u vrijednosti vremena utvrđena je između kontrolne skupine i dvaju ispitivanih skupina, dok među ispitivanim skupinama nema razlike.



Slika 17. Usporedba vrijednosti ekstenzije tetiva nakon popuštanja šava učinjenog jednostruko modificiranim Kesslerovim sržnim šavom Ethibond 3-0 koncem s jednim čvorom između krajeva tetiva (JMK), dvostruko modificiranim Kesslerovim sržnim šavom Ethibond 3-0 koncem s jednim čvorom između krajeva tetiva (DMK) te intaktnih tetiva kao kontrolne skupine (KS). Statistički značajna razlika u vrijednosti E postoji između kontrolne skupine i dvaju ispitivanih skupina, dok među ispitivanim skupinama nema razlike u ekstenziji.



Slika 18. Usporedba vrijednosti sile potrebne za popuštanje šava u tetivama zašivenim jednostruko modificiranim Kesslerovim sržnim šavom Ethibond 3-0 koncem s jednim čvorom između krajeva tetiva (JMK), dvostruko modificiranim Kesslerovim sržnim šavom Ethibond 3-0 koncem s jednim čvorom između krajeva tetiva (DMK) te intaktnih tetiva kao kontrolne skupine (KS). Statistički značajna razlika u vrijednosti sile postoji između svih triju skupina ( $P < 0,001$ ).



Slika 19. Usporedba vrijednosti rada potrebnog za popuštanje šava u tetivama zašivenim jednostruko modificiranim Kesslerovim sržnim šavom Ethibond 3-0 koncem s jednim čvorom između krajeva tetiva (JMK), dvostruko modificiranim Kesslerovim sržnim šavom Ethibond 3-0 koncem s jednim čvorom između krajeva tetiva (DMK) te intaktnih tetiva kao kontrolne skupine (KS). Statistički značajna razlika u vrijednosti rada postoji između svih triju skupina ( $P < 0,001$ ).

Daljnijim mjerenjem istraženo je postoji li razlika u čvrstoći sedam različitih inačica dvostruko modificiranog Kesslerovog šava:

1. dvostruko modificiranog Kesslerovog sržnog šava Ethibond 3-0 koncem s jednim čvorom između krajeva tetiva (DMK), (Slika 15.A)
2. dvostruko modificiranog Kesslerovog sržnog šava Ethibond 3-0 koncem s međučvorom za približavanje krajeva tetive (DMK MČ), (slika 15.B),
3. dvostruko modificiranog Kesslerovog sržnog šava Ethibond 3-0 koncem s dodatnim perifernim običnim šavom Prolen 5-0 koncem (DMK PO), (slika 15.C),
4. dvostruko modificiranog Kesslerovog sržnog šava Ethibond 3-0 koncem s dodatnim perifernim ukriženim šavom Prolen 5-0 koncem (DMK PU), (slika 15.D),
5. dvostruko modificiranog Kesslerovog sržnog šava Ethibond 3-0 koncem s bočnim čvorom (DMK BČ), (slika 15.E),
6. dvostruko modificiranog Kesslerovog sržnog šava Ethibond 3-0 koncem s dva čvora između krajeva tetive (DMK 2Č), (slika 15.F),
7. dvostruko modificiranog Kesslerovog šava Prolen 3-0 koncem s jednim čvorom između krajeva tetiva (DMK P), (slika 15.G).

Tablica 3. Usporedba vremena, ekstenzije, sile i rada potrebnog za popuštanje sedam različitih inačica dvostruko modificiranog Kesslerovog šava.

Varijabla	Skupina	N	Medijan (raspon)	95%GP medijana	Statistika <sup>8</sup>
vrijeme [s]	DMK <sup>1</sup>	10	43,59 (34,46 - 59,52)	36,43 - 59,26	H=8,60 df=6 P=0,198
	DMK MČ <sup>2</sup>	12	42,82 (28,70 - 63,26)	33,22 - 57,40	
	DMK PO <sup>3</sup>	11	43,49 (32,74 - 64,51)	35,58 - 58,61	
	DMK PU <sup>4</sup>	10	40,47 (31,87 - 72,38)	35,97 - 63,22	
	DMK BČ <sup>5</sup>	10	49,63 (40,1 - 60,7)	42,52 - 54,87	
	DMK 2Č <sup>6</sup>	10	34,75 (19,49 - 66,24)	23,84 - 58,99	
	DMK P <sup>7</sup>	10	50,69 (36,29 - 74,69)	38,26 - 61,29	
ekstenzija [%]	DMK <sup>1</sup>	10	29,65 (13,36 - 40,95)	25,57 - 40,19	H=8,57 df=6 P=0,199
	DMK MČ <sup>2</sup>	12	29,6 (23,84 - 40,58)	23,01 - 37,50	
	DMK PO <sup>3</sup>	11	29,74 (19,33 - 43,14)	24,37 - 40,33	
	DMK PU <sup>4</sup>	10	28,65 (22,82 - 44,27)	24,95 - 42,97	
	DMK BČ <sup>5</sup>	10	33,91 (24,79 - 53,14)	29,21 - 38,16	
	DMK 2Č <sup>6</sup>	10	23,98 (27,1 - 42,3)	16,06 - 40,75	
	DMK P <sup>7</sup>	10	34,47 (13,27 - 46,15)	26,35 - 42,04	
sila [cN]	DMK <sup>1</sup>	10	3619,36 (2402,32 - 4545,88)	2447,89 - 4022,84	H=24,48 df=6 P<0,001
	DMK MČ <sup>2</sup>	12	4135,72 (2373,02 - 5864,24)	3077,39 - 5443,92	
	DMK PO <sup>3</sup>	11	5273,42 (2861,32 - 7817,38)	3410,85 - 6859,89	
	DMK PU <sup>4</sup>	10	5576,16 (3540,02 - 10761,70)	4097,79 - 7988,05	
	DMK BČ <sup>5</sup>	10	3500,95 (2746,6 - 5781,2)	2957,08 - 4843,67	
	DMK 2Č <sup>6</sup>	10	2999,24 (1983,62 - 4575,18)	2323,27 - 3928,43	
	DMK P <sup>7</sup>	10	4196,76 (2025,12 - 6420,88)	2801,02 - 6082,31	
rad [cm×cN]	DMK <sup>1</sup>	10	3081,75 (2117,15 - 5107,64)	2269,26 - 4939,31	H=11,49 df=6 P=0,074
	DMK MČ <sup>2</sup>	12	3858,74 (1508,24 - 8792,67)	2139,48 - 5870,06	
	DMK PO <sup>3</sup>	11	4647,92 (2088,01 - 8302,92)	3023,58 - 7818,36	
	DMK BČ <sup>5</sup>	10	4092,95 (2351,8 - 5441,6)	2787,12 - 5308,96	
	DMK 2Č <sup>6</sup>	10	2483,9 (742,42 - 5960,23)	1416,80 - 4790,42	
	DMK P <sup>7</sup>	10	3788,8 (1627,80 - 9649,95)	2000,97 - 7975,23	

<sup>1</sup> DMK – dvostruko modificirani Kesslerov sržni šav Ethibond 3-0 koncem s jednim čvorom između krajeva tetiva

<sup>2</sup> DMK MČ – dvostruko modificirani Kesslerov sržni šav Ethibond 3-0 koncem s međučvorom za približavanje krajeva tetive

<sup>3</sup> DMK PO – dvostruko modificirani Kesslerov sržni šav Ethibond 3-0 koncem s perifernim običnim šavom Prolen 5-0 koncem

<sup>4</sup> DMK PU – dvostruko modificirani Kesslerov sržni šav Ethibond 3-0 koncem s perifernim ukriženim šavom Prolen 5-0 koncem

<sup>5</sup> DMK BČ – dvostruko modificirani Kesslerov sržni šav Ethibond 3-0 koncem s bočnim čvorom

<sup>6</sup> DMK 2Č – dvostruko modificirani Kesslerov sržni šav Ethibond 3-0 koncem s dva čvora između krajeva tetive

<sup>7</sup> DMK P – dvostruko modificirani Kesslerov sržni šav Prolen 3-0 koncem s jednim čvorom između krajeva tetiva

<sup>8</sup> Kruskal-Wallisov test



Rezultati usporedbe čvrstoće sedam inačica dvostruko modificiranog Kesslerovog šava prikazani su u tablici 3. Za vrijeme ( $P=0,198$ ), ekstenziju ( $P=0,199$ ) i rad ( $P=0,074$ ) potrebne za popuštanje šava nije pronađena statistički značajna razlika, dok se sila potrebna za popuštanje šava statistički značajno razlikuje ( $P<0,001$ ) među ispitanim inačicama dvostruko modificiranog Kesslerovog šava.

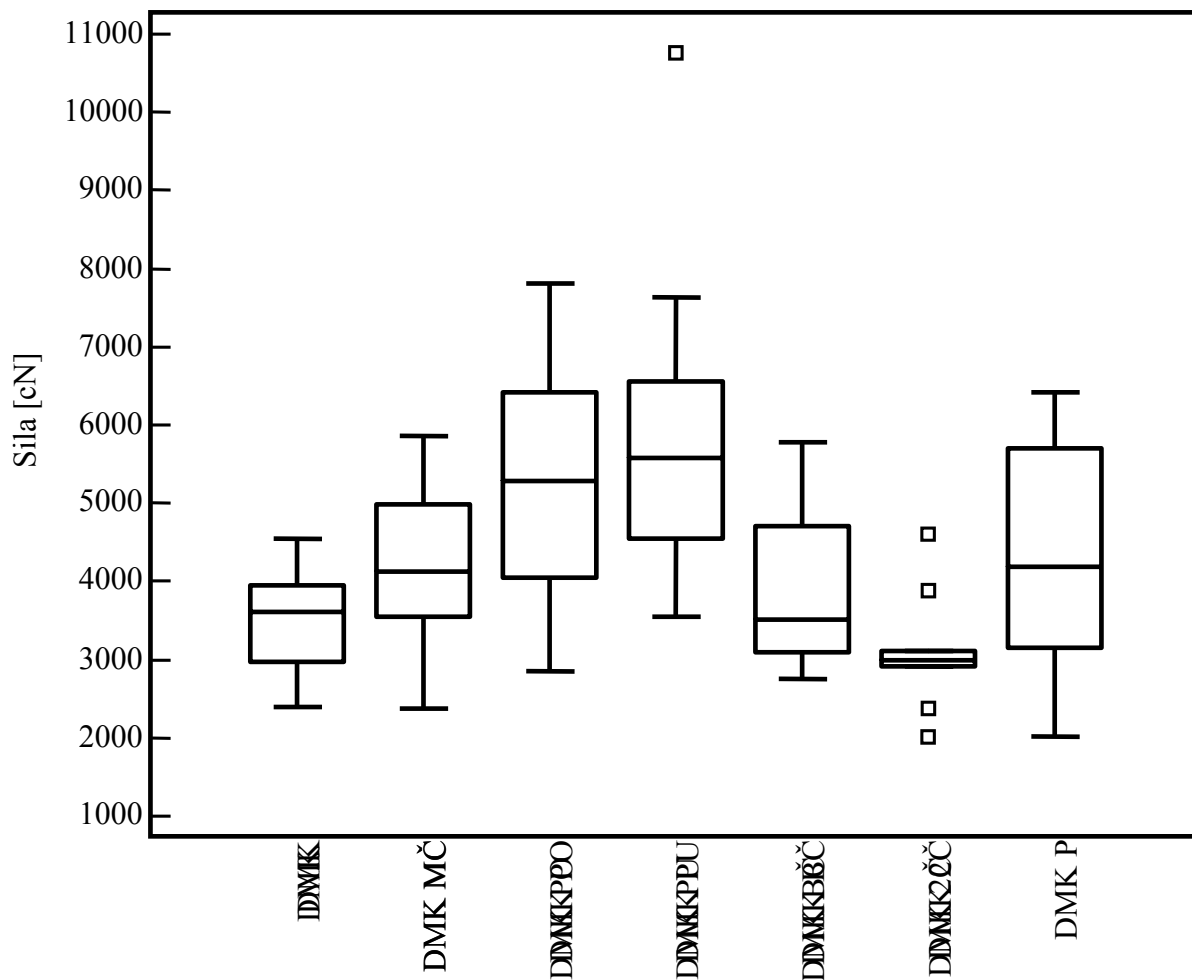
Post-hoc raščlambom utvrđeno je kako je se sila potrebna za popuštanje dvostruko modificiranog Kesslerovog sržni šava Ethibond 3-0 koncem s jednim čvorom između krajeva tetiva (DMK-skupina A/II, medijan 3619,36, raspon 2402,32-4545,88) značajno razlikuje od dvostruko modificiranog Kesslerov sržnog šava s perifernim šavom i običnim (DMK PO-skupina C/II, medijan 5273,42; raspon 2861,32-7817,38) i ukriženim (DMK PU-skupina D/II medijan 5576,16; raspon 3540,02-10761,70) za čije je popuštanje potrebna značajno veća sila. Međutim, nema statistički značajne razlike između sila potrebnih za popuštanje DMK s običnim perifernim šavom u odnosu na DMK s ukriženim perifernim šavom.

Najmanja sila potrebna je za popuštanje dvostruko modificiranog Kesslerovog sržnog šava Ethibond 3-0 koncem s dva čvora između krajeva tetive (DMK 2Č-skupina F/II, medijan 2999,24; raspon 1983,62-4575,18) od kojeg su statistički značajno čvršći dvostruko modificirani Kesslerov sržni šav Ethibond 3-0 koncem s međučvorom za približavanje krajeva tetive (DMK MČ-skupina B/II), dvostruko modificirani Kesslerov sržni šav Prolen 3-0 koncem s jednim čvorom između krajeva tetiva (DMK P-skupina G/II) te obje inačice DMK s perifernim šavom (DMK PO-skupina C/II i DMK PU-skupina D/II). Najčvršći šav od svih inačica Kesslerovog modificiranog šava jest DMK s perifernim ukriženim šavom (DMK PU-skupina D/II) koji je jači od svih inačica DMK bez perifernog šava (Slika 20).

S obzirom na položaj i vrst čvora nema razlike u sili potrebnoj za popuštanje šava između dvostruko modificiranog Kesslerovog sržnog šava s jednim čvorom između krajeva tetiva (DMK, skupina A/II) i dvostruko modificiranog Kesslerovog sržnog šava s

međučvorom za približavanje krajeva tetive (DMK MČ-skupina B/II), između dvostruko modificiranog Kesslerovog sržnog šava s jednim čvorom između krajeva tetiva (DMK-skupina A/II) i dvostruko modificiranog Kesslerovog sržnog šava s bočnim čvorom (DMK BČ-skupina E/II) kao niti između dvostruko modificiranog Kesslerovog sržnog šava s jednim čvorom između krajeva tetiva (DMK-skupina A/II) i dvostruko modificiranog Kesslerovog sržnog šava s dva čvora između krajeva tetiva (DMK 2Č-skupina F/II). Dvostruko modificirani Kesslerov sržni šav s bočnim čvorom (DMK BČ-skupina E/II) podjednako je čvrst kao i sve druge inačice dvostruko modificiranog Kesslerovog sržnog šava bez perifernog šava.

Razlike u sili potrebnoj za popuštanje dvostruko modificiranog Kesslerovog sržnog šava zašivenog Ethibond 3-0 koncem s jednim čvorom između krajeva tetiva (DMK-skupina A/II) i dvostruko modificiranog Kesslerovog sržnog šava zašivenog Prolen 3-0 koncem s jednim čvorom između krajeva tetiva (DMK P-skupina G/II) nema.



Slika 20. Usporedba vrijednosti sile potrebne za popuštanje šava u tetivama zašivenima jednostruko modificiranim Kesslerovim šavom u sedam različitih inačica: DMK – dvostruko modificirani Kesslerov sržni šav Ethibond 3-0 koncem s jednim čvorom između krajeva tetiva; DMK MČ – dvostruko modificirani Kesslerov sržni šav Ethibond 3-0 koncem s međučvorom za približavanje krajeva tetive; DMK PO – dvostruko modificirani Kesslerov sržni šav Ethibond 3-0 koncem s perifernim običnim šavom Prolen 5-0 koncem; DMK PU – dvostruko modificirani Kesslerov sržni šav Ethibond 3-0 koncem s perifernim ukriženim šavom Prolen 5-0 koncem; DMK BČ – dvostruko modificirani Kesslerov sržni šav Ethibond 3-0 koncem s bočnim čvorom; DMK 2Č – dvostruko modificirani Kesslerov sržni šav Ethibond 3-0 koncem s dva čvora između krajeva tetive i DMK P – dvostruko modificirani Kesslerov sržni šav Prolen 3-0 koncem s jednim čvorom između krajeva tetiva.

Tijekom mjerenja čvrstoće šavova u eksperimentalnom životinjskom modelu šavovi su popuštali sljedećim događajima: izvlačenje šava, razvezivanje čvora, pucanje tetive i pucanje konca, dok je popuštanje intaktne tetive zabilježeno u trenutku istežanja ili pucanja tetive. Učestalost pojedinih događaja prilikom popuštanja šavova ili tetiva prikazana je u tablici 4.

Tablica 4. Učestalost događaja zabilježenih prilikom popuštanja zašivenih ili intaktnih tetiva u svim eksperimentalnim skupinama.

Skupina	N	izvlačenje šava	razvezivanje čvora	pucanje tetive	pucanje konca	istežanje
JMK <sup>1</sup>	10	5	4	1	0	0
DMK <sup>2</sup>	10	5	0	5	0	0
DMK MČ <sup>3</sup>	12	3	0	8	1	0
DMK PO <sup>4</sup>	11	0	0	7	4	0
DMK PU <sup>5</sup>	10	0	0	10	0	0
DMK BČ <sup>6</sup>	10	6	0	4	0	0
DMK 2Č <sup>7</sup>	10	0	0	10	0	0
DMK P <sup>8</sup>	10	3	0	6	1	0
KS <sup>9</sup>	10	0	0	2	0	8

<sup>1</sup> JMK – jednostruko modificirani Kesslerov sržni šav Ethibond 3-0 koncem s jednim čvorom između krajeva tetiva

<sup>2</sup> DMK – dvostruko modificirani Kesslerov sržni šav Ethibond 3-0 koncem s jednim čvorom između krajeva tetiva

<sup>3</sup> DMK MČ – dvostruko modificirani Kesslerov sržni šav Ethibond 3-0 koncem s međučvorom za približavanje krajeva tetive

<sup>4</sup> DMK PO – dvostruko modificirani Kesslerov sržni šav Ethibond 3-0 koncem s perifernim običnim šavom Prolen 5-0 koncem

<sup>5</sup> DMK PU – dvostruko modificirani Kesslerov sržni šav Ethibond 3-0 koncem s perifernim ukriženim šavom Prolen 5-0 koncem

<sup>6</sup> DMK BČ – dvostruko modificirani Kesslerov sržni šav Ethibond 3-0 koncem s bočnim čvorom

<sup>7</sup> DMK 2Č – dvostruko modificirani Kesslerov sržni šav Ethibond 3-0 koncem s dva čvora između krajeva tetive

<sup>8</sup> DMK P – dvostruko modificirani Kesslerov sržni šav Prolen 3-0 koncem s jednim čvorom između krajeva tetiva

<sup>9</sup> KS – kontrolna skupina, intaktne tetive

Dvostruko modificirani Kesslerov sržni šav s jednim čvorom između krajeva tetive učinjen je s pomoću dvije vrsti konca, u deset tetiva s upredenim Ethibond 3-0 koncem i u deset tetiva s monofilamentnim Prolen 3-0 koncem. Za očekivati je kako će šav učinjen s

pomoću upredenog konca češće popuštati pucanjem konca ili tetive dok će šav učinjen s pomoću monofilamentnog konca popuštati odvezivanjem čvora ili izvlačenjem šava.

Prilikom popuštanja šava u deset tetiva zašivenih dvostruko modificiranim Kesslerovim sržnim šavom s upredenim Ethibond 3-0 koncem s jednim čvorom između krajeva tetive zabilježeno je izvlačenje šava u pet slučajeva i pucanje tetive u pet slučajeva dok je od deset tetiva zašivenih dvostruko modificiranim Kesslerovim sržnim šavom s monofilamentim Prolen 3-0 koncem s jednim čvorom između tetiva u tri slučaja zabilježeno izvlačenje šava, u šest pucanje tetive, a u jednom pucanje konca. S obzirom da je pucanje konca zabilježeno samo u jednom slučaju za Prolen 3-0 konac, a niti jednom za Ethibond 3-0 konac može se zanemariti u usporedbi. Hi-kvadrat test upućuje na podjednaku učestalost događaja prilikom popuštanja šava bez obzira na rabljeni konac ( $\chi^2=0,07$ ;  $P=0,788$ ) (Tablica 5).

Tablica 5. Usporedba učestalosti događaja prilikom popuštanja dvostruko modificiranog Kesslerovog sržnog šava s jednim čvorom između krajeva tetive s obzirom na rabljeni konac.

Skupina	N	izvlačenje šava	pucanje tetive	Statistika
DMK <sup>1</sup> Ethibond 3-0 konac	10	5	5	$\chi^2=0,07$ df=1 P=0,788
DMK <sup>1</sup> Prolen 3-0 konac	9 <sup>2</sup>	3	6	

<sup>1</sup>DMK – dvostruko modificirani Kesslerov sržni šav s jednim čvorom između krajeva tetive

<sup>2</sup> jedan slučaj pucanja konca za DMK Prolen 3-0 koncem zanemaren je u usporedbi učestalosti događaja prilikom popuštanja šava

## 5. RASPRAVA

### 5.1. Rasprava o glavnoj hipotezi

Kako je navedeno u uvodu sila potrebna za aktivnu digitalnu fleksiju bez otpora i bez stiska vrhova prstiju u dlan, sukladno literaturnim podacima, je između 29 i 34,3 N [49] odnosno 2,9 do 3,4 kg. Stoga bi to bio prvi i osnovni zahtjev šava fleksornih tetiva koji bi mogao zadovoljiti danas široko prihvaćeni zahtjev za ranom aktivnom mobilizacijom prstiju šake. Navedena snaga se odnosi na kompletni šav, odnosno sržni i periferni šav zajedno. Zbog točnosti usporedbe u prvom dijelu istraživanja su uspoređeni samo sržni šavovi bez perifernog šava i intaktne tetive kao kontrolna skupina.

Modificirani Kesslerov sržni šav (jednostruko modificirani Kesslerov šav – JMK) je kod nas još uvijek standard i najčešće je korišten u kliničkoj praksi za ozljedu fleksornih tetiva šake i to većinom u klizajućoj konfiguraciji i često pogrešno nazivan kao Kleinert-ov ili Bunell-ov pa čak i Kirchmaier-ov šav. U uvodu, odjeljak 2.7. i 2.8. su opisani razlozi izabrane osnovne modifikacije modificiranog Kesslerovog sržnog šava označenog kao dvostruko modificirani Kesslerov šav (DMK) i čimbenici koji upućuju na očekivane veće tenzijske snage. Usporedba ova dva osnovna sržna šava i intaktne tetive kao kontrolne skupine nedvojbeno je pokazala na postojanje statistički značajne razlike između tri ispitivane skupine u vremenu, ekstenziji, sili i radu. Post-hoc raščlambom prikazanom na slikama 16., 17., 18. i 19. razvidna je statistički značajna razlika između zašivenih i intaktnih tetiva kontrolne skupine u vremenu i ekstenziji, međutim ne i među zašivenim tetivama JMK i DMK modifikacijama šava. Pronađena je razlika za silu i rad među svim skupinama. Najveća sila i rad potrebni su, kao što je i očekivano za popuštanje intaktne tetive kao kontrolne skupine što govori u prilog valjanosti istraživanja. S obzirom na glavnu hipotezu, za istraživanje znakovit

je upravo nalaz statistički značajno veće sile (medijan 3619,36 cN, raspon 2402,32-4545,88) i rada (medijan 3081,75 cm×cN, raspon 2117,15-5107,64 ) potrebnih za popuštanje dvostruko modificiranog Kesslerovog šava (DMK) u odnosu na jednostruko modificirani Kesslerov šav (JMK) (medijan sile 1799,29 cN, raspon 998,52-3557,12 i medijan rada 1746,30 cm×cN, raspon 448,87-3734,79). Sila u rasponu od 24 do 45 N za DMK bez perifernog šava još uvijek, osobito u području donje granice raspona, nije dostatna za željenu ranu aktivnu mobilizaciju za koju je potrebna sila između 29 i 34,3 N, međutim nedvojbeno je potvrđena glavna hipoteza istraživanja da će dvostruko modificirani Kesslerov šav zahtijevati veću tenzijsku snagu za popuštanje u odnosu na dosada klinički široko korišteni standardni modificirani Kesslerov šav (JMK) a što ide u prilog snage sličnih četveronitnih šavova u ranijim studijama [67,69] u odnosu na JMK šav.

## **5.2. Rasprava o dodatnim hipotezama**

U drugom dijelu istraživanja, sukladno rezultatima iz prvog dijela, učinjeno je daljnje mjerenje razlika u čvrstoći sedam različitih inačica dvostruko modificiranog Kesslerovog šava kako prikazano na tablici 3. Statistički značajna razlika ( $P < 0,001$ ) nađena je samo u sili potrebnoj za popuštanje šava među ispitanim inačicama dvostruko modificiranog Kesslerovog šava, dok za rad, ekstenziju i vrijeme potrebno za popuštanje šava nije utvrđena statistički značajna razlika.

### **5.2.1. Ukrižena modifikacija perifernog šava ima veću tenzijsku snagu u odnosu na standardni epitendinozni šav**

Post-hoc raščlambom utvrđena je statistički značajno veća sila potrebna za popuštanje dvostruko modificiranog Kesslerovog sržnog šava i s običnim i s ukriženim perifernim šavom

u odnosu na dvostruko modificirani Kesslerovog sržni šav Ethibond 3-0 koncem s jednim čvorom između krajeva tetiva bez perifernog šava (DMK-skupina A/II, medijan 3619,36, raspon 2402,32-4545,88) što je očekivani rezultat. Potrebna je približno **1,5× veća sila** da bi se raskinula tetiva šivana dvostruko modificiranim Kesslerovim šavom s perifernim ukriženim šavom u odnosu na dvostruko modificirani Kesslerovog sržni šav bez perifernog šava (DMK-skupina A/II). Kao što je razvidno na slici 20 Kesslerov modificirani šav s perifernim ukriženim šavom (DMK PU-skupina D/II) jest najčvršći šav od svih inačica Kesslerovog modificiranog šava što odgovara literaturnim podacima o pojačavanju sržnog šava ukriženim perifernim šavom [79].

Međutim, nema statistički značajne razlike između sile potrebne za popuštanje dvostruko modificiranog Kesslerovog šava s običnim perifernim šavom (DMK PO-skupina C/II, medijan 5273,42; raspon 2861,32-7817,38) u odnosu na dvostruko modificirani Kesslerov šav s ukriženim perifernim šavom (DMK PU-skupina D/II medijan 5576,16; raspon 3540,02-10761,70) što negira dodatnu hipotezu o većoj tenzijskoj snazi potrebnoj za popuštanje ukriženog u odnosu na standardni, obični, epitendinozni periferni šav.

Bez obzira što nema statistički značajne razlike između sile potrebne za popuštanje dvostruko modificiranog Kesslerovog šava s običnim, «preko i preko» perifernim šavom (DMK PO) u odnosu na dvostruko modificirani Kesslerov šav s ukriženim perifernim šavom (DMK PU), zanimljivo je primijetiti vrijednosti raspona sile. Za popuštanje ukriženog perifernog šava (DMK PU) najmanja sila potrebna za popuštanje šava iznosila je 35,4 N (raspon 3540,02-10761,70) dok je za popuštanje običnog perifernog šava (DMK PO) bila potrebna najmanja sila od 28,6 N (raspon 2861,32-7817,38), (tablica 3). S obzirom na ranije navedeni literaturni podatak [49] kako je "in vivo" sila potrebna za aktivnu digitalnu fleksiju od 29 do 34,3 N, to bi upućivalo kako bi se s dvostruko modificiranim Kesslerovim šavom s ukriženim perifernim šavom (DMK PU) mogla postići rana aktivna mobilizacija čak i u



slabijoj izvedbi tog šava što nije slučaj s dvostruko modificiranim Kesslerovim šavom s običnim, u kliničkoj praksi uobičajeno korištenim, perifernim šavom.

### **5.2.2. Jedan čvor između krajeva tetive ima veću tenzijsku snagu u odnosu na dva čvora između krajeva tetive**

Iz literaturnih podataka je već ranije bilo poznato da konac (u ovom slučaju upredeni) gubi oko 50% od svoje maksimalne tenzijske snage s čvorom[82,89]. Na osnovu toga je bila postavljena navedena dodatna hipoteza.

Sukladno rezultatima studije nije statistički značajna razlika sile potrebne za popuštanje dvostruko modificiranog Kesslerovog sržnog šava Ethibond 3-0 koncem s dva čvora između krajeva tetive (DMK 2Č, medijan 2999,24; raspon 1983,62-4575,18) u odnosu na dvostruko modificirani Kesslerov sržni šav Ethibond 3-0 koncem s jednim čvorom između krajeva tetiva (DMK, medijan 3619,36; raspon 2402,32-4545,88) što negira dodatnu hipotezu o pretpostavljenom slabljenju šava s dva fizička prekida konca tj. s dva čvora u odnosu na jedan. Od njega su statistički značajno jači dvostruko modificirani Kesslerov sržni šav Ethibond 3-0 koncem s međučvorom za približavanje krajeva tetive (DMK MČ-skupina B/II), dvostruko modificirani Kesslerov sržni šav Prolen 3-0 koncem s jednim čvorom između krajeva tetiva (DMK P-skupina G/II) te obje inačice DMK s perifernim šavom (DMK PO-skupina C/II i DMK PU-skupina D/II). Svakako jest očekivano da je sržni šav s perifernim šavom u obje inačice jači od sržnog šava bez perifernog šava međutim DMK MČ i DMK P šavovi koji su samo sržni i to s jednim čvorom, jedan šivan jednonitnim koncem, a drugi s međučvorom ali bez fizičkog prekida konca na dva mjesta značajno su čvršći od šava s 2 čvora. Također, zanimljivo je promatramo li medijane sile svih inačica, za dvostruko modificirani Kesslerovo sržni šav Ethibond 3-0 koncem s dva čvora između krajeva tetive

(DMK 2Č) potrebna je najmanja sila za popuštanje, tj. može se zaključiti kako je on ipak najslabiji. Stoga ova inačica osnovne modifikacije modificiranog Kesslerovog šava s dva čvora između krajeva tetive ne može imati preporuku za kliničko korištenje.

### **5.2.3. Šav s čvorom između krajeva tetive i čvorom za približavanje ima veću tenzijsku snagu od šava s jednim čvorom između krajeva tetive**

S obzirom da nema statistički značajne razlike u sili potrebnoj za popuštanje šava između dvostruko modificiranog Kesslerovog sržnog šava s jednim čvorom između krajeva tetiva (DMK-skupina A/II), dakle izabrane osnovne modifikacije modificiranog Kesslerovog šava i dvostruko modificiranog Kesslerovog sržnog šava s međučvorom za približavanje krajeva tetive (DMK MČ-skupina B/II), aproksimacijskim, približavajućim ili spojnim čvorom (engl. *interlock*), nije potvrđena dodatna hipoteza iz podnaslova.

Ova dodatna hipoteza postavljena je na osnovu podataka zbilježenih u objavljenoj analitičkoj studiji koja pokazuje značajnost jednake tenzije među svim nitima šava [73] s idejom izbjegavanja jednostranog nabiranja tetive i nejednake kontralateralne tenzije između niti kod postavljanja ovako kompleksnog šava s upredenim koncem, a time indirektno i povećavanja tenzijske snage šava. Nabiranje se nije događalo prilikom korištenja jednonitnog (Prolen) konca za dvostruko modificirani Kesslerov šav s jednim čvorom između krajeva (izabrana osnovna modifikacija modificiranog Kesslerovom šava) zbog dobrog klizanja jednonitnog konca kroz tetivu unatoč ključajućoj konfiguraciji omči šava, no kod korištenja upredenog konca (Ethibond) nejednaka tenzija između unilateralne (strana čvora) i kontralateralne (strana suprotna od čvora) strane bila je više pravilo nego izuzetak. Stoga su se nudile dvije mogućnosti bolje tonizacije niti šava između strana: aproksimacijski čvor između

dva «obična» modificirana Kesslerova čvora i dva čvora na kontralateralnim stranama tetive. Oba ova čvora mogu ostvariti navedeni zadatak, ali dva čvora na kontralateralnim stranama znače i dva mjesta prekida konca te je za ovu inačicu šava (DMK 2Č) bila potrebna najmanja sila za popuštanje, tj. to je najslabiji čvor.

Za razliku od dva prekida konca kod DMK 2Č, aproksimacijski čvor nema prekida konca i služi samo za bolje aproksimiranje (približavanje) krajeva tetiva nakon postavljanja prvog «običnog» modificiranog Kesslerovog čvora na 0,5 cm od krajeva tetive i izjednačavanje tenzije prije postavljanja drugog «običnog» modificiranog Kesslerovog čvora s transverzalnim komponentama na 1 cm od krajeva tetive. Kod korištenja jednonitnog konca ovaj čvor je suvišan jer se dobrim klizanjem kroz tetivu kod zatezanja cjelokupnog šava može postići jednaka tonizacija svih niti šava, no kod korištenja upredenog konca koji bitno teže klizi kroz tetivu, osobito kod ključajuće konfiguracije omče, ovaj čvor je olakšavao postavljanje cijelog šava i već pod povećanjem kirurške lupe od 3,5×, postizao vizualno bolju tonizaciju niti. Stoga smatram kako unatoč nepostojanju statističke značajnosti u tenzilnoj snazi šava s međučvorom ta inačica šava bitno olakšava tehničku izvedbu uz bolju aproksimaciju krajeva tetiva koja bi se mogla odraziti i na bolje klizanje tetive unutar ovojnice, što zahtjeva daljnje i drugačije osmišljeno istraživanje («in vivo» studiju). Da se DMK čvor pokazao statistički značajno jačim u inačici s upredenim šavom u odnosu na jednonitni šav, tada bi ovaj aproksimacijski čvor, s obzirom da je varijacija s dva čvora najslabija, imao svakako svoju vrijednost. S obzirom kako to nije bio slučaj u rezultatima istraživanja (DMK-skupina A/II u odnosu na DMK P-skupina G/II), ostaje kao bolja varijacija jednonitni šav za koji onda nije potreban međučvor.

#### **5.2.4. Čvor na bočnoj strani tetive ima veću nosivost od čvora između krajeva tetive**

Kako između dvostruko modificiranog Kesslerovog sržnog šava s jednim čvorom između krajeva tetiva (DMK-skupina A/II) i dvostruko modificiranog Kesslerovog sržnog šava s bočnim čvorom (DMK BČ-skupina E/II) nema statistički značajne razlike u sili, nije potvrđena dodatna hipoteza iz podnaslova.

Razvidno je, iz literaturnih podataka [54,59,61,65,81], kako su pojedine «in vitro» studije ukazale na veću tenzijsku snagu šava s bočnim čvorom u odnosu na čvor između krajeva tetive, međutim i slabije klizanje (engl. *gliding*) u «in vivo» studijama [58,60]. S obzirom da je u ovom istraživanju naglasak stavljen na tenzijsku snagu, bočni čvor je uvršten u jednu od inačica (DMK BČ-skupina E/II) izabrane osnovne modifikacije modificiranog Kesslerovog čvora. Isti je istraživani zbog bolje usporedivosti s upredenim šavom jer je i osnovna inačica (DMK-skupina A/II) rađena također s upredenim šavom.

#### **5.2.5. Upredeni sržni šav popušta pucanjem u odnosu na monofilamentni šav koji se odvezuje ili izvlači iz krajeva tetive**

I pored toga što u ovoj dodatnoj hipotezi nije točno bila navedena usporedba upredenog (višenitnog) i jednonitnog (monofilamentnog) šava, istraživanje je bilo postavljeno tako da je u ovoj dodatnoj hipotezi bila pretpostavljena veća tenzijska snaga upredenog šava na osnovu kliničkih iskustava.

Ako sila koja djeluje na šav prelazi snagu puknuća konca spojenog čvorom, isti će popustiti puknućem istog. No ako snaga puknuća prelazi nosivost omči šava, isti će se izvući iz tetive.

Znači, ako upredeni sržni šav popušta pucanjem u odnosu na jednonitni koji se odvezuje ili izvlači (usijecanjem) iz krajeva tetive, za očekivati je veću tenzijsku snagu upredenog šava. Stoga je u istraživanju jedina razlika između DMK-skupine A/II i DMK-P, skupina G/II u različitom koncu radi bolje poredbe (monovarijabilnost). Rezultati upućuju da nema razlike u sili potrebnoj za popuštanje dvostruko modificiranog Kesslerovog sržnog šava zašivenog Ethibond 3-0 koncem s jednim čvorom između krajeva tetiva (DMK-skupina A/II) i dvostruko modificiranog Kesslerovog sržnog šava zašivenog Prolen 3-0 koncem s jednim čvorom između krajeva tetiva (DMK P-skupina G/II). Kako je već u dijelu o međučvoru pojašnjena razlika u tehničkom postavljanju radi boljeg klizanja i boljem toniziranju šava, s ovim rezultatom klinička preporuka jednonitnog konca postaje jasna.

U istraživanju ove dodatne hipoteze, tijekom mjerenja čvrstoće šavova u eksperimentalnom životinjskom modelu zabilježeni su događaji vezani za način popuštanja tetivnog spoja: izvlačenje šava, razvezivanje čvora, pucanje tetive i pucanje konca, dok je popuštanje intaktne tetive zabilježeno u trenutku istezanja ili pucanja tetive.

Izravno su uspoređene dvije skupine: DMK (skupina A/II) i DMK-P (skupina G/II). U obje skupine načinjen je jednostruko modificirani Kesslerov sržni šav s jednim čvorom između krajeva tetive ali u prvoj skupini u deset tetiva s upredenim Ethibond 3-0 koncem i u drugoj skupini deset tetiva s monofilamentnim Prolen 3-0 koncem. Pretpostavljeno je kako će šav učinjen s pomoću upredenog konca češće popuštati pucanjem dok će šav učinjen s pomoću monofilamentnog konca popuštati odvezivanjem čvora ili izvlačenjem šava. Raščlamba hi-kvadrat testom upućuje na podjednaku učestalost događaja prilikom popuštanja šava bez obzira na rabljeni konac ( $\chi^2=0,07$ ;  $P=0,788$ ) (Tablica 5). Takav je nalaz u suglasju s rezultatom o nepostojanju statistički značajne razlike u sili potrebnoj za popuštanje dvostruko modificiranog Kesslerovog sržnog šava zašivenog Ethibond 3-0 koncem i dvostruko

modificiranog Kesslerovog sržnog šava zašivenog Prolen 3-0 koncem, oba s jednim čvorom između krajeva tetiva.

## 6. ZAKLJUČCI

1. Izabrana osnovna modifikacija modificiranog Kesslerovog šava zahtijeva statistički značajno veću ultimativnu tenzijsku snagu za popuštanje u odnosu na dosada u kliničkoj praksi široko korišteni standardni modificirani Kesslerov šav.
2. Izabrana dodatna inačica modifikacije modificiranog Kesslerovog šava s perifernim ukriženim šavom je najčvršći šav od svih ispitivanih dodatnih inačica modifikacije modificiranog Kesslerovog šava.
3. Na osnovu raspona sile, za pretpostaviti je da bi se inačicom modifikacije modificiranog Kesslerovog šava s perifernim ukriženim šavom mogla postići rana aktivna mobilizacija čak i u slabijoj izvedbi tog šava što nije slučaj s dvostruko modificiranim Kesslerovim šavom s običnim perifernim šavom koji se u kliničkoj praksi uobičajeno koristi.
4. Sa stajališta ultimativne tenzijske snage najslabija dodatna varijacija modifikacije modificiranog Kesslerovog šava je inačica s dva čvora između krajeva tetiva.
5. Inačica izabrane osnovne modifikacije modificiranog Kesslerovog šava s međučvorom (za približavanje) ne pokazuje statistički značajnu razlike u sili potrebnoj za popuštanje šava u odnosu na inačicu s jednim čvorom između krajeva tetive (osnovna modifikacija modificiranog Kesslerovog šava).

6. Inačica izabrane osnovne modifikacije modificiranog Kesslerovog šava s bočnim čvorom također nije pokazala statistički značajnu razliku u sili potrebnoj za popuštanje šava u odnosu na inačicu s jednim čvorom između krajeva tetive (osnovna modifikacija modificiranog Kesslerovog šava).
7. Dodatne inačice osnovne modifikacije modificiranog Kesslerovog šava statistički se značajno ne razlikuju u sili potrebnoj za popuštanje šava zašivenog upredenim (višenitnim) koncem (Ethibond 3-0) i jednonitnim koncem (Prolen 3-0).
8. Usporedbom događanja prilikom popuštanja osnovne modifikacije modificiranog Kesslerovog šava zašivenog upredenim i jednonitnim koncem, a u smislu izvlačenja šava ili pucanja tetive, rezultati upućuju na podjednaku učestalost događaja prilikom popuštanja šava bez obzira na rabljeni konac.



## **7. SAŽETAK**

### **NASLOV: Ispitivanje biomehaničkih karakteristika modificiranih šavova fleksornih tetiva na animalnom modelu**

#### **Uvod**

Intrasinovijalni šavovi fleksornih tetiva šake zbog povijesno gledano nezadovoljavajućih rezultata (zona «ničije zemlje»), spadaju u jedno od najispitivanijih područja kirurgije šake. Brojne su modifikacije i varijacije ovih šavova. U kliničkoj uporabi u RH još se uvijek uobičajeno koristi modificirani Kesslerov šav uz Kleinrt-ov protokol rane pasivne mobilizacije. Zahtjevi za ranom aktivnom mobilizacijom koja ima dokazane prednosti postavili su nove kriterije „idealnog šava“ poglavito glede tenzijske snage. Istražene su modifikacije i varijacije ovog šava koje bi mogle zadovoljiti nove kriterije.

#### **Materijali i metode**

U studiji su korištene 93 svježije svinjske nožice čuvane na  $-20^{\circ}\text{C}$  i svaka je odmrznuta do sobne temperature neposredno prije odvajanja, presijecanja, postavljanja šava i testiranja dinamometrom na principu konstantne brzine istezanja. Ukupno su 93 tetive četvrtog dubokog ekstenzora zašivene pod lupom s uvećanjem od  $3,5\times$  podijeljene u tri osnovne skupine od po 10 uzoraka: modificirani Kesslerov šav, dvostruko modificirani Kesslerov šav i intaktne tetive kao kontrolna skupina, te sedam dodatnih skupina s 10-12 uzoraka i daljnjim varijacijama glede upredenog ili jednonitnog konca, mjesta i broja čvorova (međučvor, dva čvora i bočni čvor) i vrste perifernog šava (jednostavni obični ili ukriženi).

#### **Rezultati**

Ultimativna (maksimalna) tenzijska sila, maksimalno produljenje (istezanje), rad i vrijeme su pokazali statistički značajnu razliku među trima glavnim skupinama ali usporedba sedam dodatnih varijacija nije pokazala značajnu razliku u produljenju, radu i vremenu dok za ultimativnu silu jest.

## **Zaključak**

Izabrana osnovna dvostruka modifikacija Kesslerovog (DMK) šava zahtijeva statistički značajno veću ultimativnu silu za popuštanje u odnosu na standardni modificirani Kesslerov šav. Inačica DMK šava s perifernim ukriženim šavom je najčvršći šav od svih ispitivanih inačica. Na osnovu raspona sile za pretpostaviti je kako bi se varijacijom šava s perifernim ukriženim šavom mogla postići rana aktivna mobilizacija što nije slučaj s običnim perifernim šavom. S obzirom na ultimativnu silu najslabija inačica jest ona s dva čvora između krajeva tetiva. Inačice s međučvorom, bočnim čvorom i jednonitnim koncem nisu pokazale statističku značajnu razliku u sili potrebnoj za popuštanje. Način popuštanja osnovne modifikacije DMK šava s upredenim ili jednonitnim koncem u smislu izvlačenja šava ili pucanja tetive i/ili šava podjednak je s obzirom na rabljeni konac.

**Ključne riječi:** biomehanika, tehnika šivanja, tetiva, životinjski model

## **8. SUMMARY**

### **TITLE: Biomechanical trial of modified flexor tendon sutures – in vitro study**

#### **Background**

Intrasynovial flexor tendon repairs, because of historically unsatisfactory results (referred as “no man’s land”), belong to the most studied in hand surgery. There are numerous modifications and variations of those repairs. Clinicians’ preference in Croatia is still modified Kessler’s suture with early passive mobilization protocol referred as Kleinert’s protocol. Proven benefits of early active mobilization have inducted new criteria of “perfect suture” especially addressed to ultimate force. In this study we have examined different modifications and variations of modified Kessler’s suture, which could fulfill new criteria.

#### **Methods**

Ninety-three fresh pig trotters were stored at  $-20^{\circ}\text{C}$  and each was thawed to room temperature just before tendons dissection, transection, suture placement, and testing using dynamometer with constant rate of extension. The total of 93 extensor digiti quarti proprius tendons were repaired under 3.5 magnification and divided into three main groups of 10 specimens: modified Kessler suture, double modified Kessler suture and intact tendons as a control group, and seven additional groups of 10-12 specimens with further variations in type of thread (braided or monofilament), location and number of the knots (interlocked, doubled or out sided knot), and type of peripheral suture (simple "over and over" or cross-stitched).

#### **Results**

The ultimate (maximum) force, maximum elongation, work and time have pointed out significant difference among three main groups but comparison of the seven additional variations did not vary significantly in elongation, work and time except in ultimate force.

**Conclusions**

The ultimate force for the chosen basic modification of the double modified Kessler (DMK) was significantly higher than standard modified Kessler. The version of DMK with crossed peripheral suture was the strongest one among all tested variations. This version presumably could achieve, concerning range of force, early active mobilization opposite of the simple “over and over” peripheral stitch. The lowest strength manifested variations with two knots between tendon ends. The variation with interlocked and out sided knots or monofilament thread were not statistically significant regarding ultimate force. The frequency of suture failure of basic modification of DMK (suture pull out or tendon and/or suture rupture) was equal respecting braided or monofilament thread.

**Key words:** Biomechanics; Models, Animal; Tendon; Suture Techniques

## 9. LITERATURA

1. Strickland JW. Development of flexor tendon surgery: twenty-five years of progress. *J Hand Surg [Am]* 2000;25:214-35.
2. Bunell S. Repair of tendons in the fingers and description of two new instruments. *Surg Gyneol Obstet* 1918;26:103-110.
3. Verdan CE. Primary repair of flexor tendons. *J Bone Joint Surg Am* 1960;42:647-57.
4. Kleinert HE, Kutz JE, Ashbell TS, Martinez E. Primary repair of lacerated flexor tendons in «no man's land». *J Bone Joint Surg* 1967;49:577 (abstr).
5. Kessler I, Nissim F. Primary repair without immobilization of flexor tendon division within the digital sheath. An experimental and clinical study. *Acta Orthop Scand* 1969;40:587-601.
6. Gelberman RH, Goldberg V, An KN, Banes A. Tendon. In: Woo SLY, Buckwalter JA, eds. *Injury and repair of the musculoskeletal soft tissues*. Park Ridge, IL: American Academy of Orthopaedic Surgeons, 1988;5-40.
7. Lister GD, Kleinert HE, Kutz JE, Atasoy E. Primary flexor tendon repair followed by immediate controlled mobilization. *J Hand Surg [Am]* 1977;2:441-51.
8. Duran RJ, Houser RG, Coleman CR, Stover MG. Management of flexor tendon lacerations in zone 2 using controlled passive motion postoperatively. In: Hunter JM, Schneider LH, Mackin EJ, eds. *Tendon surgery in the hand*. St Louis: CV Mosby, 1978:178-82.
9. Strickland JW, Glogovac SV. Digital function following flexor tendon repair in zone II: a comparison of immobilization and controlled passive motion techniques. *J Hand Surg [Am]* 1980;5:537-543.

10. Schneider LH, Hunter JM, Norris TR, Nadeau PO. Delayed flexor tendon repair in no man's land. *J Hand Surg [Am]* 1977;2:452-55.
11. Salvi V. Delayed primary suture in flexor tendon division. *Hand* 1971;3:181-83.
12. Matev I, Karagancheva S, Trichkova P, Tsekov P. Delayed primary suture of flexor tendons cut in the digital theca. *Hand* 1980;12:158-62.
13. Lehfeldt M, Ray E, Sherman R. MOC-PS(SM) CME article: treatment of flexor tendon laceration. *Plast Reconstr Surg* 2008;121:1-12.
14. Tottenham VM, Wilton-Bennett K, Jeffrey J. Effects of delayed therapeutic intervention following zone II flexor tendon repair. *J Hand Ther* 1995;8:23-6.
15. Doyle JR, Blythe W. The finger flexor tendon sheath and pulleys: anatomy and reconstruction. In: *AAOS symposium on tendon surgery in the hand*. St Louis: CV Mosby, 1975;81-87.
16. Doyle JR, Blythe WF. Anatomy of the flexor tendon sheath and pulleys of the thumb. *J Hand Surg [Am]* 1977;2:149-151.
17. Doyle JR. Anatomy of the finger flexor sheath and pulley system. *J Hand Surg [Am]* 1988;13:473-84.
18. Doyle JR, Blythe WF. Anatomy of the flexor tendon sheath and pulley system: a current review. *J Hand Surg [Am]* 1989;14:349-51.
19. Barton NJ. Experimental study of optimal location of flexor tendon pulleys. *Plast Reconstr Surg* 1969;43:125-9.
20. Mehta V, Phillips CS. Flexor tendon pulley reconstruction. *Hand Clin* 2005;21:245-51.
21. Manske PR, Lesker PA. Palmar aponeurosis pulley. *J Hand Surg [Am]* 1983;8:259-63.
22. McGeorge DD, Stilwell JH. Partial flexor tendon injuries: to repair or not. *J Hand Surg [Br]* 1992;17:176-77.

23. Bishop AT, Cooney WP, Wood MB. Treatment of partial flexor tendon lacerations. The effect of tenorrhaphy and early protected mobilization. *J Trauma* 1986;26:301-12.
24. Kleinert HE, Forsheew FC, Cohen MJ. Repair of zone I flexor tendon injuries. In: AAOS symposium on tendon surgery in the hand. St Louis: CV Mosby, 1975;115-22.
25. Rice J, Yanni D. The reversed Eshamrch tourniquet technique for the retrieval of cut flexor tendons. *J R Coll Surg Edinb* 1995;40:419-20.
26. Pennington DG. Atraumatic retrieval of the proximal and of a severed digital flexor tendon. *Plast Reconstr Surg* 1977;60:468-69.
27. Elliot D, Moiemmen NS, Fleming AF, Harris SB, Foster AJ. The rupture rate of acute flexor tendon repairs mobilized by the controlled active motion regimen. *J Hand Surg (Br)* 1994;19:607-12.
28. Manske PR. Flexor tendon healing. *J Hand Surg (Br)* 1988;13:237-45.
29. Saldana MJ, Ho PK, Lichtman DM, Chow JA, Dovel S, Thoma LJ. Flexor tendon repair and rehabilitation in zone II: open sheath technique versus closed sheath technique. *J Hand Surg [Am]* 1987;12:1110-14.
30. Tang JB, Seiichi I, Masamichi U. Surgical management of the tendon sheath at different repair stages. Biomechanical and morphological evaluations of direct sheath closure, partial sheath excision, and interposing sheath grafting. *Chin Med J* 1990;103:295-303.
31. Tonkin M, Lister G. Results of primary tendon repair with closure of the tendon sheath. *Aust N Z J Surg* 1990;60:947-52.
32. Strickland JW. Management of acute flexor tendon injuries. *Orthop Dclin North Am* 1983;14:827-49.
33. Jensen EG, Weilby A. Primary tendon suture in the thumb and fingers. *Hand* 1974;6:297-303.

34. Concannon MJ, Kester CG, Welsh CF, Puckett CL. Patterns of free-radical production after tourniquet ischemia: Implications for the hand surgeon. *Plast Reconstr Surg* 1992;89:846-52.
35. Cassel OC, Ion L. Are antibiotics necessary in the surgical management of upper limb lacerations? *Br J Plast Surg* 1997;50:523-9.
36. Hotokezaka S, Manske PR. Differences between locking loops and grasping loops: effects on 2-strand core suture. *Journal of Hand Surgery [Am]* 1997;22:995-1003.
37. Hatanaka H, Manske PR. Effect of suture size on locking and grasping flexor tendon repair techniques. *Clin Orthop Relat Res* 2000;375:267-74.
38. McGrouther DAA, Ahmed MR. Flexor tendon excursion in «no man's land». *Hand* 1981;13:129-41.
39. Phillips GF, McGrouther DA, Andrews BJ. Finger mobility following flexor tendon repair. *J Hand Surg [Br]* 1985;10:331-6.
40. Cooney WP, Lin GT, An KN. Improved tendon excursion following flexor tendon repair. *J Hand Ther* 1989;2:102-13.
41. Savage R. The influence of wrist position on the minimum force required for active movement of the interphalangeal joints. *J Hand Surg [Br]* 1988;13:262-8.
42. Duran R, Houser R. Controlled passive motion following flexor tendon repair in zones 2 and 3. *AAOS Symposium on Tendon Surgery in the Hand*. St. Lois: Mosby, 1975.
43. Gault DT. A review of repaired flexor tendons. *J Hand Surg* 1987;12:321-5.
44. Ingari JV, Pederson WC. Update on tendon repair. *Clin Plast Surg* 1997;24:161-73.
45. Vucekovich K, Gallardo G, Fiala K. Rehabilitation after flexor tendon repair, reconstruction, and tenolysis. *Hand Clin* 2005;21:257-65.



46. Wada A, Kubota H, Miyanishi K, Hatanaka H, Miura H, Iwamoto Y. Comparison of postoperative early active mobilization and immobilization in vivo utilising a four-strand flexor tendon repair. *J Hand Surg [Br]* 2001;26:301-6.
47. Small JO, Brennen MD, Colville J. Early active mobilisation following flexor tendon repair in zone 2. *J Hand Surg [Br]* 1989;14:537-43.
48. Becker H, Orak F, Duponselle E. Early active motion following a beveled technique of flexor tendon repair. Report on fifty cases. *J Hand Surg [Am]* 1979;4:454-60.
49. Schuind F, Garcia-Elias M, Cooney WP 3rd, An KN. Flexor tendon forces: In vivo measurements. *J Hand Surg [Am]* 1992; 17:291-8.
50. Boyer MI. Chapter 7, Flexor Tendon Injury, *Green's Operative Hand Surgery*, A Churchill Livingstone Title: 5 edition; 2005, str. 219-240.
51. Silfverskiold KL, May E. Flexor tendon repair in zone II with a new suture technique and an early mobilization program combining passive and active flexion. *J Hand Surg [Am]* 1994;19:53-60.
52. Bainbridge LC, Robertson C, Gillies D, Elliot D. A comparison of postoperative mobilization of flexor tendon repairs with «passive flexion – active extension» and «controlled active motion» techniques. *J Hand Surg [Br]* 1994;19:517-21.
53. Pennington DG. The locking loop tendon suture. *Plast Reconstr Surg* 1979;63:648-52.
54. McCarthy DM, Boardman ND, Tramaglino DM, Sotereanos DG, Herndon JH. Clinical management of partially lacerated digital flexor tendons: A survey of hand surgeons. *J Hand Surg (Am)* 1995;20:273-5.
55. Gelberman RH, Boyer MI, Brodt MD, Winters SC, Silva MJ. The effect of gap formation at the repair site on the strength and excursion of intrasynovial flexor tendons. An experimental study on the early stages of tendon-healing in dogs. *J Bone Joint Surg (Am)* 1999; 81: 975-82.

56. Ejeskar A, Irstam L. Elongation in profundus tendon repair. A clinical and radiological study. *Scand J Plast Reconstr Surg* 1981;15:61-8.
57. Mashadi ZB, Amirs AA: The effect of locking loops on the strength of tendon repair. *J Hand Surg [Br]* 1991;16:35-9.
58. Aoki M, Manske PR, Pruitt DL, Kubota H, Larson BJ. Work of flexion after flexor tendon repair according to the placement of sutures. *Clin Orthop* 1995;320:205-10.
59. Aoki M, Pruitt DL, Kubota H, Manske PR. Effect of suture knots on tensile strength of repaired canine flexor tendons. *J Hand Surg [Br]* 1995;20:72-5.
60. Momose T, Amadio PC, Zhao C, Zobitz ME, An KN. The effect of knot location, suture material, and suture size on the gliding resistance of flexor tendons. *J Biomed Mater Res* 2000;53:806-11.
61. Pruitt DL, Aoki M, Manske PR. Effect of suture knot location on tensile strength after flexor tendon repair. *J Hand Surg [Am]* 1996;21:969-73.
62. Savage R. In vitro studies of a new method of flexor tendon repair. *J Hand Surg (Br)* 1985;10:135-41.
63. Tang JB, Wang B, Chen F, Pan CZ, Xie RG. Biomechanical evaluation of flexor tendon repair techniques. *Clin Orthop Relat Res* 2001;386:252-9.
64. Soejima O, Diao E, Lotz JC, Hariharan JS. Comparative mechanical analysis of dorsal versus palmar placement of core suture for flexor tendon repairs. *J Hand Surg [Am]* 1995; 20:801-7.
65. Kubota H, Miyanishi K, Hoshino S, Hatanaka H, Iwamoto Y. Effect of a new repair technique on biomechanical properties of canine flexor tendons – in vitro study. *Hand Surg* 1998;3:247-55.

66. Wada A, Kubota H, Hatanaka H, Hotokezaka S, Miura H, Iwamoto Y. The mechanical properties of locking and grasping suture loop configurations in four-strand core suture techniques. *J Hand Surg [Br]* 2000;25:548-51.
67. Cao Y, Tang JB. Biomechanical evaluation of a four-strand modification of the Tang method of tendon repair. *J Hand Surg [Br]* 2005;30:374-8.
68. Cao Y, Zhu B, Xie RG, Tang JB. Influence of core suture purchase length on strength of four-strand tendon repairs. *J Hand Surg [Am]* 2006;31:107-12.
69. Viinikainen A, Goransson H, Huovinen K, Kellomaki M, Rokkanen P. A comparative analysis of the biomechanical behaviour of five flexor tendon core sutures. *J Hand Surg [Br]* 2004;29:536-43.
70. Winters SC, Gelberman RH, Woo SL, Chan SS, Grewal R, Seiler JG 3rd. The effects of multiple-strand suture methods on the strength and excursion of repaired intrasynovial flexor tendons: a biomechanical study in dogs. *J Hand Surg [Am]*. 1998;23:97-104.
71. McLarney E, Hoffman H, Wolfe SW. Biomechanical analyses of the cruciate four-strand flexor tendon repair. *J Hand Surg [Am]* 1999;24:295-301.
72. Diao E, Hariharan JS, Soejima O, Lotz JC. Effect of peripheral suture depth on strength of tendon repairs. *J Hand Surg [Am]* 1996;21:234-9.
73. Lotz JC, Hariharan JS, Diao E. Analytic model to predict the strength of tendon repairs. *J Ortop Res* 1998;16:399-405.
74. Barrie KA, Tomak SL, Cholewicki J, Wolfe SW. The role of multiple strands and locking sutures on gap formation of flexor tendon repairs during cyclical loading. *J Hand Surg [Am]* 2000;25:714-20.

75. Merrell GA, Wolfe SW, Kacena WJ, Gao Y, Cholewicki J, Kacena MA. The effect of increased peripheral suture purchase on the strength of flexor tendon repairs. *J Hand Surg [Am]* 2003;28:464-8.
76. Strickland JW. Flexor tendon injuries: I. Foundations of treatment. *J Am Acad Orthop Surg* 1995;2:44-54.
77. Wade PJ, Wetherell RG, Amis AA. Flexor tendon repair: significant gain in strength from the Halsted peripheral suture technique. *J Hand Surg [Br]* 1989;14:232-5.
78. Wade PJ, Muir IF, Hutcheon LL. Primary flexor tendon repair: the mechanical limitations of the modified Kessler technique. *J Hand Surg [Br]* 1986;11:71-6.
79. Silfverskiold KL, Andersson CH. Two new methods of tendon repair: an in vitro evaluation of tensile strength and gap formation. *J Hand Surg [Am]* 1993;18:58-65.
80. McAuliffe JA. Epitenon-first technique of flexor tendon repair. *Atlas Hand Clin* 1996;1:29-40.
81. Papandrea R, Seitz WH, Shapiro P, Borden B. Biomechanical and clinical evaluation of the epitenon-first technique of flexor tendon repair. *J Hand Surg [Am]* 1995;20:261-6.
82. Trail IA, Powell ES, Noble J. An evaluation of suture materials used in tendon surgery. *J Hand Surg [Br]* 1989;14:422-7.
83. Ketchum LD. Suture methods and suture techniques used in tendon repair. *Hand Slin* 1985;1:43-53.
84. Trail IA, Powell ES, Noble J. The mechanical strength of various suture techniques. *J Hand Surg [Br]* 1992;17:89-91.
85. Boyer MI, Meunier MJ, Lescheid J, Burns ME, Gelberman RH, Silva MJ. The influence of cross-sectional area on the tensile properties of flexor tendons. *J Hand Surg [Am]* 2001;26:828-32.

86. Hatanaka H, Manske PR. Effect of cross-sectional area of locking loops in flexor tendon repair. *J Hand Surg [Am]* 1999;24:751-60.
87. Taras JS, Raphael JS, Marczyk SC, Bauerle WB. Evaluation of suture calibre in flexor tendon repair. *J Hand Surg [Am]* 2001;26:1100-4.
88. Pruitt DL, Manske PR, Fink B. Cyclis stress analysis of flexor tendon repair. *J Hand Surg [Am]* 1991;16:701-7.
89. Holmlund DEW. Knot properties of surgical suture materials. A model study. *Acta Chir Scand* 1974;140:355-62.
90. MedCalc Manual. Kruskal-Wallis test. Dostupno s URL:  
[http://www.medcalc.be/manual/kruskal-wallis\\_test.php](http://www.medcalc.be/manual/kruskal-wallis_test.php). Pristupljeno 14. prosinca 2008.
91. MedCalc Manual. Box-and-whisker plot. Dostupno s URL:  
[http://www.medcalc.be/manual/box\\_and\\_whisker\\_plot.php](http://www.medcalc.be/manual/box_and_whisker_plot.php). Pristupljeno 14. prosinca 2008.

## 10. ŽIVOTOPIS

Mr. sc. Zlatko Vlajčić, dr. med, specijalist opće i plastične kirurgije

- rođen 16. rujna 1965. godine u Fojnici, BiH
- nakon završene srednje medicinske škole studij medicinskog fakulteta u Sarajevu
- diplomirao na medicinskom fakultetu u Sarajevu 20. travnja 1992. godine
- Republički zavod za strane jezike, Sarajevo, Odsjek za engleski jezik 1988.-1991. godine
- Ratne bolnice HVO-a – kirurgija i mobilna kirurška ekipa HVO-a, liječnik dragovoljac, od 1992.-1994. godine, RVI, odlikovan Spomenicom domovinskog rata
- položio 13. srpnja 1994. godine Stručni ispit doktora medicine u Zagrebu
- položio specijalistički ispit iz opće kirurgije 21. srpnja 1999. godine, u KB“Dubrava“, Zagreb, mentor: prof. dr. sc. P. Martinac
- završio 2000. godine znanstveni poslijediplomski studij “Biomedicina - Medicinske znanosti”, Medicinski fakultet, Sveučilište u Zagrebu, mentor: prof. dr. sc. Z. Stanec
- položio 15. prosinca 2003. godine ispit iz uže specijalizacije plastične kirurgije u KB «Dubrava», Zagreb, mentor: prof. dr. sc. Z. Stanec
- položio 29. travnja 2004. godine IELTS (*engl. International English Language Testing System, British Council*), akademska razina, rezultat 7.0, British Consulate, Zagreb
- izradio i obranio 18. ožujka 2005. godine znanstveni magistarski rad na Medicinskom fakultetu Sveučilišta u Zagrebu pod naslovom «Usporedba prognostičkih pokazatelja invazivnog karcinoma dojke i zahvaćenosti baze mamila-areola kompleksa» te stekao akademski stupanj Magistra znanosti iz znanstvenog područja: Biomedicina i zdravstvo, znanstvenog polja: Kliničke medicinske znanosti, znanstvene grane: Kirurgija