

**SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
MEDICINSKI FAKULTET**

Krešimir Saša Đurić

**Biomehanička analiza stabilnosti
mješovitoga sustava transpedikularnih
vijaka i sublaminarnih kukica
računalnim modelom konačnih
elemenata**

DISERTACIJA



Zagreb, 2018.

**SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
MEDICINSKI FAKULTET**

Krešimir Saša Đurić

**Biomehanička analiza stabilnosti
mješovitoga sustava transpedikularnih
vijaka i sublaminarnih kukica
računalnim modelom konačnih
elemenata**

DISERTACIJA

Zagreb, 2018.

Disertacija je izrađena u suradnji Klinike za neurokirurgiju Kliničkog Bolničkog Centra Zagreb, Sveučilišne bolnice Medicinskog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu i Fakulteta strojarstva i brodogradnje.

Mentori: prof. dr. sc. Marin Stančić

prof. dr. sc. Jurica Sorić

ZAHVALE

Srdačno se zahvaljujem **prof. dr. sc. Marinu Stančiću** na strpljenju i dobroj volji koju je pokazao u radu sa mnom.

Srdačno se zahvaljujem **prof. dr. sc. Jurici Soriću** što je prihvatio biti komentor na ovome radu, hvala Vam na Vašem vremenu i trudu koje ste uložili u mentorstvo.

Rad posvećujem kćerki Evi.

SADRŽAJ

1. UVOD	1
1.1 Metoda konačnih elemenata.....	2
1.1.1 Uvod.....	2
1.1.2 Nastajanje proračunskog modela.....	3
1.1.3 Verifikacija proračunskog modela	4
1.1.4 Validacija proračunskog modela.....	4
1.1.5 Zaključno o metodi konačnih elemenata.....	5
1.2 Klasifikacija ozljeda kralježnice	6
1.3 Liječenje fraktura kralježnice.....	7
1.4 Stabilizacijske konstrukcije.....	8
1.5 Atributi stabilizacijskih konstrukcija	8
1.6 Stražnje segmentalne stabilizacijske konstrukcije	9
2. HIPOTEZA	11
3. CILJEVI.....	12
4. PLAN ISTRAŽIVANJA, MATERIJALI, METODE	13
4.1 Plan istraživanja	13
4.2 Materijali i metode	16
4.2.1 Nastajanje računalnih trodimenzijskih modela.....	17
4.2.2 Kralješci.....	17
4.2.3 Intervertebralni diskovi	19
4.2.4 Ligamenti.....	21
4.2.5 Osteosintetski materijal.....	21
4.3 Nastajanje diskretiziranog modela torakolumbalnog prijelaza.....	22
4.3.1 Diskretizacija kralježaka i ligamenata.....	23
4.4 Verifikacija i validacija modela torakolumbalnog prijelaza.....	25
4.4.1 Verifikacija.....	25
4.4.2 Validacija.....	27
4.4.3 Rezultati validacije	32
4.4.3.1 Interpretacija rezultata validacije.....	36
4.4.4 Diskretizirani modeli korporektomije i spondilektomije sa umetnutim diskretiziranim stabilizacijskim sustavima.....	38

4.4.4.1 Sustav transpedikularnih vijaka	38
4.4.4.2 Kombinirani stražnji stabilizacijski sustav.....	41
4.4.4.3 Kombinirani prednji i stražnji stabilizacijski sustav.....	43
4.4.5 Rubni uvjeti i aplikacija opterećenja.....	44
5. REZULTATI	46
5.1 Kutevi zakreta kod korporektomije i spondilektomije u tri sustava stabilizacije.....	46
5.1.1 Sustav stražnje stabilizacije.....	46
5.1.2 Sustav kombinirane stražnje stabilizacije.....	50
5.1.3 Sustav kombinirane prednje i stražnje stabilizacije	53
5.1.4 Model torakolumbalnog prijelaza	56
5.1.5 Analiza kuta zakreta četiri točke na tri sustava stabilizacije u slučaju korporektomije i spondilektomije	56
5.2 Analiza krutosti stabilizacijskih sustava	57
5.3 Proračunata naprezanja	61
5.3.1 Maksimalna ekvivalentna von Missesova naprezanja u vijcima stabilizacijskih sustava.....	61
5.3.2 Maksimalna ekvivalentna von Missesova naprezanja u šipkama stabilizacijskih sustava.....	64
5.3.3 Maksimalna ekvivalentna von Missesova naprezanja na poprečnoj šipki i kukicama	67
5.3.4 Maksimalna ekvivalentna von Missesova naprezanja u kosti spoja sustava stabilizacije.....	70
5.4 Analiza ekvivalentnih maksimalnih von Misseovih naprezanja	72
5.4.1 Analiza ekvivalentnih maksimalnih von Missesovih naprezanja na vijcima sustava kombinirane prednje i stražnje stabilizacije.....	72
5.4.2 Analiza ekvivalentnih maksimalnih von Missesovih naprezanja na vijcima sustava stražnje stabilizacije.....	72
5.4.3 Analiza ekvivalentnih maksimalnih von Missesovih naprezanja na vijcima sustava kombinirane stražnje stabilizacije.....	72
5.4.4 Analiza mjesta koncentracije ekvivalentnih maksimalnih von Missesovih naprezanja na vijcima pojedinog sustava.....	74

5.4.5 Analiza ekvivalentnih maksimalnih von Missesovih naprežanja na kukicama sustava kombinirane stražnje stabilizacije	74
5.4.6 Analiza ekvivalentnih maksimalnih von Missesovih naprežanja na šipkama stabilizacijskih sustava.....	74
5.4.7 Analiza mjesta koncentracije maksimalnih ekvivalentnih von Misseovih naprežanja na šipkama stabilizacijskih sustava.....	75
5.4.8 Analiza maksimalnih ekvivalentnih von Missesovih naprežanja u kosti spoja sustava stabilizacije	75
5.4.9 Analiza maksimalnih ekvivalentnih von Missesovih naprežanja u poprečnoj šipki.....	76
6. RASPRAVA	77
6.1 Kratki pregled rezultata	77
6.2 Kritički osvrt na rezultate i učinkovitost studije	80
6.3 Unutarnja i vanjska validnost studije.....	83
7. ZAKLJUČAK.....	85
8. SAŽETAK	87
9. SUMMARY	90
10. LITERATURA	92
11. ŽIVOTOPIS	102

POPIS SLIKA

Slika 1. Model korporektomije i model spondilektomije na modelu torakolumbalnog prijelaza koji uključuje kralješke ThXI, ThXII, LI i LII	13
Slika 2. Stražnja stabilizacija na modelu korporektomije i spondilektomije	14
Slika 3. Kombinirani sustav stražnje stabilizacije na modelu korporektomije i spondilektomije.....	15
Slika 4. Kombinirani sustav stražnje stabilizacije na modelu korporektomije i spondilektomije.....	15
Slika 5. Grafički prikazi momenta i osi oko kojih se zbiva kretnja. Momenti označeni s F1 i F2 su istog iznosa ali suprotnog smjera	16
Slika 6. LI kralježak, zeleno trup kralješka, a crveno stražnji elementi (pedikli, fasete, transverzalni i spinozni nastavak)	18
Slika 7. Presjek kroz LI kralježak, zeleno označava kortikalnu kost, plavo spongiozu, a crveno stražnje elemente	18
Slika 8. Model intervertebralnog diska LI-LII	19
Slika 9. Model intervertebralnog diska LI-LII u presjeku	19
Slika 10. Model torakolumbalnog prijelaza	20
Slika 11. Modeli djelova stabilizacijskih sustava.....	22
Slika 12. Diskretizirani model torakolumbalnog prijelaza	24
Slika 13. Položaj točke/čvora 2 na FJK ThXII-LI.....	26
Slika 14. Dijagram, pomak čvora 2 u procesu verifikacije.....	26
Slika 15. Preuzeta iz rada Markolf KL. 1972., a prikazuje način uklještenja LI kralješka i šipke umetnute u THXII kralježak za aplikaciju sila	27
Slika 16. Preuzeta iz rada Markolf KL. 1972., a prikazuje sustav kolutura za prijenos opterećenja na kralježak ThXII	28
Slika 17. Preuzeta iz rada Markolf KL. 1972., a prikazuje krivulje relativnog pomakama kralješka THXII prilikom cikličkih opterećenje izazivajući pokret torzije, ekstenzije, fleksije i lateralnog savijanja.....	29
Slika 18. Diskretizirani model FJK ThXII-LI	30
Slika 19. Kralježak ThXII i radijus kuta rotacije	31
Slika 20. Položaj čvora broj 760	31

Slika 21. Položaj čvora broj 2019	32
Slika 22. Položaj čvora broj 529	32
Slika 23. Moment/ kut dijagram, FJK ThXII-LI za slučaj fleksije.....	34
Slika 24. Moment/ kut dijagram, FJK ThXII-LI za slučaj ekstenzije.....	34
Slika 25. Moment/ kut dijagram, FJK ThXII-LI za slučaj lateralnog savijanja.....	35
Slika 26. Moment/ kut dijagram, FJK ThXII-LI za slučaj torzije	35
Slika 27. Vrsta i broj konačnih elemenata u pojedinom dijelu osteosintetskog materijala	40
Slika 28. Diskretizirani model stražnje stabilizacije na modelu korporektomije	41
Slika 29. Diskretizirani model stražnje stabilizacije na modelu spondilektomije	42
Slika 30. Diskretizirani model udružene stražnje stabilizacije na modelu korporektomije	42
Slika 31. Diskretizirani model udružene stražnje stabilizacije na modelu spondilektomija	43
Slika 32. Diskretizirani model udružene prednje i stražnje stabilizacije na modelu korporektomije.....	44
Slika 33. Diskretizirani model udružene prednje i stražnje stabilizacije na modelu spondilektomije	45
Slika 34. Ponovni prikaz Slike 5.....	46
Slika 35. Položaj točaka u kojima je mjereno kut rotacije.....	48
Slika 36. Tablica s rezultatima iznosa kuta zakreta sustava stražnje stabilizacije.....	48
Slika 37. Dijagram, rezultati, zavisnost kuta zakreta i momenta, stražnji sustav stabilizacije, ekstenzija	49
Slika 38. Dijagram, rezultati, zavisnost kuta zakreta i momenta, stražnji sustav stabilizacije, fleksija	49
Slika 39. Dijagram, rezultati, zavisnost kuta zakreta i momenta, stražnji sustav stabilizacije, lateralno savijanje.....	51
Slika 40. Dijagram, rezultati, zavisnost kuta zakreta i momenta, stražnji sustav stabilizacije, torzija.....	51

Slika 41. Dijagram, rezultati, zavisnost kuta zakreta i momenta, kombinirani stražnji sustav stabilizacije, ekstenzija.....	52
Slika 42. Dijagram, rezultati, zavisnost kuta zakreta i momenta, kombinirani stražnji sustav stabilizacije, fleksija.....	52
Slika 43. Dijagram, rezultati, zavisnost kuta zakreta i momenta, kombinirani stražnji sustav stabilizacije, torzija.....	54
Slika 44. Dijagram, rezultati, zavisnost kuta zakreta i momenta, kombinirani stražnji sustav stabilizacije, lateralno savijanje.....	54
Slika 45. Dijagram, rezultati, zavisnost kuta zakreta i momenta, kombinirani stražnji sustav stabilizacije, ekstenzija.....	55
Slika 46. Dijagram, rezultati, zavisnost kuta zakreta i momenta, kombinirani stražnji sustav stabilizacije, fleksija.....	55
Slika 47. Dijagram, rezultati, zavisnost kuta zakreta i momenta, kombinirani stražnji sustav stabilizacije, lateralno savijanje.....	58
Slika 48. Dijagram, rezultati, zavisnost kuta zakreta i momenta, kombinirani stražnji sustav stabilizacije, torzija.....	58
Slika 49. Dijagram, rezultati, odnos kuta zakreta i momenta na tri sustava stabilizacije i modela TLP, ekstenzija.....	59
Slika 50. Dijagram, rezultati, odnos kuta zakreta i momenta na tri sustava stabilizacije i modela TLP, fleksija.....	59
Slika 51. Dijagram, rezultati, odnos kuta zakreta i momenta na tri sustava stabilizacije i modela TLP, lateralno savijanje.....	63
Slika 52. Dijagram, rezultati, odnos kuta zakreta i momenta na tri sustava stabilizacije i modela TLP, torzija.....	63
Slika 53. Slikovni prikaz raspodjele naprezanja kroz presjek gornjeg lijevog vijka sustava stražnje stabilizacije.....	64
Slika 54. Slikovni prikaz raspodjele naprezanja kroz presjek gornjeg lijevog vijka kombiniranog sustava stražnje stabilizacije.....	66
Slika 55. Slikovni prikaz raspodjele naprezanja kroz presjek gornjeg lijevog vijka kombiniranog sustava prednje i stražnje stabilizacije.....	66
Slika 56. Slikovni prikaz raspodjele naprezanja kroz uzdužne šipke sustava kombinirane prednje i stražnje stabilizacije na modelu spondilektomije.....	67

Slika 57. Slikovni prikaz raspodjele naprezanja u kukicama sustava kombinirane stražnje stabilizacije na modelu spondilektomije.....	70
--	----

POPIS TABLICA

Tablica 1. Vrijednosti modula elastičnosti i dimenzija poprečnog presjeka ligamenata	21
Tablica 2. Materijalne karakteristike kortikalne kosti, spužvaste kosti, stražnjih elemenata, <i>annulus fibrosus</i> - a, <i>nucleus pulposus</i> - a, hrskavice	23
Tablica 3. Rezultati validacije	33
Tablica 4. Rezultati iznosa kuta zakreta sustava kombinirane stražnje stabilizacije.....	39
Tablica 5. Rezultati iznosa kuta zakreta sustava kombinirane prednje i stražnje stabilizacije.....	47
Tablica 6. Rezultati iznosa kuta zakreta modela TLP	50
Tablica 7. Iznosi vrijednosti krutosti, za tri sustava stabilizacije i za model torakolumbalnog prijelaza prilikom pokreta ekstenzije, fleksije, lateralnog savijanja i torzije	53
Tablica 8. Iznosi vršnih ekvivalentnih Von Missesovih naprezanja na vijcima tri sustava stabilizacije	56
Tablica 9. Proračunata vršna ekvivalentna Von Missesova naprezanja u šipkama stabilizacijskih sustava	60
Tablica 10. Proračunata ekvivalentna vršna Von Missesova naprezanja u poprečnoj šipki	62
Tablica 11. Proračunata ekvivalentna vršna Von Missesova naprezanja u kukicama kombinirane stražnje stabilizacije.....	65
Tablica 12. Maksimalna ekvivalentna Von Missesova naprezanja u poprečnoj šipki.....	68
Tablica 11. Proračunata maksimalna ekvivalentna Von Missesova naprezanja u kukicama kombinirane stražnje stabilizacije.....	69

Tablica 11. Maksimalna ekvivalentna Von Missesova naprezanja u kosti u okolini vijka postavljenog u ThXII i LII kralježak 71

POPIS SIMBOLA I KRATICA

3D – trodimenzijski

3D CAD - trodimenzijski računalno potpomognut dizajn (eng. 3D computer-aided design)

AO – *Arbeitsgemeinschaft Osteosynthese/Association for the Study of Internal Fixation (AO/AO-ASIF)*

C3D10 – oznaka za vrstu tetraedrnog konačnog elementa

CT – kompjuterizirana tomografija (eng. *computerized tomography*)

deg – kutni stupanj

FEM – metoda konačnih elemenata (eng. *Finite Element Method*)

FJK – funkcijska jedinica kralješnice

Ke – nagib tangente na krivulju krivulju ekstenzije

Kf – nagib tangente na krivulju fleksije

Kl – nagib tangente na krivulju lateralnog savijanja

Kt – nagib tangente na krivulju torzije

L – lumbalni kralježak

MPa – mega pascal

MR – magnetska rezonanca

MSCT – višeslojna kompjuterizirana tomografija (eng. *multi-slice computerized tomography*)

rad – radijani

$\tan \alpha$ – tangens kuta alfa

Th – torakalni kralješak

TLP – torakolumbalni prijelaz

1. UVOD

Kralježnica je kompleksan dinamički nosivi sustav sastavljen od ligamenata, tetiva i kostiju koji efektivno prenos opterećenje dopuštajući fiziološki opseg pokreta, a pritom štiti neuralne strukture. Poremećeni fiziološki odnosi unutar takvog sklopa rezultiraju bolnim sindromima, priklještenjem živčanih korijena ili kralježničke moždine. Tako poremećeni odnosi su uobičajeno posljedica traume, degenerativnih promjena ili drugih oboljenja, a u nekim slučajevima zahtijevaju kirurško liječenje.

Muskuloskeletni sustav i njegova funkcija pokreta može se definirati koristeći osnovne zakone biomehanike. Dio biomehaničke znanosti služi se osnovnim principima standardne mehanike kako bi opisao kompleksna opterećenja i naprezanja koja se javljaju u biološkim sustavima, a tako i u muskuloskeletnom sustavu. Pokazalo se da, uslijed vrlo složene građe te složenih odnosa sila i naprezanja, kralježnica predstavlja vrlo kompleksan problem u biomehaničkim razmatranjima. Biomehanika kralježnice u užem smislu podrazumijeva razumijevanje djelovanja fizioloških i suprafizioloških sila na dijelove odnosno na čitavu kralježnicu, kao i utjecaj djelovanja prethodno spomenutih sila kroz određeni vremenski period. Biomehanika kralježnice također izučava djelovanje sila na patološki izmijenjenu kralježnicu npr. tumorom, traumom ili degenerativnim promjenama, kao i kirurški nastale novoizmijenjene odnose u kralježnici.

Berthold Ernest Hadra je prvi poznati kirurg koji je opisao koncept stabilizacije kralježnice koristeći instrumentaciju. Nešto kasnije, Albee je opisao kiruršku fuziju kralježnice kod bolesnika sa Pott-ovom bolesti, a Hibbs je izvjestio o kirurškoj fuziji u bolesnika s progresivnim deformitetom kralježnice. Od tada je opisano više tehnika fuzije kralježnice sa ili bez instrumentacije, a često se pokazalo da je uspjeh kirurškog liječenja kralježnice ovisan o solidnoj fuziji između odabranih segmenata kralježnice. Postotak solidne fuzije povećava se instrumentacijom koja osigurava optimalne uvjete za fuziju kada se ispravno koristi (1-3).

Povijesno, sustavi instrumentacije kralježnice prešli su dug razvojni put od jednostavnog povezivanja spinoznih nastavaka srebrnom žicom preko dugih šipki usidrenih sublaminarnim žicama ili kukicama do modernog segmentalnog sustava

(poliakcijalni transpedikularnih vijci i šipke), raznih intervertebralnih umetaka, pločica i vijaka za sidrenje. Razvojem stabilizacijskih sustava i sve boljim razumijevanjem primjene, skratio se segment kralježnice na koji je potrebno djelovati, a da bi pri tome čvrstoća konstrukcije ostala adekvatna za postizanje solidne fuzije.

Za ispravno korištenje potom i za unaprijeđenje postojećeg dizajna sustava za instrumentaciju važno je razumijevati odnose sila i naprezanja koji se javljaju na pojedinim dijelovima sklopa. Biomehaničke analize, razmatraju odnose sila unutar sustava za instrumentaciju te sustava naspram kralježnice, a mogu biti eksperimentalne ili numeričke. Eksperimentalne studije se izvode *in vivo* ili *in vitro*, a numeričke studije izvode se računalno. Najkorištenija među numeričkim metodama je metoda konačnih elemenata (1-3).

1.1. Metoda konačnih elemenata

1.1.1. Uvod

Metoda konačnih elemenata je numerička metoda koja se temelji na fizičkoj diskretizaciji kontinuuma. Razmatrani kontinuum s beskonačno stupnjeva slobode gibanja zamjenjuje se diskretiziranim modelom međusobno povezanih elemenata s ograničenim brojem stupnjeva slobode. Drugim riječima, područje kontinuuma diskretizira se konačnim brojem potpodručja koja se nazivaju konačni elementi, pa se razmatrani kontinuum prikazuje kao mreža konačnih elemenata. Konačni elementi međusobno su povezani u točkama na konturi elementa koje se nazivaju čvorovi. Stanje u svakom elementu, kao što je npr. polje pomaka, deformacije, naprezanja i ostalih veličina, opisuje se pomoću interpolacijskih funkcija. Te funkcije moraju zadovoljavati odgovarajuće uvjete da bi se diskretizirani model što više približio ponašanju opisivanog kontinuuma.

Dizajn elemenata utječe na tijek proračuna na posredan način, preko utjecaja na vrijeme potrebno za izračun proračunskog modela i na točnost rezultata. S obzirom da svi elementi nemaju jednaka svojstva, njihov utjecaj na točnost rezultata je različit. Isto tako isti elementi nemaju jednaku točnost za različite probleme.

Metoda konačnih elemenata ne bi se mogla primjenjivati bez današnjih računala koja omogućavaju rješavanje velikih sustava jednadžbi čije je rješavanje neophodno prilikom primjene metode konačnih elemenata. Primjenom metode konačnih elemenata moguće je u kraćem roku napraviti i veliki broj proračuna, što omogućuje uštedu vremena, ali i učinkovitiju izradu optimiziranih konstrukcija. Prilikom postavljanja proračunskog modela koristeći metodu konačnih elemenata važno je prepoznati koje detalje je potrebno uključiti u proračunski model, a koje je moguće sa sigurnošću zanemariti (4).

1.1.2. Nastajanje proračunskog modela

Za stvaranje proračunskog modela prvi je korak opisivanje geometrije. Točnost geometrijskih osobina proračunskog modela znatno utječe na krajnji rezultat proračuna. U biomehaničkim razmatranjima kralježnice geometrija se definira na temelju morfoloških medicinskih pretraga, kao što su kompjuterizirana tomografija (CT) i magnetska rezonanca (MR). Danas je dostupna i „*Multi Slice Computer Tomography*“ (MSCT) pretraga koja omogućava prostornu rezoluciju od 1 mm, a za nastajanje vrlo vjernog trodimenzionalnog modela koristi se MSCT prostorne rezolucije do 1,5 mm. MSCT pretraga daje vrlo iscrpne pojedinosti koštanog tkiva ali manjkava je u prikazivanju mekih tkiva. Danas su dostupni programski paketi (Mimics) koji mogu kombinirati te dvije pretrage iz kojih je moguće dobiti jasnu geometriju mekih i koštanih tkiva. Trodimenzionalni računalni modeli dobiveni na temelju podataka iz MSCT-a se dalje modificiraju u standardnim inženjerskim programskim paketima kako bi se prilagodili za daljnje sklapanje u sklop dijelova kao što je kralježnica, odnosno vijcima i šipkama fiksirana kralježnica.

Na temelju modificiranih modela koji se sklapaju u kompleksan sklop radi se diskretizacija. Za diskretizaciju postoje razna automatska računalna rješenja ponuđena u programskim paketima, kao npr. u računalnom paketu Abaqus. Po diskretizaciji potrebno je definirati odnose između čvorova konačnih elemenata, interpolacijske funkcije, kako bi diskretiziranom kontinuumu pridružili svojstva kojima želimo opisati stvarni kontinuum. Definiiraju se rubni uvjeti pomaka i opterećenja. Za provjeru točnosti proračunskog modela koristi se verifikacijski i validacijski postupak.

1.1.3. Verifikacija proračunskog modela

Verifikacija modela konačnih elemenata uključuje procjenu točnosti samog proračunskog postupka te procjenu točnosti postavljene matematičke formulacije. U današnje vrijeme procjena točnosti računalnog postupka nije neophodna iz razloga što na tržištu postoje programski paketi koji su od ranije verificirani. Drugi dio verifikacije odnosi se na procjenu utjecaja gustoće mreže konačnih elemenata na rezultat, a izvodi se testom konvergencije rješenja (5).

1.1.4. Validacija proračunskog modela

Validacijskim procesom osobine proračunskog modela uspoređuju se sa osobinama realnog. U biomehaničkim ispitivanjima smatra se zadovoljavajućim usporediti testirane osobine uspoređujući „*in vitro*“ i „*in silico*“ rezultate. Važno je napomenuti da „*in vitro*“ rezultati ne pružaju točan uvid u realne odnose u živom organizmu, ali smatra se da daju dovoljno točan uvid.

Postoji metoda direktne verifikacije i metoda indirektne verifikacije. Metoda direktne verifikacije uspoređuje svojstva testiranog i eksperimentalnog modela mjereći ista svojstva pod uvjetom istih rubnih uvjeta. Metoda indirektne validacije

uspoređuje ispitivana svojstva prilikom čega nisu jednoznačno opisani rubni uvjeti (5).

1.1.5. Zaključno o metodi konačnih elemenata

Metoda konačnih elemenata ima prednosti i nedostatke kao i sve druge metode. Koristeći metodu konačnih elemenata inženjer je u mogućnosti ispitati svojstva, uvidjeti nedostatke te modificirati testirani element mijenjajući svojstva ili njegov dizajn. Na ovaj način ispitivanje postaje ekonomski prihvatljivije iz razloga smanjenja broja testiranih uzoraka odnosno ciklusa testiranja koja su potrebna da se od ideje razvije funkcionalan proizvod. Nedostatak metode je taj što je vrlo podložna pogrešci.

Pogreška u postavljanju matematičke formulacije može biti namjerna ili slučajna. Namjerne pogreške su uvedene radi simplifikacije proračunskog modela, a time i skraćena vremena potrebnog za proračun. Takve namjerne pogreške rezultat su umetanja jednostavnijih interpolacijskih funkcija ili jednostavnijim opisom međudjelovanja određenih dijelova sklopa. Na primjer, pridavanje homogenih linearno elastičnih svojstava tkivima koja su nehomogena viskoelastična što je aproksimacija ponašanja tkiva jednostavnijim obrascima. Navedena aproksimacija značajno skraćuje vremensko trajanje proračuna. Nenamjerne pogreške nastaju iz pogrešnih tumačenja odnosa koji se prenesu ili su rezultat pogrešnog tumačenja stvarnih odnosa koji se prenesu u proračunski model. Nenamjerna pogreška također može biti uzrokovana krivo odabranom gustoćom konačnih elemenata ili pogrešnog odabira vrste konačnog elementa. Iz navadenog proizlazi da je za korištenje metode konačnih elemenata potrebna određena količina iskustva u korištenju same metode kao i iskustvo i razumijevanje temeljnih saznanja vezanih za problem. Za spoznaju o veličini pogreške definirani su postupci verifikacije, senzitivnosti i validacije.

Kako je prethodno navedeno, jedna od prednosti korištenja metode konačnih elemenata je ekonomske prirode. Druga prednost metode je ta što omogućava prikaz proračunatih rezultata u više dimenzija kada je proračun završen. Na primjer, ako se problem nalazi u polju sila onda je u svim točkama proračunskog modela moguće odrediti pomak točke ovisno o momentu, ali i vrijednosti napreznja. Takvi višedimenzionalni rezultati nam omogućavaju sveobuhvatniji uvid u odnose sila i konačno jasniju viziju optimalnog rješenja. Za konačno testiranje rješenja danas se preferira laboratorijski pokus, koji je za izvođenje znatno skuplji, a daje „točne“ rezultate u ograničenom broju dimenzija (1-5).

1.2. Klasifikacija ozljeda kralježnice

Lomovi torakolumbalne kralježnice su razmjerno učestale ozljede koje mogu imati teške posljedice (6-9). Nekoliko je klasifikacijskih sustava torakolumbalnih fraktura (10-33), a do danas je morfološki najobuhvatnija AO/Magerl klasifikacija, koja se temelji na načelu stabilne kralježnice koja podnosi tri osnovna opterećenja: tlačno, vlačno i uvijanje (13, 34-37). Sukladno tome u AO klasifikaciji ozljede su prema mehanizmu nastanka razvrstane u tri osnovna tipa. Svaki je tip ozljede, ovisno o specifičnim morfološkim karakteristikama, podijeljen u zasebne skupine i podskupine što omogućuje točan opis gotovo svake ozljede.

Tip A čine ozljede nastale djelovanjem tlačnih sila koje za posjedicu imaju tlačnu (kompresijsku) ozljedu tijela kralješka odnosno prednjeg sklopa kralježnice. Taj tip ozljede uključuje tri skupine. Skupina A1 označava kompresijsku ozljedu koja za posjedicu ima skraćenu visinu kralješka i podijeljena je na tri podskupine. Skupinu A2 čine kompresijski lomovi sa sagitalnom frakturom tijela kralješka, a podijeljena je u dvije podskupine. Skupina A3 su kompresijski komunitivni lomovi tijela kralješka, a također je podijeljena u tri podskupine.

Tip B su ozljede koje nastaju djelovanjem vlačnih sila te nastaju transverzalne ozljede prednjeg i/ili stražnjeg sklopa kralježnice. Moment savijanja oko

transverzalne osi uzrokuje hiperfleksiju pa nastaje prekid kontinuteta stražnje kolumne kralježnice, a očituje se povećanjem razmaka između dva susjedna spinozna nastavka (skupine B1 i B2) ili hiperekstenziju pa nastaje prekid kontinuteta prednje kolumne kralježnice i produljenje intervertebralnog razmaka (B3). Kod fraktura skupine B1 i B2 ozlijeđen može biti intervertebralni disk ili znatno učestalije tijelo kralješka (A3 fraktura + ozljeda stražneg sklopa).

Tip C tvore ozljede kojih je posljedica nemogućnost podnošenja svih triju vrsta opterećenja: tlačnog, vlačnog i uvijanja. One nastaju prigodom ozljeđivanja stražnjeg i prednjeg sklopa kralježnice djelovanjem spomenutih opterećenja, a ključno je uvijanje oko uzdužne osi. Takve ozljede povezane su s najvećim postotkom neuroloških oštećenja. Ozljede tipa C podijeljene su u tri skupine, a najteži su oblik ozlijeda kralježnice.

Sustav AO klasifikacije iskazuje ozljede od jednostavnijih prema složenijima, te ima prognostičke vrijednosti glede biomehaničke stabilnosti i deformacija te ugroze od neurološkog oštećenja, a u praksi se uz klinički status ozljeđenika koristi i za postavljanje indikacija o načinu liječenja (37-40).

Lomovi kralježaka tipa A smatraju se uglavnom biomehanički stabilnim, uzrokuju manje deformitete i imaju vrlo malu opasnost od neurološkog oštećenja. Iznimka su ozljede skupine A3 koje uzrokuju srednju do značajanu deformiranost i sve stupnjeve, od nepostojećeg do opsežnog, neurološkog oštećenja. Frakture tipa B i C srednje su do izrazito nestabilne sa značajnim deformitetom i opasnostima od neurološkog oštećenja (41).

1.3. Liječenje frakture kralježnice

Pri odabiru načina liječenja, uvijek valja prosuditi više faktora: biomehaničku stabilnost, deformitet i nastalo ili prijeteće neurološko oštećenje (33, 38, 42). Kirurško liječenje, prema navodima većine autora, indicirano je u nestabilnih fraktura (10-33). Prihvaćeno je pritom da se torakolumbalna fraktura smatra nestabilnom ako postoji neurološko oštećenje, ozljeda sva tri kralježnička sklopa

(prednji, srednji i stražnji) ili značajna ugroza od kasnijeg razvoja nestabilnosti, deformiteta ili neurološkog ispada. Svrha kirurškog liječenja jesu dekompresija neuralnih struktura, uspostava biomehaničke stabilnosti i korekcija deformiteta kralježnice (43-51).

1.4. Stabilizacijske konstrukcije

Biomehanička stabilnost se postiže stabilizacijskim konstrukcijama, koje prema mjestu aplikacije mogu biti prednje, postranične i stražnje. Stabilizacijski sustavi omogućavaju ponovnu uspostavu integriteta, omogućavaju koštanu fuziju, a ozlijeđenom bolesniku omogućuju brzu rehabilitaciju (51-54). Za sidrenje stražnje stabilizacijske konstrukcije mogu se koristiti sublaminarne kukice, sublaminarne žice i transpedikularni vijci. Sublaminarne kukice i žice tradicionalno se postavljaju s Harringtonovim šipkama, a transpedikularni vijci sa šipkama ili pločicama (55-57).

1.5. Atributi stabilizacijskih konstrukcija

Dobivene stabilizacijske konstrukcije u kralježnici imaju tri učinka: ispravljaju kralježnicu u tri točke „*Three Point Bending Fixation*“, zadržavaju aplicirano vlačno opterećenje „*Simple Distraction Fixation*“ i zadržavaju aplicirano tlačno opterećenje „*Tension-Band (Compression) Fixation*“ (58-67).

„*Three Point Bending*“ sustav na kralježnicu djeluje putem dviju točaka u kojima je usidren, a treća je točka hipomohlion. Sile koje nastaju u sidrištima konstrukcije veće su što je poluga kraća, takvom sustavu pogoduje duljina fiksacijskoga sustava, a tradicionalno se za sidrenje koriste sublaminarne kukice. Nedostatak takvog sustava jest tendencija iščašenja sublaminarnih kukica prigodom fleksije i ispravljanja fizioloških zakrivljenosti kralježnice, a mogućnost iščašenja sublaminarnih kukica smanjuje se skraćivanjem sustava. Sustavi koji na kralježnicu

djeluju tako da je ispravljaju u tri točke predstavljaju vrlo kompleksne sklopove, a rezultiraju kompleksnim obrascima naprezanja u suodnosu kralježnice i sustava za stabilizaciju.

1.6. Stražnje segmentalne stabilizacijske konstrukcije

Izum transpedikularnog vijka koji se sidri u tri kralježnička sklopa povećao je mogućnost opterećenja sidrišta i time daljnje skraćivanje konstrukcije, pa je tako nastao stražnji segmentalni sustav stabilizacije (28, 38, 57, 71). Stoga je danas sustav transpedikularnih vijaka u kombinaciji s pločicama ili šipkama standard pri stabilizaciji torakolumbalne kralježnice (68).

Stražnje segmentalne konstrukcije su sustavi koji slabo podnose tlačna opterećenja, uvijanje i savijanje oko transverzalne osi, a rezultiraju puknućem konstrukcije ili razvojem postoperacijske kifoze (69-79). Da bi takvi sustavi mogli podnijeti opterećenja koja stvara težina torza pokretnog/sjedećeg bolesnika i kiruršku silu koju valja aplicirati radi dekompresije neuralnih struktura i repozicije ulomaka (*ligamentotaxia*) ili korekcije deformiteta, potrebno je sustav rasteretiti. Rasterećenje sustava postiže se rekonstrukcijom prednjeg kralježničkog sklopa koji fiziološki nosi 80% tlačnog opterećenja (80). Kombinirana prednja i kratka stražnja stabilizacija, prema mnogim autorima metoda je izbora za uspostavu stabilnosti u liječenju fraktura torakolumbalne kralježnice A0 A3, B2, B3 i C (81- 83, 39). Nedostatak kombinirane prednje i stražnje (360°) stabilizacijske tehnike je njezina invazivnost (84).

2. HIPOTEZA

Udruženi stražnji stabilizacijski sustav transpedikularnih vijaka, sublaminarnih kukica i šipki postiže u virtualnom modelu korporektomije i spondilektomije prvog lumbalnog kralješka opseg pokreta i stabilnost približan sustavu kombinirane prednje i stražnje stabilizacije.

3. CILJEVI

Opći cilj

Međusobno usporediti biomehanička svojstva triju stabilizacijskih sustava na modelu korporektomije i spondilektomije LI kralješka:

- a) sustav transpedikularnih vijaka;
- b) sustav prednje i stražnje stabilizacije;
- c) sustav kombinirane stražnje stabilizacije na modelu korporektomije i spondilektomije;
- d) usporediti biomehanička svojstva svakog zasebnog sustava međusobno i s modelom kralježnice.

Specifični ciljevi

U svakoj skupini zasebno analizirati i međusobno usporediti:

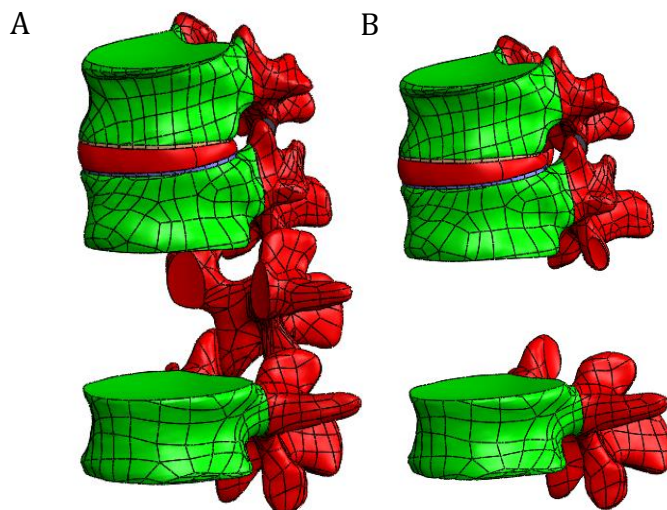
- a) opseg pokreta prvobitnog modela kralježnice, te modela korporektomije i spondilektomije stabiliziranih s tri sustava;
- b) naprezanja u transpedikularnim vijcima, kukicama i šipkama pojedinoga sustava i zasebno u oba modela;
- c) naprezanja u kostima na mjestu spojeva kukica i kosti.

4. PLAN ISTRAŽIVANJA, MATERIJALI I METODE

4.1. Plan istraživanja

Načinjena je biomehanička analiza triju stabilizacijskih sustava na modelu korporektomije i spondilektomije LI kralješka i pritom korištena metoda konačnih elementa. Programski paket koji je korišten za analizu konačnim elementima je Abaqus verzija 6.13-1 (85).

Modelom korporektomije LI (**slika 1A**) simulirani su biomehanički odnosi kralježnice s frakturiranim kralješkom AO tip A3, a modelom spondilektomije (**slika 1B**) biomehanički odnosi frakturiranog kralješka AO tipa B2, B3 i C. Modeli su odabrani tako da maksimalno opterete stabilizacijsku konstrukciju, eliminirajući mogući utjecaj frakturnih ulomaka na prijenos opterećenja.



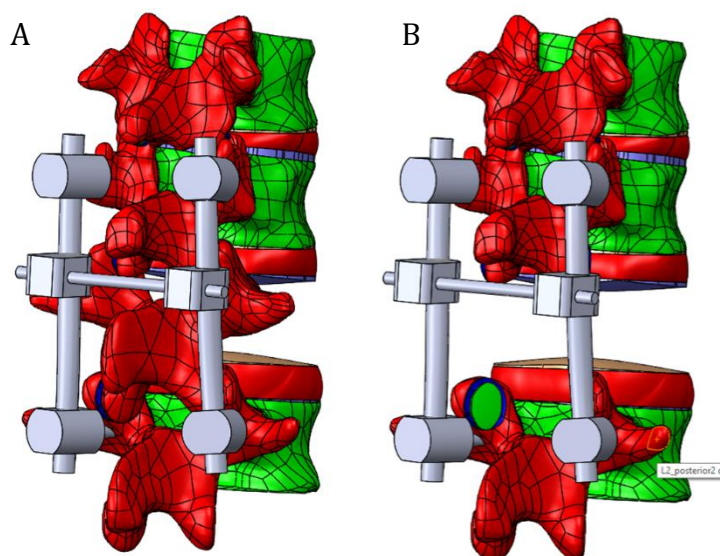
Slika 1. Model korporektomije (A) i model spondilektomije (B) na modelu torakolumbalnog prijelaza koji uključuje kralješke ThXI, ThXII, LI i LII.

Analizirana su i uspoređena biomehanička svojstva triju stabilizacijskih sustava: sustav transpedikularnih vijaka (A), kombinirani stražnji stabilizacijski sustav (B),

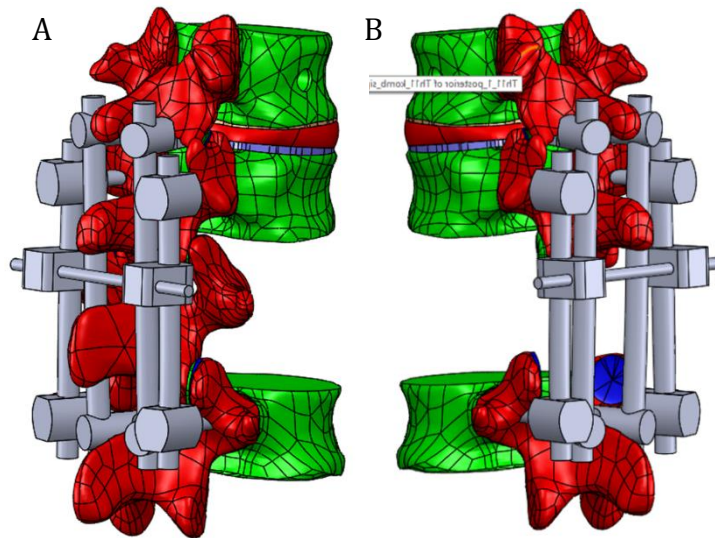
te kombinirani prednji i stražnji stabilizacijski sustav (C) na modelu korporektomije i spondilektomije.

Biomehanička svojstva svakog pojedinačnog sustava stabilizacije u smislu opsega pokreta uspoređena su međusobno i s modelom zdrave kralješnice. Sustavi instrumentacije postavljeni su kako slijedi:

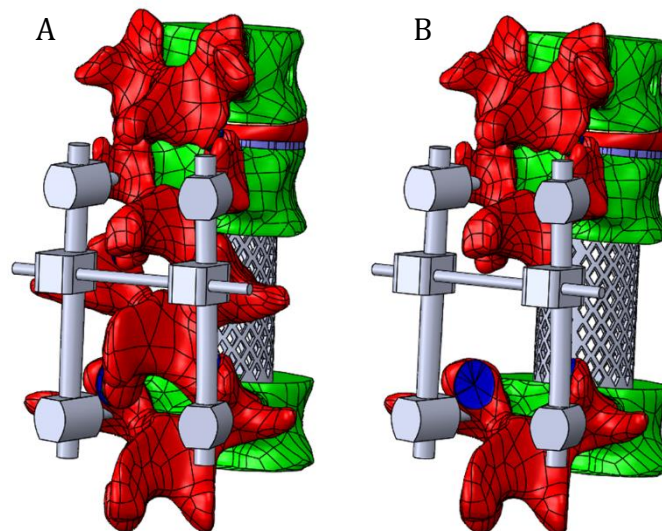
- A) Sustav transpedikularnih vijaka bit će postavljen u pedikle i tijela ThXII i LII kralješaka te povezan uzdužnom i poprečnom spojnicom (**slika 2**).
- B) Kombinirani stražnji stabilizacijski sustav čine transpedikularni vijci kao u A, te sublaminarne kukice koje su postavljene na kranijalni rub lamine LI i kaudalni rub lamine ThXI i spojene uzdužnom spojnicom (**slika 3**).
- C) Kombinirani prednji i stražnji stabilizacijski sustav tvori sustav transpedikularnih vijaka postavljenih kao u A i titanski cilindar koji je umetnut između kralješaka ThXII i LII (**slika 4**).



Slika 2. Stražnja stabilizacija na modelu korporektomije (A) i spondilektomije (B).



Slika 3. Kombinirani sustav stražnje stabilizacije na modelu korporektomije (A) i spondilektomije (B).

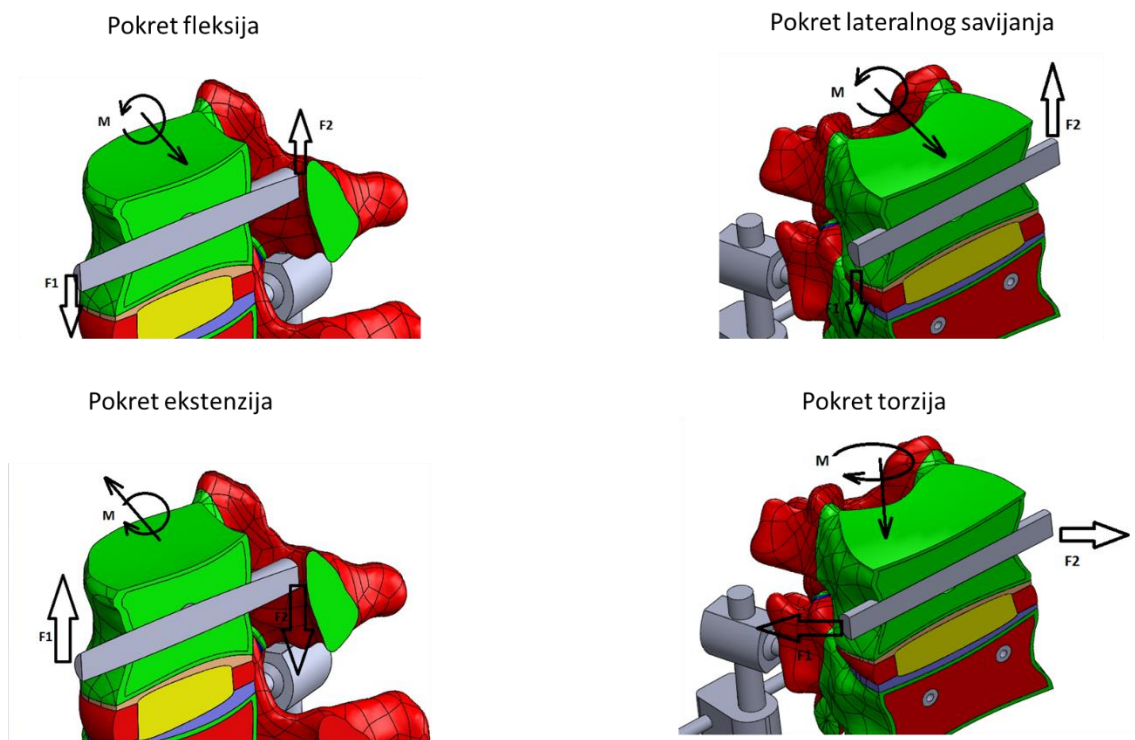


Slika 4. Kombinirani prednji i stražni stabilizacijski sustav na modelu korporektomije (A) i spondilektomije (B).

Opseg pokreta je izmjeren tako da su uspoređeni relativni pomaci specifičnih točaka u trupu kralješka ThXII prilikom zasebnih opterećivanja. Nadalje, analizirana

su naprezanja prilikom opterećenja na pojedinim elementima stabilizacijskih konstrukcija.

Modeli su opterećeni momentima oko triju osi pri čemu dolazi do: fleksije, ekstenzije, desnog lateralnog savijanja i desne osne rotacije. Iznosi momenata savijanja iznose 1,356 Nm, 2,712 Nm, 4,068 Nm (**slika 5**).



Slika 5. Grafički prikazi momenta i osi oko kojih se zbiva kretnja. Momenti označeni s F1 i F2 istog su iznosa ali suprotnog smjera.

Za početak analize, najprije je potrebno izraditi računalne modele dijela kralježnice od ThXI do LII, transpedikularnih vijaka, sublaminarnih kukica, šipki, poprečnih spojnica i titanijskog cilindra.

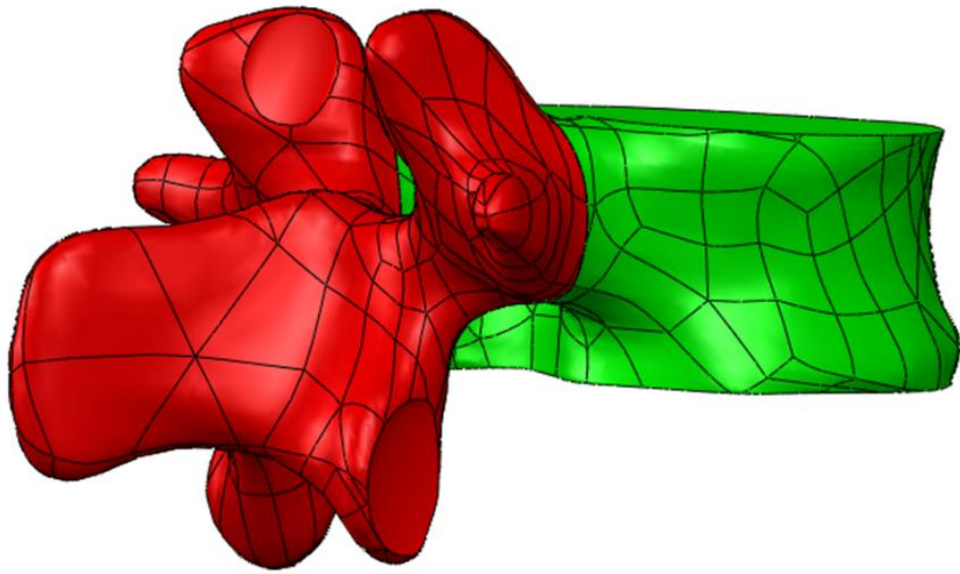
4.2. Materijali i metode

4.2.1. Nastajanje računalnih trodimenzijskih modela

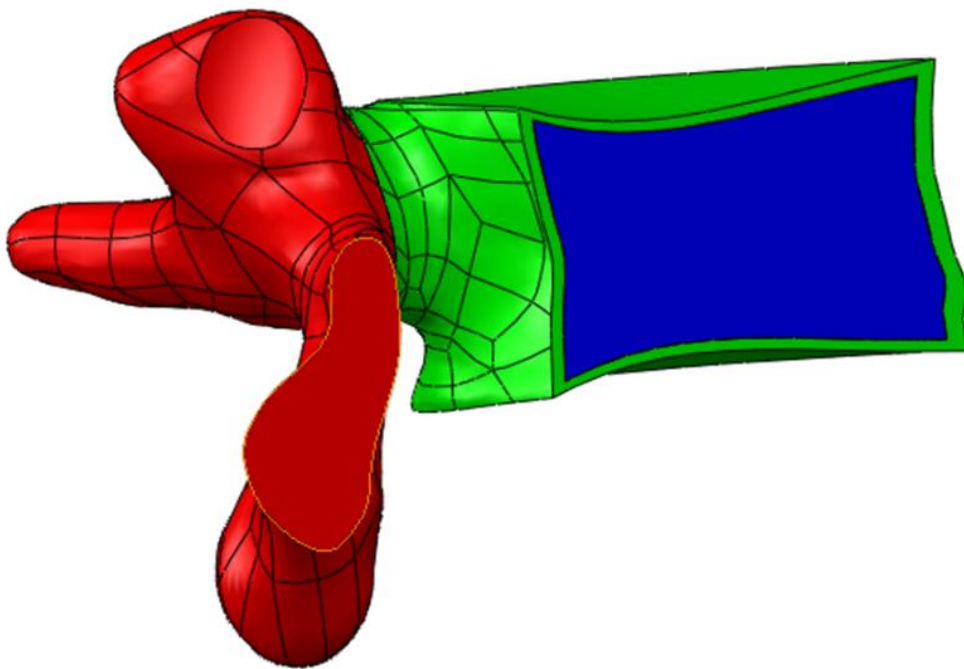
Računalni model dijela kralježnice čine kralješci ThXI, ThXII, LI i LII, te intervertebralni diskovi, prednji i stražnji uzdužni ligament, intertransverzalni, interspinozni, supraspinozni, kapsularni i žuti ligament. Kralješci i odnosi među kralješcima modelirani su na temelju podataka dobivenih računalnom tomografijom mlađeg politraumatiziranog ozljeđenika s neoštećenom kralježnicom. Korišteni podaci su visoke rezolucije, maksimalnog razmaka između slojeva do 1,47 mm, a obuhvaćaju segment kralježnice od ThXII do LII. Računalnim modeliranjem nastali su prema stvarnim dimenzijama i djelovi stabilizacijskih konstrukcija.

4.2.2. Kralješci

Svaki je kralježak zasebno segmentiran koristeći računalni paket 3D Slicer (86), a sastoji se od tijela kralješka i stražnjih elemenata kralješka (pedikli, lamine, zigapoapofizealni zglobovi i spinozni nastavak). Tijela kralježaka modelirana su prema vanjskoj konturi MSCT-a pojedinih kralježaka. Sastoje se od kortikalne kosti debljine jednog milimetra i spongioze koja je uklopljena unutar kortikalne kosti. Stražnji elementi segmentirani su na isti način, ali kao jedna cjelina. **Slika 6** prikazuje računalni model kralješka koji se sastoji od tijela kralješka, zeleno i stražnjih elemenata, crveno. Na **slici 7** vidi se model kortikalne kosti, zeleno u koju je uklopljena spužvasta kost, plavo.



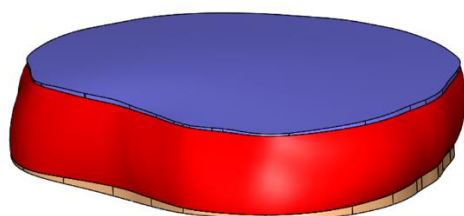
Slika 6. računalni model kralješka



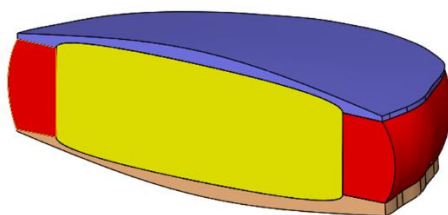
Slika 7. računalni model kortikalne kosti

4.2.3. Intervertebralni diskovi

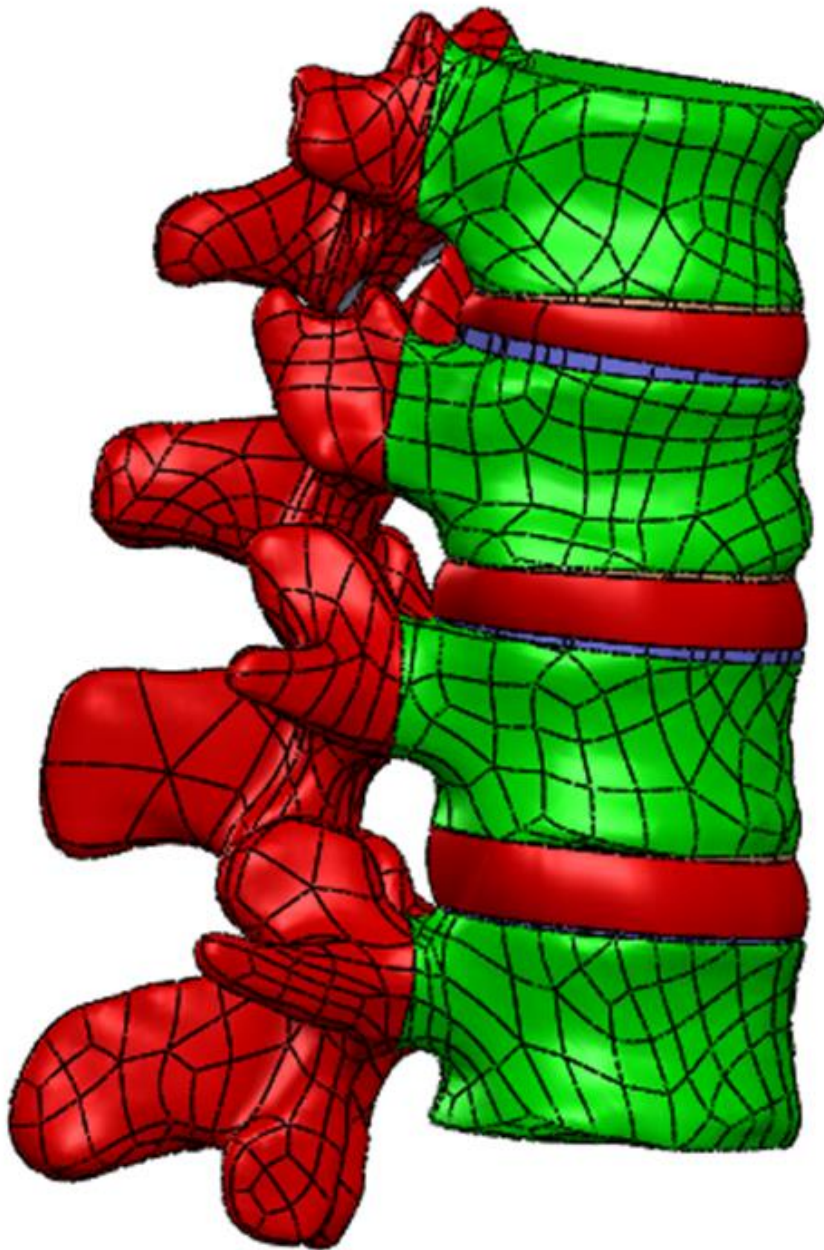
Obzirom da na CT snimkama nije moguće identificirati intervertebralne diskove, oni su modelirani zasebno kao praznina između dvaju susjednih kralježaka pomoću 3D CAD programskog paketa Solidworks 2014 (87). Sastoje se od hrskavične ploče, annulus fibrosus i nucleus pulposus. Na **slici 8** prikazan je model intervertebralnog diska LI-LII, a na **slici 9** vidi se presjek kroz disk gdje se crveno prikazan *annulus fibrosus*, žuto *nucleus pulposus*, a ljubičasto hrskavična ploča.



Slika 8. Model intervertebralnog diska LI-LII



Slika 9. Presjek kroz model intervertebralnog diska LI-LII



Slika 10. Model torakolumbalnog prijelaza. Kralješci LII, LI, ThXII, ThXI.

4.2.4. Ligamenti

Ligamenti su modelirani u programskom paketu za FEM analizu Abaqus 6.13-1 (85). Njihova je geometrija pojednostavljena, te su oni modelirani kao štapni elementi s dva čvora. Poprečni presjeci, hvatišta i orijentacija pojedinih ligamenata preuzeti su iz literature, vidi sliku 10 (88).

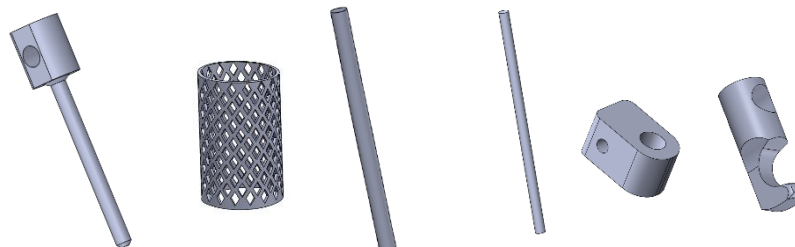
Tablica 1. Vrijednosti modula elastičnosti i dimenzija poprečnog presjeka ligamenata (88).

Ligament	Modul elastičnosti [N/mm²]	Poprečni presjek [mm²]
Prednji longitudinalni	11,9	75,9
Stražnji longitudinalni	12,5	51,8
<i>Ligamentum flavum</i>	2,4	78,7
Kapsularni	7,7	102,5
Intraspinalni	3,4	36,3
Superspinalni	3,4	75,7
Transverzalni	3,4	10

4.2.5. Osteosintetski materijal

Trodimenzijski (3D) modeli transpedikularnih vijaka, sublaminarnih kukica, šipki i poprečnih spojnicu dobiveni su trodimenzijskim skeniranjem poliaksijalnog transpedikularnog vijka dimenzija 6,5 mm x 45 mm (DePuy Synthes, Johnson & Johnson) i uzdužnih titanijskih šipki promjera 5,5 mm. Njihova je geometrija dodatno pojednostavljena u programskom paketu Solidworks radi lakše diskretizacije i dodavanja rubnih uvjeta. Titanski cilindar modeliran je u 3D CAD programskom paketu Solidworks 2014 (87), a mjere su preuzete s Harmsovog intervertebralnog umetka. Materijal svih navedenih dijelova je je legura titana koja

se koristi za izradu implantata (legura Ti-AlV koja sadrži 6% aluminija i 4% vanadija (Ti6Al4V), tvornička oznaka ASTM F-136) (89).



Slika 11. Modeli vijaka, intervertebralnog umetka, uzdužne šipke, poprečne šipke, konzola poprečne spojnice, sublaminarne kukice.

4.3. Nastajanje diskretiziranog modela torakolumbalnog prijelaza ThXI-LII

Kako bi započeli s biomehaničkom analizom potrebno je navedene dijelove sklopa učitati u računalni program Abaqus te ih uklopiti u cjelinu koja čini jedinstveni računalni model torakolumbalnog prijelaza (**slika 10**) - od dvanaestog torakalnog do drugog lumbalnog kralješka, uključujući intervertebralne diskove i rečene ligamente (**slika 12**). Dijelovi sklopa povezani su čvrstim vezama kako bi se dobila jedna cjelina odnosno jedinstven sklop. Kontakt između zglobnih površina zigapoapofizealnih zglobova definiran je tako da ne izaziva silu trenja prilikom pomicanja.

Nadalje, potrebno je svaki dio sklopa modelirati prema mahničkim karakteristikama. Svi navedeni dijelovi definirani su kao linearno elastični izotropni, homogeni materijali s modulom elastičnosti i Poissonovim faktorom preuzetim iz literature (88, 89).

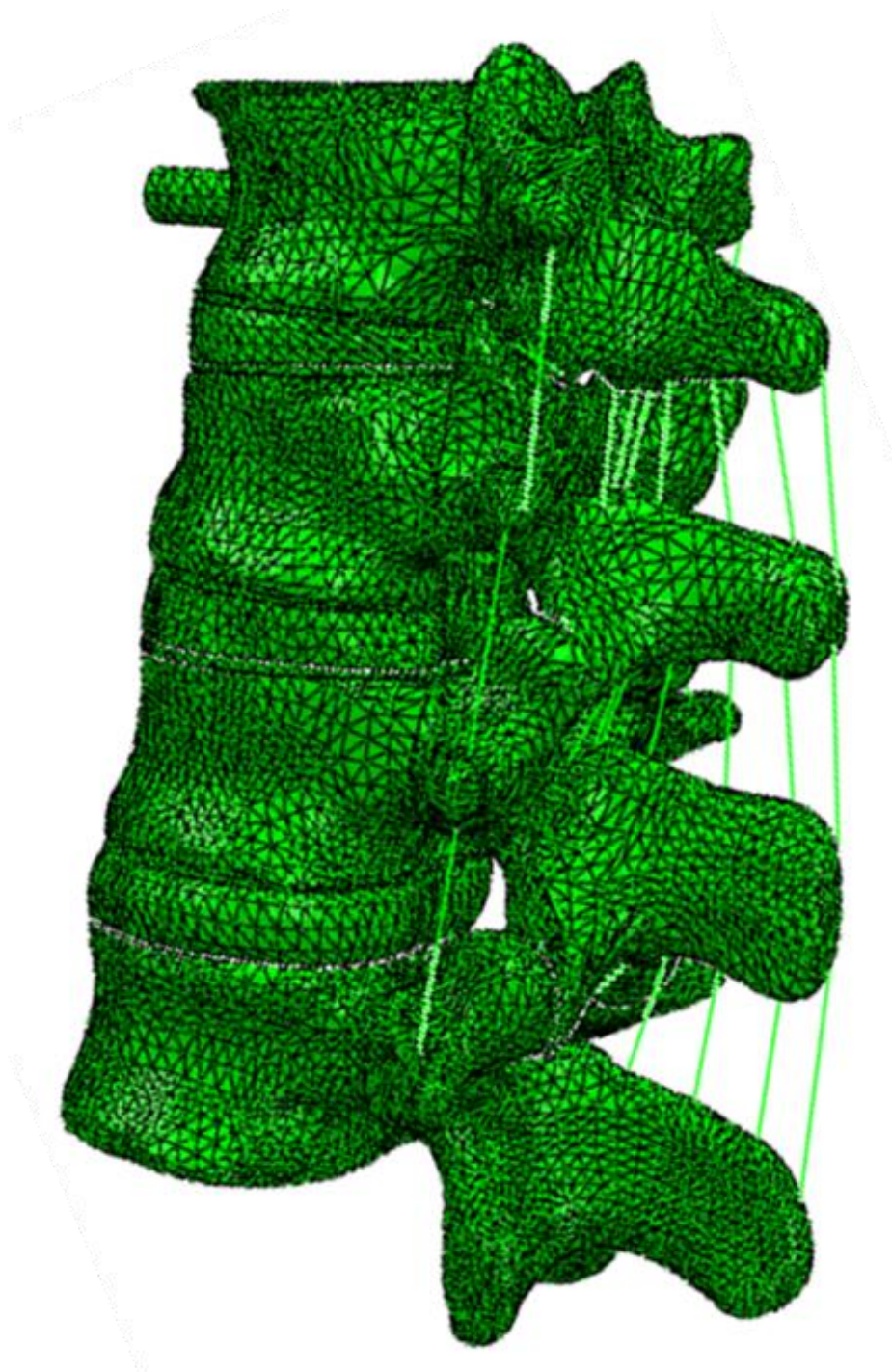
Tablica 2. Karakteristike materijala (89).

Materijal	Modul elastičnosti [N/mm²]	Poissonov faktor
Kortikalna kost	12000	0,3
Spužvasta kost	100	0,2
Stražnji elementi	3500	0,25
<i>Annulus fibrosus</i>	4	0,3
<i>Nucleus Pulposus</i>	1,5	0,4
Hrskavice	1000	0,4
Titan	114000	0,34

4.3.1. Diskretizacija kralježaka i ligamenata

Diskretizacija modela napravljena je u programskom paketu ABAQUS 6.13-1. Kralješci su diskretizirani koristeći trodimenzijske tetraedarske elemente C3D10. Intervertebralni diskovi diskretizirani su također koristeći trodimenzijske tetraedarske elemente C3D10.

Ligamenti (prednji i stražnji uzdužni, intertransverzalni, interspinozni, supraspinozni, kapsularni i žuti) su modelirani i diskretizirani štapnim elementima s dva čvora koji prenosi samo vlačna opterećenja, dok tlačna ne prenose. Materijalne karakteristike i poprečni presjeci se mogu iščitati iz tablice. Orijentacija i hvatišta su definirani prema podacima iz literature (88). Vidi **tablicu 2**.



Slika 12. Diskretizirani model torakolumbalnog prijelaza.

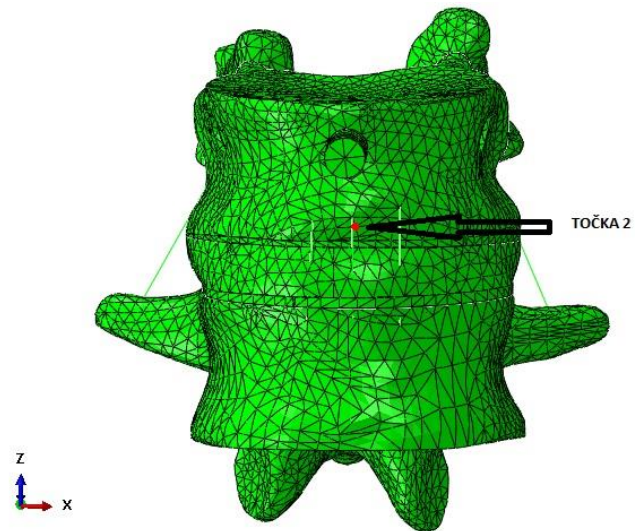
4.4. Verifikacija i validacija modela torakolumbalnog prijelaza

Za potrebe validacije svojstva stvorenog modela odlučeno je analizirati opseg pokreta FJK ThXII – LI „*in silico*“ simulirajući eksperiment opisan u radu Markolf-a iz 1972 (90).

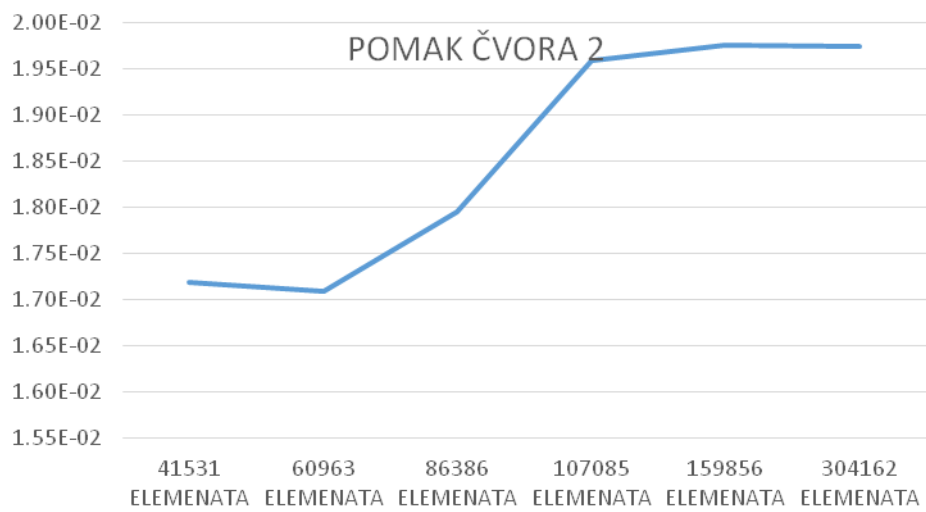
4.4.1. Verifikacija

Prije validacije modela potrebno je provjeriti točnost matematičke formulacije određivanjem konvergencije rješenja. Konvergencijom rješenja određena je optimalna gustoća mreže konačnih elemenata.

Konvergencija rješenja mreže konačnih elemenata napravljena je djelovanjem tlačnog površinskog opterećenja ravnomjerno po pokrovnoj površini kralješka ThXII u smjeru Z osi ukupnog iznosa od 0,88 MPa, kaudalna ploha LII kralješka je nepomično uklještena (**slika 13**). Konvergencijom rješenja (**slika 13**) s različitim brojem konačnih elemenata zaključeno je da je optimalan broj konačnih elemenata 107085 u modelu funkcijske jedinice kralježnice (FJK) ThXII-LI (**slika 18**). Temeljem rezultata verifikacije predviđen broj konačnih elemenata u modelu torakolumbalnog prijelaza iznosi 282 885 elemenata.



Slika 13. Položaj točke/čvora 2 na FJK ThXII-LI.

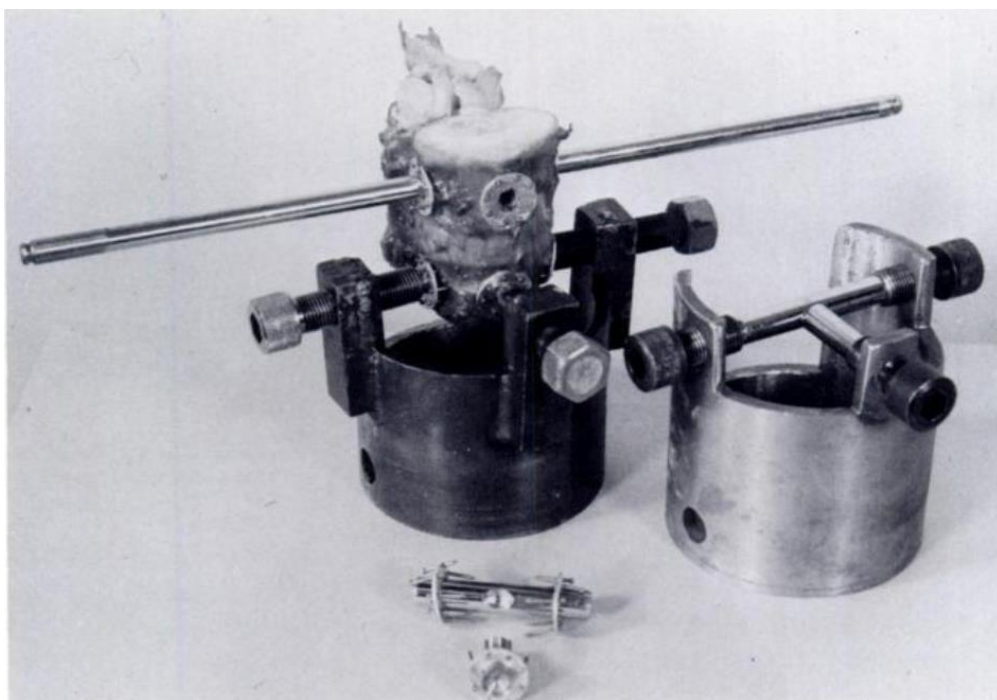


Slika 14. Odnos pomaka čvora 2 i broja konačnih elemenata pri istom opterećenju (0,88 MPa).

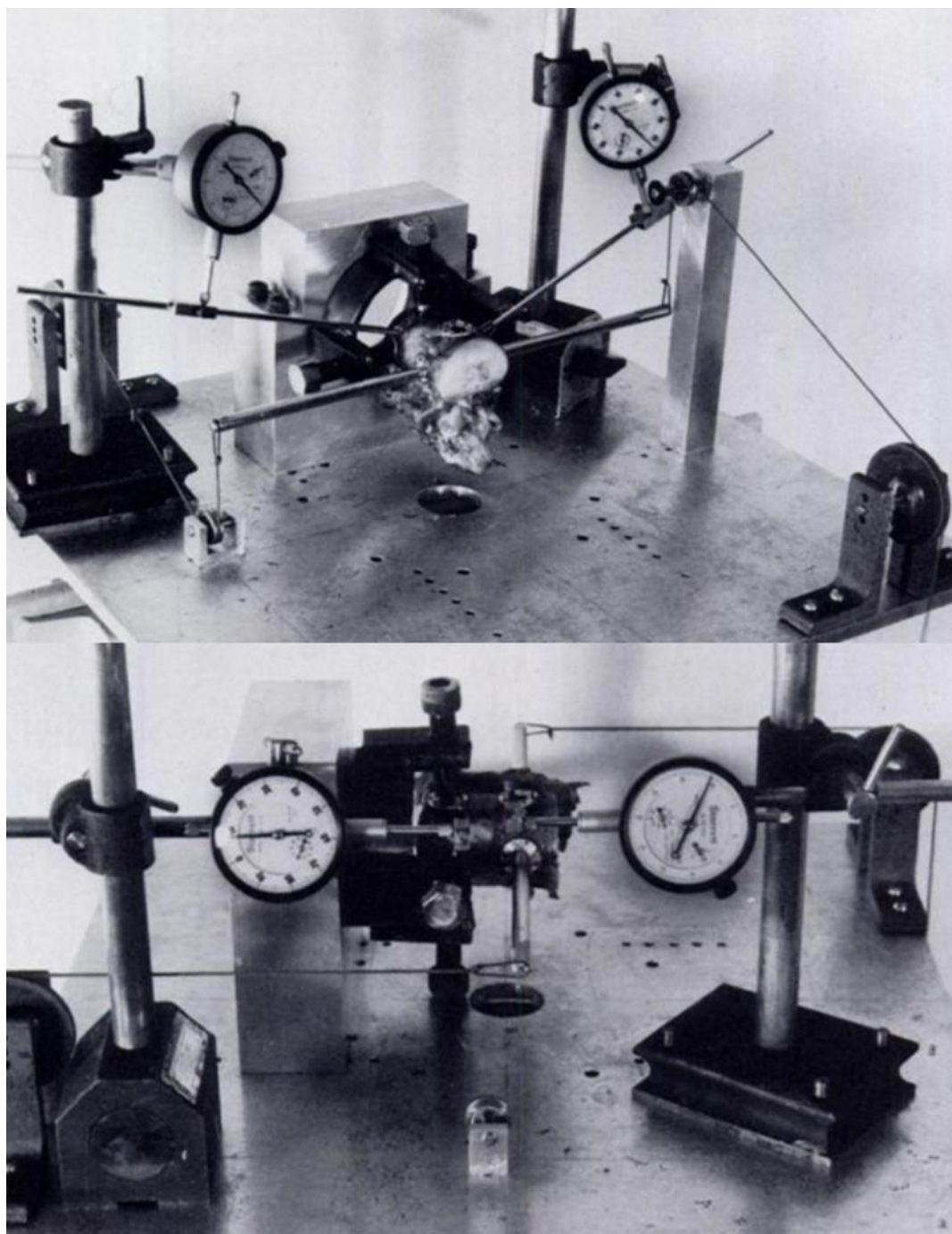
4.4.2. Validacija

Za potrebe validacije svojstva stvorenog modela odlučeno je analizirati opseg pokreta funkcijske jedinice kralježnice (FJK) ThXII-LI „*in silico*“ ponavljajući eksperiment proveden u radu Markloff-a iz 1972 (90).

Markloff je u svome radu izmjerio opseg pokreta humane FJK ThXII-LI podvrgnute različitim opterećenjima. U tom eksperimentu su kroz tijelo ThXII kralješka, umetnuli dvije međusobno okomite čelične šipke u X i Y osi, a tijelo LI kralješka nepomično je uklješteno (**slika 15**). Sustavom kolotura aplicirana je sila koja izaziva fiziološku fleksiju, ekstenziju, lateralno uvijanje i torziju (**slika 16**). Izmjerena je relativna rotacija, a rezultati su zabilježeni i prikazani dijagramima međusobne ovisnosti momenta i kuta zakreta. Dobivene krivulje su nelinearne, a veličine K_t , K_e , K_f i K_l dobivene su izračunom kuta nagiba krivulje ($\tan \alpha$) koji opisuje FJK, kako bi se iskazala linearna krutost FJK. Linearna krutost sustava uvedena je i korištena radi jednostavnije interpretacije rezultata (**slika 17**).



Slika 15. Preuzeta iz rada: “ Deformation of the thoracolumbar intervertebral joints in response to external loads: a biomechanical study using autopsy material. Markolf KL. J Bone Joint Surg Am. 1972 Apr;54(3):511-33“, a pokazuje način uklještenja LI kralješka i šipke umetnute u ThXII kralježak za aplikaciju sila.



Slika 16. Preuzeta iz rada: "Deformation of the thoracolumbar intervertebral joints in response to external loads: a biomechanical study using autopsy material. Markolf KL. J Bone Joint Surg Am. 1972 Apr;54(3):511-33.", sustav kolotura za prijenos opterećenja na kralježak ThXII.

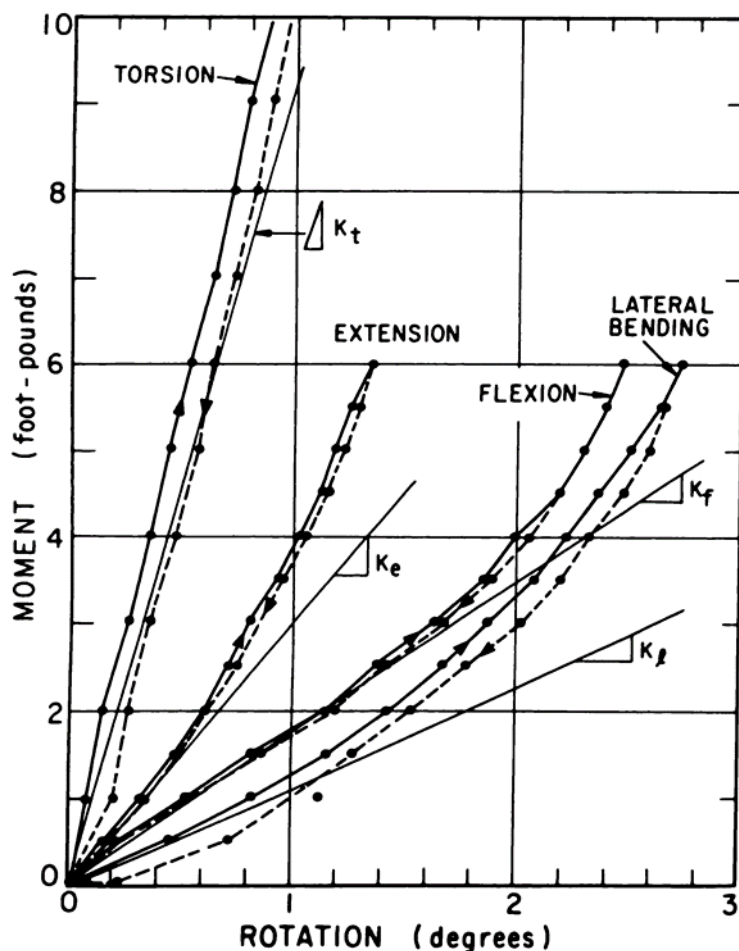


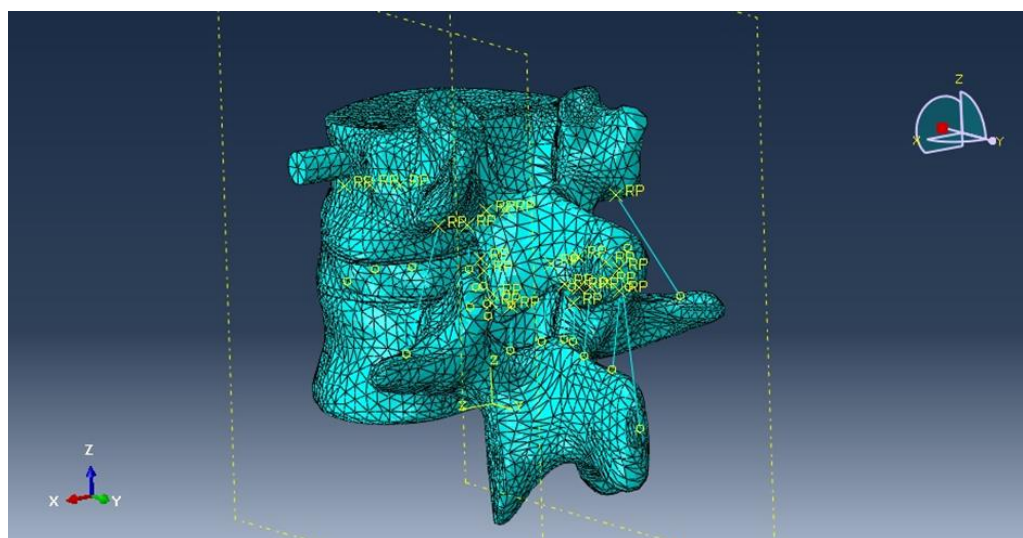
FIG. 10

Moment-rotation curves for a typical disc, the one between the twelfth thoracic and first lumbar vertebrae of Specimen 16, showing relative initial stiffness for lateral bending (K_b), flexion (K_f), extension (K_e) and torsion (K_t). The solid lines indicate loading and the broken lines, unloading cycles. Note that in each instance the loading and unloading curves are essentially the same. (1 foot-pound force = 1.356 newton-meters.)

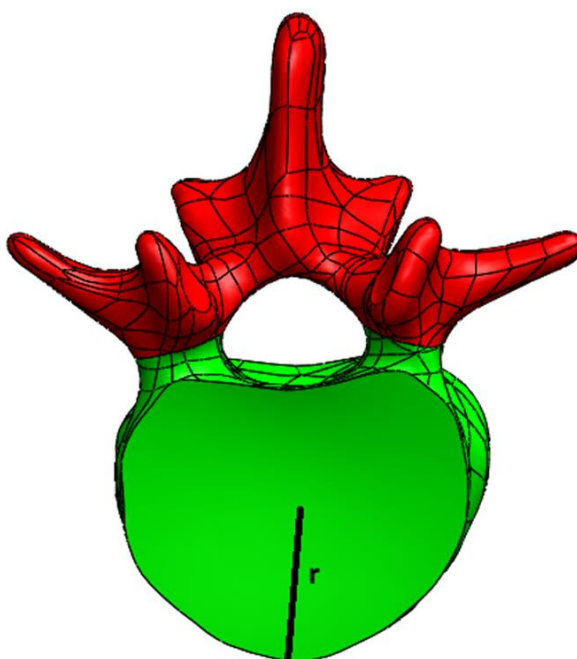
Slika 17. Preuzeta iz rada: "Deformation of the thoracolumbar intervertebral joints in response to external loads: a biomechanical study using autopsy material. Markolf KL. J Bone Joint Surg Am. 1972 Apr;54(3):511-33.", krivulje relativnog pomakama kralješka ThXII prilikom cikličkih opterećenja izazivajući pokret torzije, ekstenzije, fleksije i lateralnog savijanja. Dobivene krivulje su nelinearne, a vrijednosti K_t , K_e , K_f i K_b dobivene su izračunom kuta nagiba krivulje ($\tan \alpha$) koje predstavljaju linearnu krutost sustava.

Navedeni eksperimentalni rad je reproduciran „*in silico*”. Iz prethodno stvorenog modela torakolumbalne kralježnice ThXI-LII izuzet je segment ThXII-LI

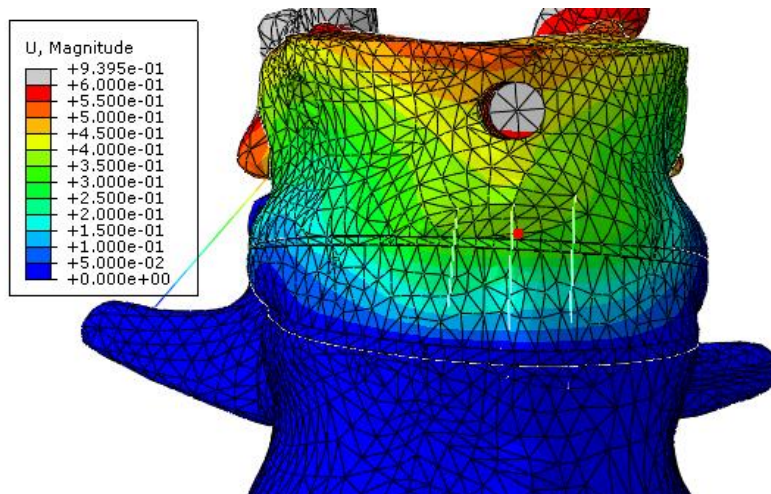
te je modificiran kako bi se zadovoljili rubni uvjeti i način opterećivanja opisan u radu Markolff-a (**slika 18**) (90). Markolff je u svom radu opteretio FJK sa ukupno 10 različitih inkrementalnih momenta (90). Za potrebe validacije u ovom radu FJK je opterećen samo s tri momenta, od 1,356 Nm, 2,712 Nm, te 4,068 Nm, kako bi se broj analiza sveo na razumnu mjeru, a pritom ne utječući na rezultat, uzimajući u obzir linearnost sustava. Na temelju duljine šipke preko koje se opterećuje segment kralježnice (53 mm) izračunate su sile čijim se spregom dobiju gore navedeni momenti. Dobiveni pomak točke preračunat je u kut kako bi rezultat bio usporediv s pokusom izvedenim 1972. godine (90). Obzirom na male kutove rotacije, može se primijeniti aproksimacija $\tan\alpha=\alpha$. Tangens kuta je izračunat podijelivši pomak točke s radijusom kuta rotacije, dužinom koji spaja promatranu točku s centrom rotacije (**slika 19**). Bilježeni su pomaci u čvoru broj 760 prilikom pokreta fleksije i ekstenzije (**slika 20**), čvoru broj 2019 prilikom pokreta lateralne rotacije (**slika 21**) i čvoru broj 529 prilikom pokreta torzije (**slika 22**). Rezultati su zabilježeni i prikazani na moment/kut (deg) dijagramu.



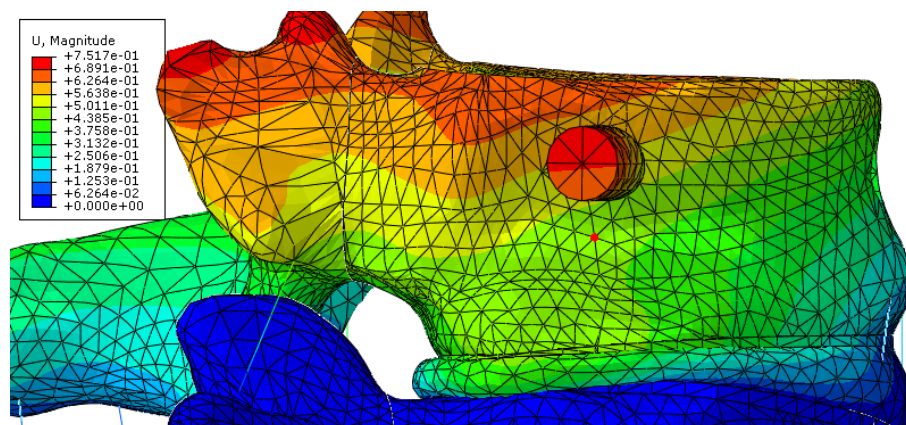
Slika 18. Diskretizirani model FJK ThXII-LI uključujući ligamente i šipku umetnutu u tijelo kralješka ThXII.



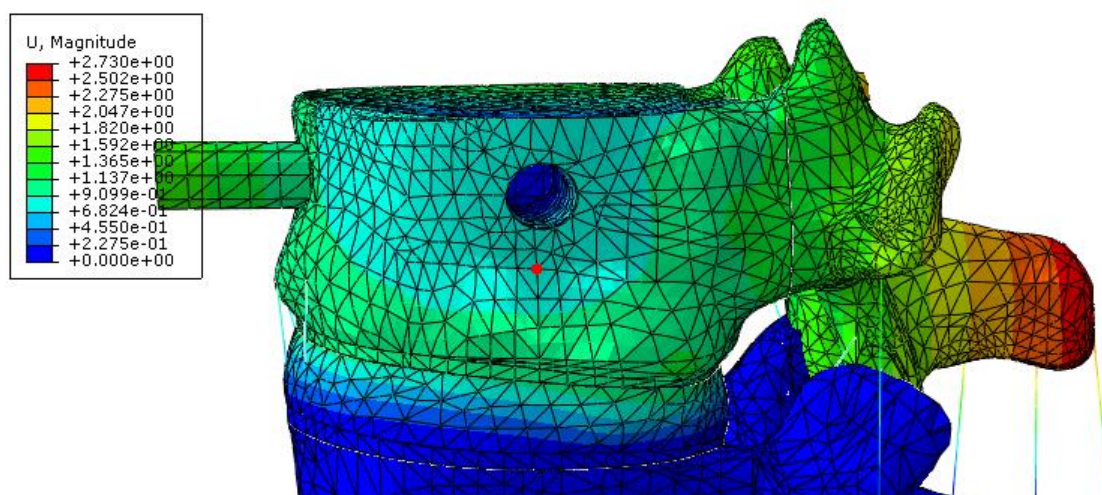
Slika 19. Kralježak ThXII i radijus kuta rotacije. Radijus kuta rotacije određen je kao dužina između centra rotacije i točke A.



Slika 20. Položaj čvora broj 760 označenog crvenom točkom u kojoj je mjereno pomak prilikom pokreta fleksije i ekstenzije.



Slika 21. Položaj čvora broj 2019 označenog crvenom točkom u kojoj je mjereno pomak prilikom pokreta lateralnog savijanja.



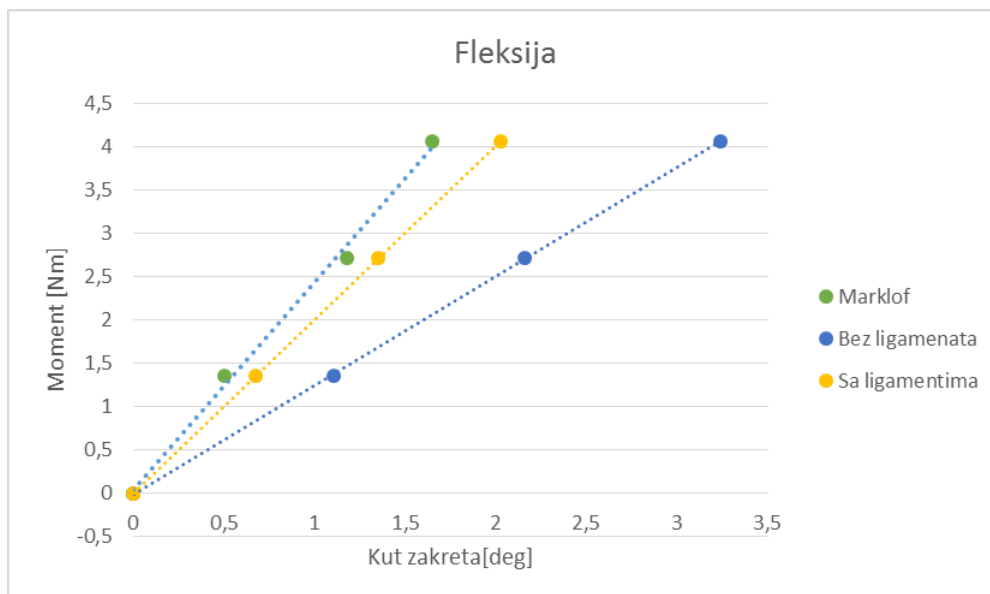
Slika 22. Položaj čvora broj 529 označenog crvenom točkom u kojoj je mjereno pomak prilikom pokreta torzije.

4.4.3. Rezultati validacije

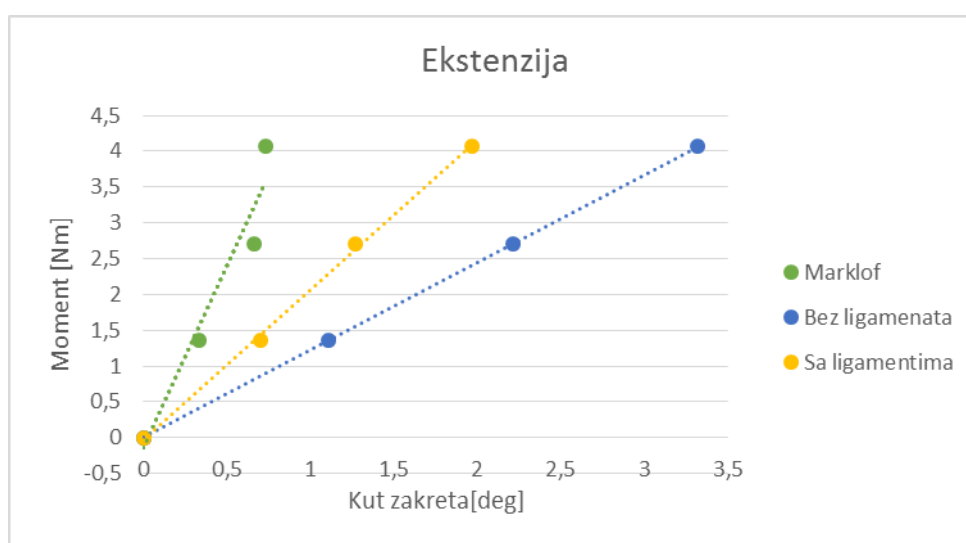
Rezultati validacije, kutevi zakreta, prikazani su tablično (**tablica 3**) i dijagramski (**slika 23, 24, 25 i 26**)

Tablica 3. Rezultati validacije. Zakret točke u ovisnosti o momentu sile za pokret fleksije, ekstenzije, lateralnog savijanja i torzije.

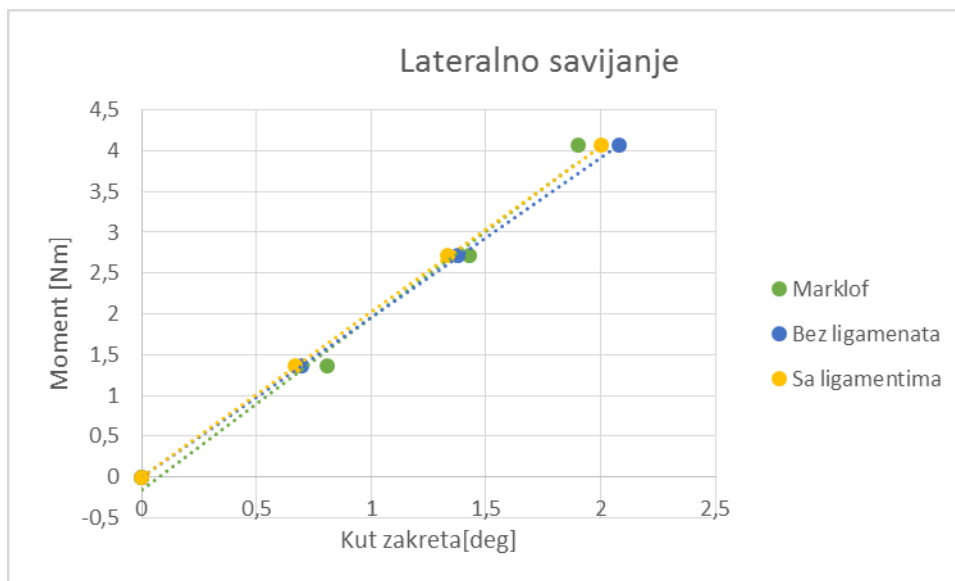
Fleksija			
Moment (Nm)	Rotacija Marklof (deg)	Rotacija modela FJK THXII-LI (Deg) bez ligamenata	Rotacija modela FJK THXII-LI (Deg) sa ligamentima
0	0	0	0
1,356	0,5	1,107992854	0,676847902
2,712	1,18	2,161146702	1,353695804
4,068	1,65	3,241718263	2,030543707
Ekstenzija			
Moment (Nm)	Rotacija Marklof (deg)	Rotacija modela FJK THXII-LI (Deg) bez ligamenata	Rotacija modela FJK THXII-LI (Deg) sa ligamentima
0	0	0	0
1,356	0,33	1,107992854	0,701916343
2,712	0,66	2,21676641	1,267746864
4,068	0,73	3,323359012	1,969663207
Lateralno savijanje			
Moment (Nm)	Rotacija Marklof (deg)	Rotacija modela FJK THXII-LI (Deg) bez ligamenata	Rotacija modela FJK THXII-LI (Deg) sa ligamentima
0	0	0	0
1,356	0,81	0,696186414	0,667536767
2,712	1,43	1,375183039	1,335073534
4,068	1,9	2,082829312	2,002610301
Torzija			
Moment (Nm)	Rotacija Marklof (deg)	Rotacija modela FJK THXII-LI (Deg) bez ligamenata	Rotacija modela FJK THXII-LI (Deg) sa ligamentima
0	0	0	0
1,356	0,1	0,807172654	0,809663927
2,712	0,18	1,409632371	1,402587049
4,068	0,2	1,988557027	1,975579982



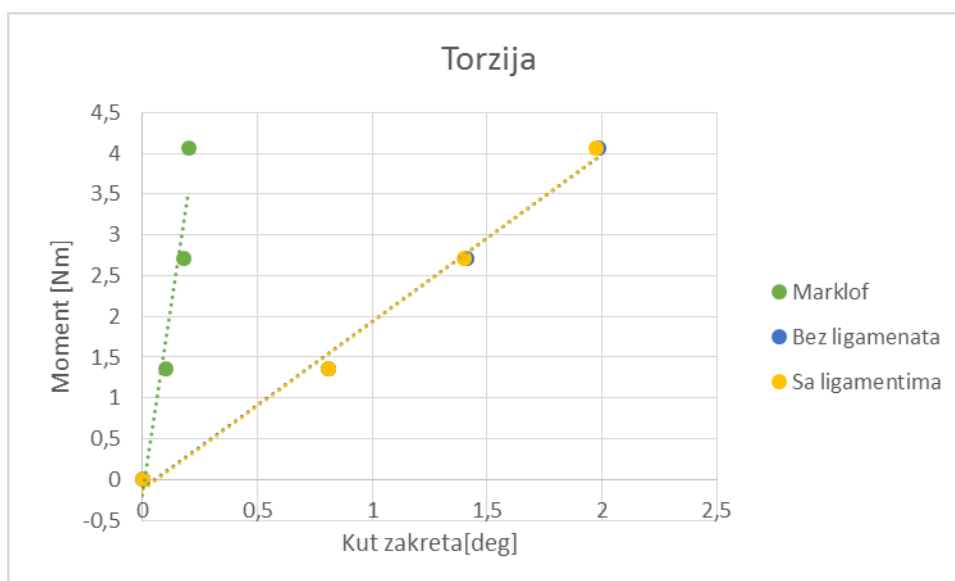
Slika 23. Dijagram moment kut-zakreta, prikazuje odnose krutosti FJK iz eksperimentalnog modela (zelena krivulja), „*in silico*“ reproduciranog eksperimenta sa ligamentima (žuta krivulja) i „*in silico*“ reproduciranog eksperimenta bez ligamenata (plava krivulja) prilikom pokreta fleksije.



Slika 24. Moment kut-zakreta dijagram, prikazuje odnose krutosti FJK iz eksperimentalnog modela (zelena krivulja), „*in silico*“ reproduciranog eksperimenta sa ligamentima (žuta krivulja) i „*in silico*“ reproduciranog eksperimenta bez ligamenata (plava krivulja), prilikom pokreta ekstenzije.



Slika 25. Moment kut-zakreta dijagram prikazuje odnose krutosti FJK iz eksperimentalnog modela (zeleni krivulja), „*in silico*“ reproduciranog eksperimenta sa ligamentima (žuta krivulja) i „*in silico*“ reproduciranog eksperimenta bez ligamenata (plava krivulja), prilikom pokreta lateralnog savijanja.



Slika 26. Moment kut-zakreta dijagram, prikazuje odnose krutosti FJK iz eksperimentalnog modela (zeleni krivulja), „*in silico*“ reproduciranog eksperimenta sa ligamentima (žuta krivulja) i „*in silico*“ reproduciranog eksperimenta bez ligamenata (plava krivulja), prilikom pokreta torzije.

Prethodno predstavljeni tablični i slikovni rezultati mogu se sažeti. Funkcijska jedinica kralježnice je opterećena s tri momenta od 1,3 Nm, 2,7 Nm i 4

Nm kako bi se opisao pokret fleksije, ekstenzije, lateralnog savijanja i torzije. Razlika rotacije za svako pojedinačno opterećenje kao i srednja razlika rezultata iz eksperimentalnog rada Markolff-a i rezultata dobivenih računalnom simulacijom, iznosi za pokret fleksije pojedinačno za svaki moment (1,356 Nm, 2,712 Nm i 4,068 Nm) 8,81%, 7,06%, 0,3%, a prosječno za 5,39% (tablica 3 i slika 23), za pokret ekstenzije pojedinačno za svaki moment za 41,9%, 35,73%, 54,25%, a prosječno za 43,98% (**tablica 3 i slika 24**), za pokret lateralnog savijanja savijanja pojedinačno za svaki moment za 9,83%, 2,1%, 13,28%, a prosječno za 8,4% (**tablica 3 i slika 25**), za pokret torzije pojedinačno za svaki moment za 81,95%, 81,25%, 85,21%, a prosječno za 82,8% (**tablica 3 i slika 26**).

U svrhu validacije učinkovitosti ligamenata napravljena je simulacija bez i sa ligamentima. Dokazano je da ligamentarni sklop značajno doprinosi krutosti FJK.

4.4.3.1. Interpretacija rezultata validacije

U ovom radu napravljena je indirektna metoda validacije. Testirani model ne predstavlja najbližu moguću repliku eksperimentalnog modela. Testirani model je nastao na temelju MSCT-a istog segmenta humane kralježnice, ali od pojedinca značajno različitih demografskih karakteristika iz čega može proizići razlika u geometriji koštanih struktura. Nadalje, zasigurno postoje značajne razlike u modeliranju mekotkivnih elemenata ispitanog segmenta. Te razlike proizlaze iz demografskih podataka ispitanika, ali i iz aproksimacije definitivnih morfoloških i materijalnih karakteristika mekih tkiva, ligamenata i intervertebralnih diskova.

Parametri, rubni uvjeti, način opterećivanja, prema kojima je izveden eksperimen 1970. godine vjerno su replicirani (90). Uspoređeni su rezultati relativnih pomaka čvora 760 (**slika 20**) kod pokreta fleksije i ekstenzije, čvora 2019 (**slika 21**) kod pokreta lateralnog savijanja, te čvora 529 (**slika 22**) prilikom torzije. Iz rezultata (**tablica 3, slika 23 i 25**) je vidljiv sličan rezultat prilikom pokreta fleksije i lateralnog savijanja. Razlika u čvrstoći, linearnoj funkciji odnosa mometa i kuta zakreta, zabilježena je prilikom ekstenzije i torzije (**tablica 3 i slika 24 i 26**).

Međusobnom usporedbom fleksije i ekstenzije kao dva recipročna pokreta zabilježena je manja krutost računalnog modela prilikom ekstenzije (**tablica 3, slika 25 i 26**).

Uzimajući u obzir iznose sila koje su korištene u procesu validacije može se zaključiti da kost nema značajan utjecaj na rezultat, jer se ne deformira. Do deformacije dolazi na razini mekših tkiva, diska i ligamenata. Važno je naglasiti da utjecaj na zabilježenu razliku zasigurno proizlazi iz razlika materijalnih karakteristika svojstava kojima su opisana tkiva diska i ligamenata računalnog modela i tkiva „*in vivo*“. Tkiva „*in vivo*“ su heterogena i pokazuju viskoelastična svojstva. Ligamenti, intervertebralni diskovi i kosti su u računalnom modelu opisani kao linearno elastični.

Prilikom razmatranja uzroka razlika rezultata, važno je skrenuti pažnju na manji broj studija koje se bave eksperimentalnim mjerenjima mehaničkih karakteristika tkiva, a varijabilnosti u razlici mehaničkih svojstava tkiva doprinosi specifična anatomska lokacija testiranog uzorka kao i razlike koje se javljaju na istoj specifičnoj anatomskej lokaciji između pojedinaca, što je najizraženije kod ligamenata.

Ligamenti u računalnom modelu, opisani su kao elementi koji jedino prenose vlačno opterećenje, a ne sudjeluju u prijenosu tlačne sile. Navedena aproksimacija nije sasvim realna jer se pokazalo da ligamenti dijelom sudjeluju u prijenosu tlačnog opterećenja, što dolazi najviše do izražaja prilikom opterećivanja relativno manjim momentima (91).

Intervertebralni disk računalnog modela modeliran je kao homogeni linearno elastični materijal dok je u stvarnosti on heterogena viskoelastična struktura. Sastoji se od fibroznog prstena (*annulus fibrosus*) i elastične sredine (*nucleus pulposus*). Fibrozni prsten je kompozitne strukture, građen od vlakana kojima je ojačan kolagenski matriks. Vlakna prstena orijentirana su međusobno pod kutem, tako da efikasnije prenose naprezanja, a najizraženije prilikom pokreta torzije. *Nucleus pulposus* predstavlja središnji dio intervertebralnog diska koji je građen od proteoglikana. Proteoglikani su hidrofilne molekule, vežu molekule vode, a iz

mehaničke perspektive nucleus pulposus najefikasnije absorbira tlačna opterećenja i najvjernije je opisan poroelastičnim mehaničkim svojstvima.

Indukcijom iz dobevenih rezultata validacije na računalni model TLP, može se zaključiti da model TLP pokazuje vjeran opseg pokreta prilikom fleksije i lateralnog savijanja, a prilikom ekstenzije i torzije prikazuje usporediv opseg pokreta.

4.4.4. Diskretizirani modeli korporektomije i spondilektomije sa umetnutim diskretiziranim stabilizacijskim sustavima

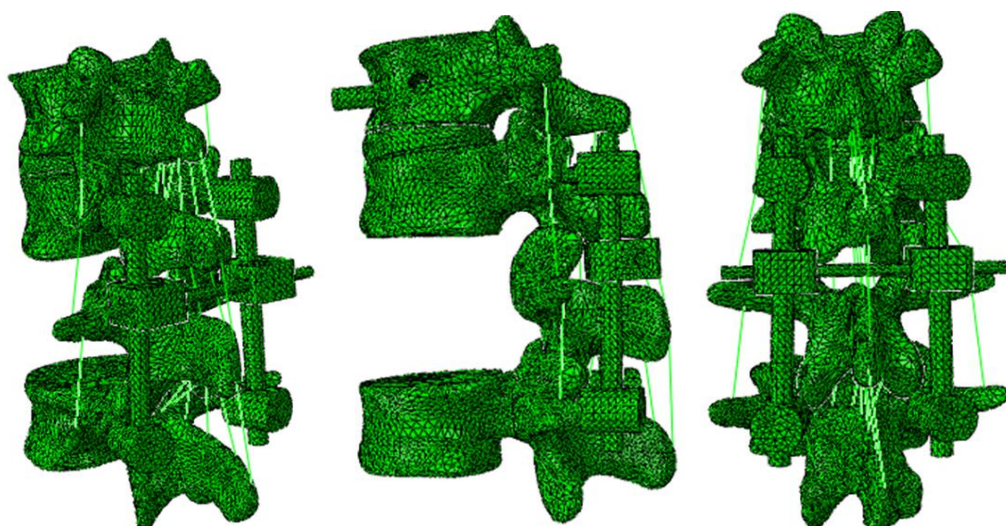
4.4.4.1. Sustav transpedikularnih vijaka, stražnja stabilizacija

Model stabilizacijskog sustava transpedikularnih vijaka nastat će na temelju prethodno stvorenog modela torakolumbalne kralježnice daljnjom modifikacijom, umetanjem transpedikularnih vijaka u pedikle ThXII i LII kralješka. Kontakt između vijaka i koštanih struktura definiran je kao čvrst. Tijelo vijaka je modelirano kao cilindar koji je umetnut u pedikl i tijelo kralješka. Navoji vijaka su zanemareni kako bi se smanjila kompleksnost proračuna. U glave vijaka umetnuta je uzdužna šipka, a međusobni je kontakt definiran čvrstim. Na dvije uzdužne šipke postavljena je poprečna spojnica, a kontakt je među njima definiran kao čvrst. Osteosintetski materijal je diskretiziran tetraedarskim konačnim elementima (C3D10) (**tablica 4, slika 27 i 28**).

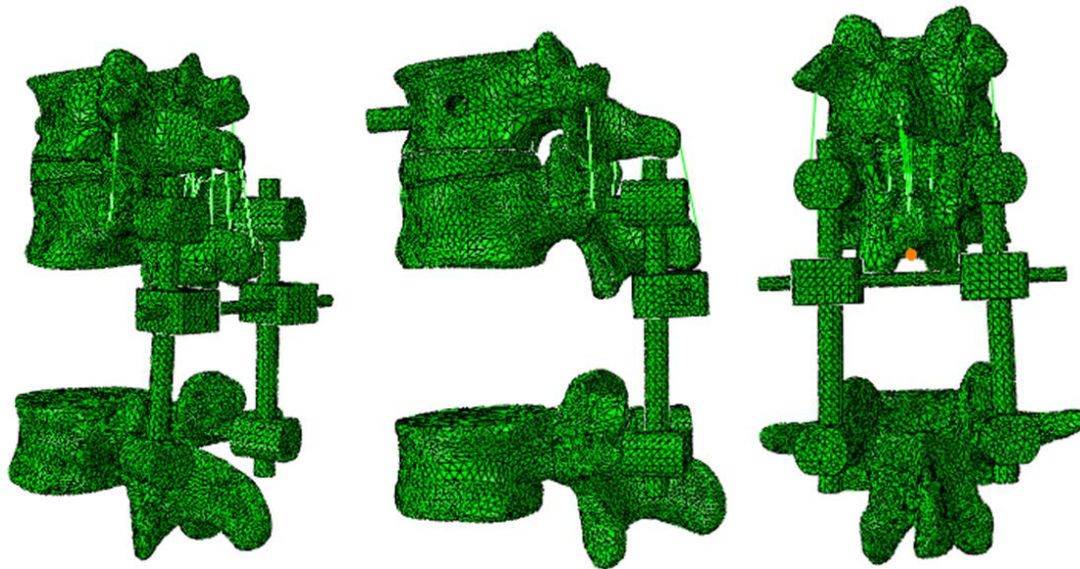
Stvoreni model dalje je modificiran na dva načina: a) isključivanjem tijela kralješka LI kako bi se dobio model korporektomije (**Slika 27**) i b) isključivanjem čitavog kralješka LI kako bi se dobio model spondilektomije (**Slika 28**) koji uključuju stražni sustav stabilizacije.

Tablica 4. Vrsta i broj konačnih elemenata u pojedinom dijelu osteosintetskog materijala

Dio	Tip konačnog elementa	Broj konačnih elemenata	Poprečni presjek (mm)
Uzdužna šipka		1709	5,5
Poprečna šipka		1031	3
Vijak		3453	6,5
Konzola poprečne spojnice	Tetraedralni C3D10	2979	-
Intervertebralni umetak		8910	-



Slika 27. Diskretizirani model stražnje stabilizacije na modelu korporektomije.

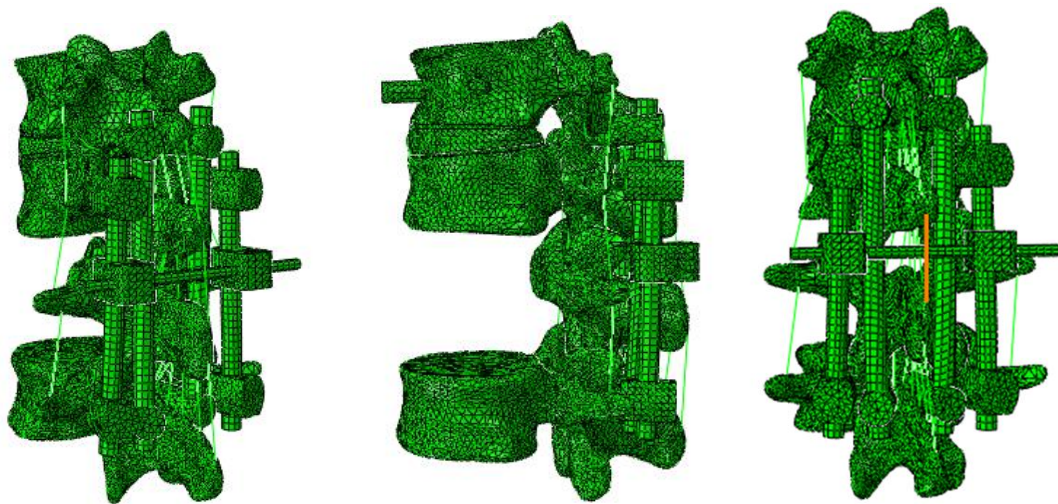


Slika 28. Diskretizirani model stražnje stabilizacije na modelu spondilektomije.

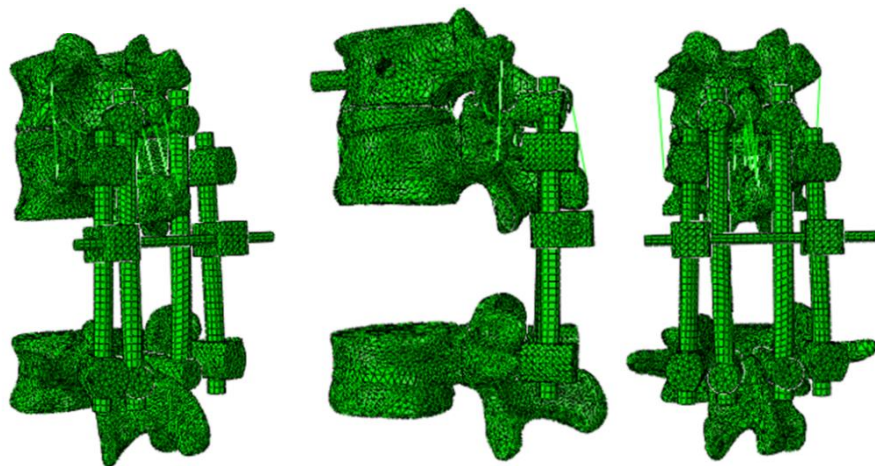
4.4.4.2. **Kombinirani stražnji stabilizacijski sustav**

Model kombiniranog stražnjeg stabilizacijskog sustava nastao je na temelju prethodno opisanog modela stražnjeg stabilizacijskog sustava dalje modificiranog umetanjem sublaminarnih kukica obostrano na kranijalni rub lamine L1 i na kaudalni rub lamine ThXI. Kukice su međusobno spojene uzdužnim šipkama, a spoj između kukice i šipke definiran je kao čvrst. Promjer, vrsta i gustoća mreže konačnih elemenata korištenih za diskretizaciju uzdužnih šipki jednak je uzdužnim šipkama modela stražnjeg sustava stabilizacije. Kukice su diskretizirane mrežom tetraedarskih elemenata tipa C3D10 od 1188 pojedinačnih elemenata (**tablica 4, slika 29 i 30**).

Daljnjom modifikacijom, kako je prethodno opisano, stvoren je model korporektomije i spondilektomije uz stražnji kombinirani sustav stabilizacije (**slika 29 i 30**).



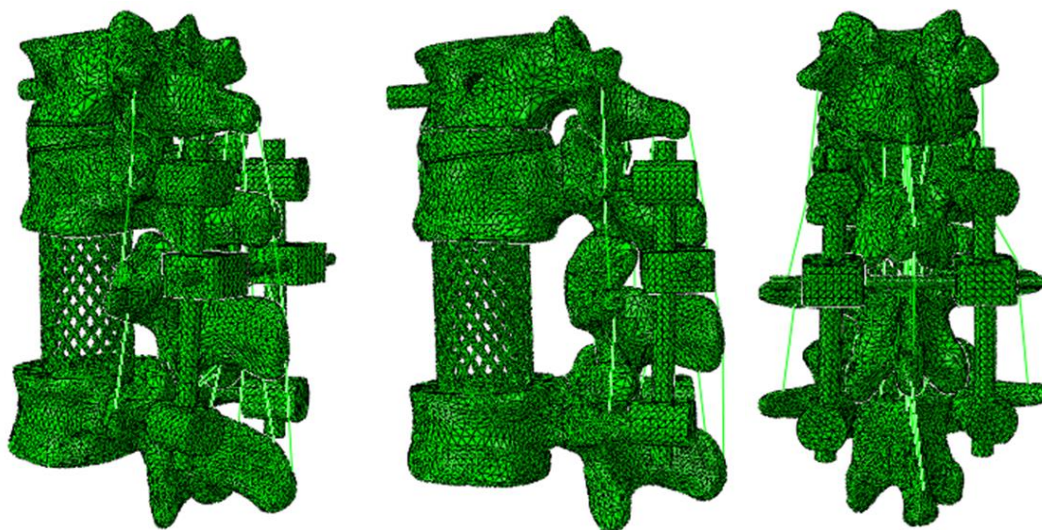
Slika 29. Diskretizirani model udružene stražnje stabilizacije na modelu korporektomije.



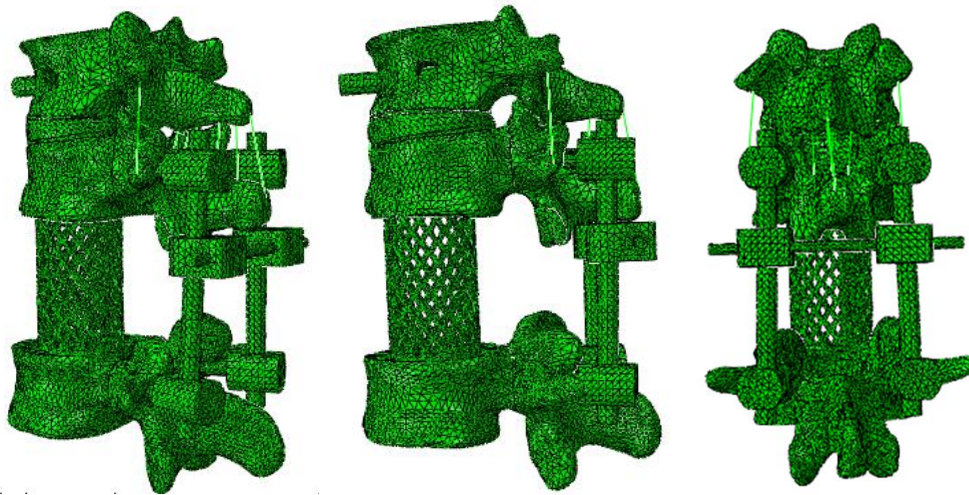
Slika 30. Diskretizirani model udružene stražnje stabilizacije na modelu spondilektomije.

4.4.4.3. Kombinirani prednji i stražnji stabilizacijski sustav

Model kombiniranog prednjeg i stražnjeg stabilizacijskog sustava nastao je na temelju prethodno opisanog stražnjeg stabilizacijskog sustava na modelu korporektomije i spondilektomije uz daljnju modifikaciju, umetanjem modela titanijskog implantata na mjesto trupa LI kralješka (**tablica 4, slika 31 i 32**). Model titanskog implantata je čvrsto vezan za pokrovnu plohu trupa kralješka LI i kaudalnu plohu trupa kralješka ThXII. Diskretiziran je sa 8910 tetraedarskih konačnih elemenata C3D10 (**tablica 4**).



Slika 31. Diskretizirani model udružene prednje i stražnje stabilizacije na modelu korporektomije.

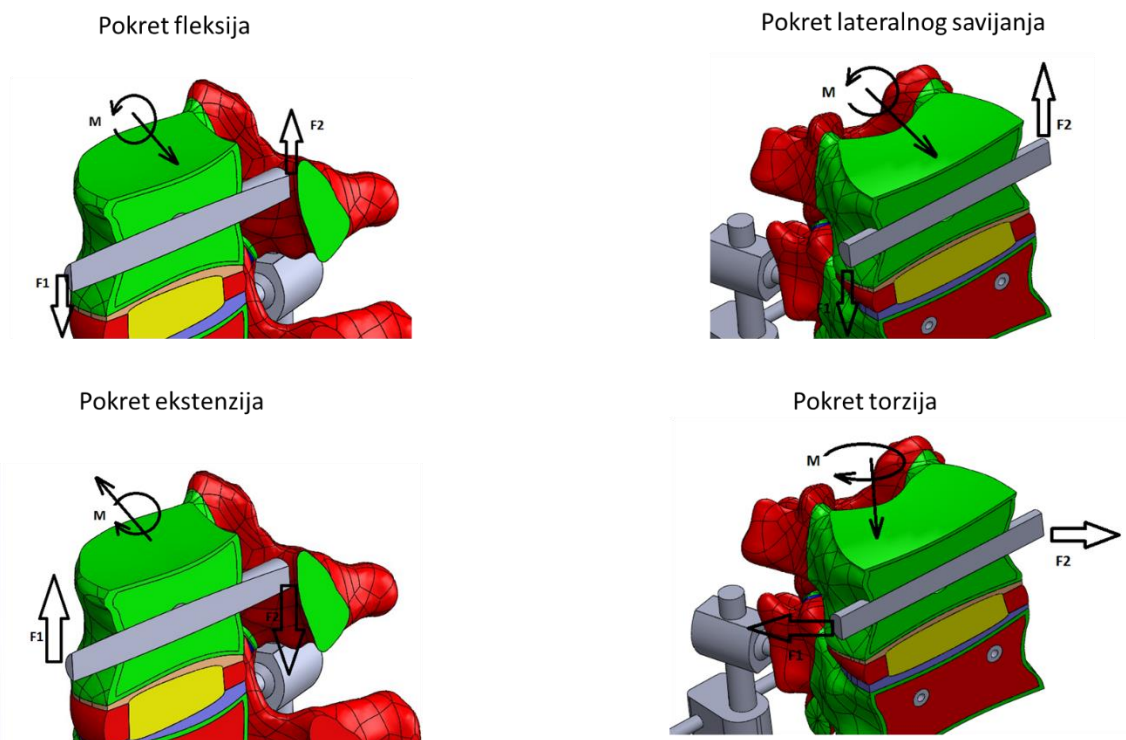


Slika 32. Diskretizirani model udružene prednje i stražnje stabilizacije na modelu spondilektomije.

4.4.5. Rubni uvjeti i aplikacija opterećenja

Modeli stabilizacijskih sustava uklješteni su na kaudalnoj plohi kralješka LII čime su onemogućene translacije i rotacije u svim smjerovima. Opterećenje je primjenjeno putem modelirane čelične šipke provedene kroz trup kralješka ThXI. To je učinjeno radi smanjenja koncentracije naprazanja u točki djelovanja opterećenja. Obzirom da su opterećenja momenti rotacije oni su dobiveni spregom sila na rubovima modela čelične šipke, a iznose 1,356 Nm, 2,712 Nm i 4,068 Nm kako bi se postigla fleksija, ekstenzija lateralno savijanje i torzija.

Ekstenzija je pokret koji je opisan rotacijom oko X osi u smjeru kazaljke na satu, fleksija je pokret koji je opisan rotacijom oko X osi u smjeru suprotnom od kazaljke na satu, lateralno savijanje je pokret koji je opisan rotacijom oko Y osi u smjeru kazaljke na satu, a torzija je pokret koji je opisan rotacijom oko Z u smjeru kazaljke na satu (**slika 33**).

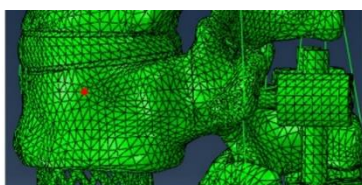


Slika 33. Ponovni prikaz Slike 5. Grafički prikazi momenta i osi oko kojih se vrši rotacija. Momenti označeni sa F_1 i F_2 su istog iznosa ali suprotnog smjera.

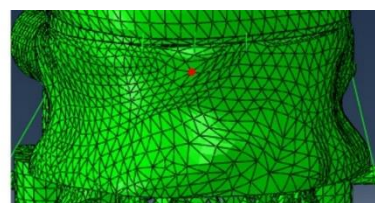
5. REZULTATI

5.1. Kutevi zakreta kod korporektomije i spondilektomije u tri sustava stabilizacije

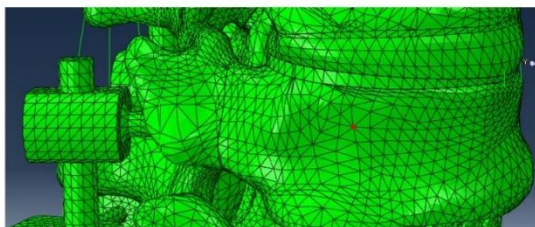
Mjereni su kutevi zakreta u karakterističnim točkama kralješka ThXII, točka 1: čvor 1523, točka 2: čvor 2695, točka 3: čvor 234, točka 4: čvor 1441 (slika 34).



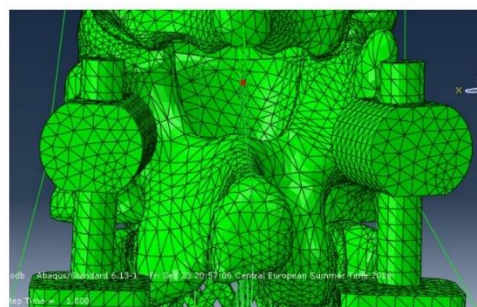
Točka 1; čvor 1523



Točka 2; čvor 2695



Točka 3; čvor 234



Točka 4; čvor 1441

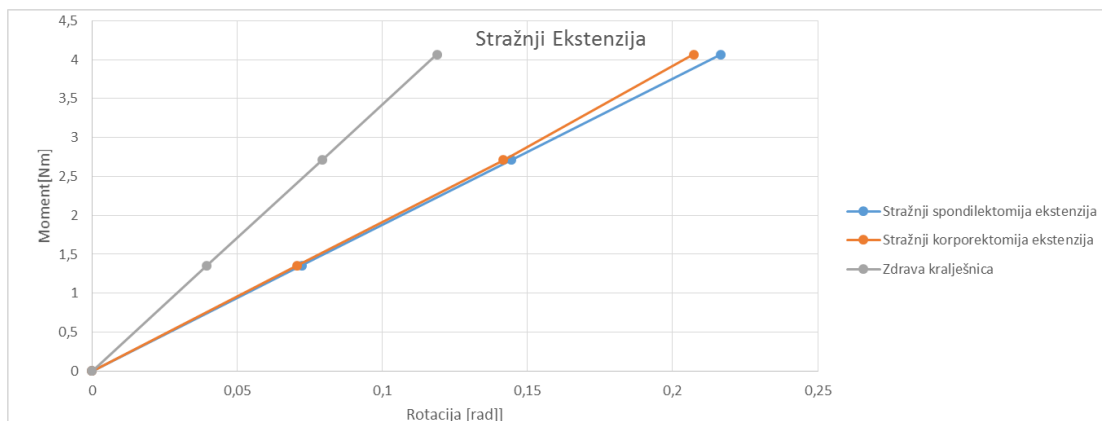
Slika 34. Položaj točaka u kojima je mjeren kut rotacije.

Zabilježeni su kutevi zakreta u navedenim točkama pojedinih sustava stabilizacije na modelu spondilektomije i korporektomije i kutevi zakreta modela torakolumbalnog prijelaza. Kutevi zakreta su izraženi u radijanima (rad).

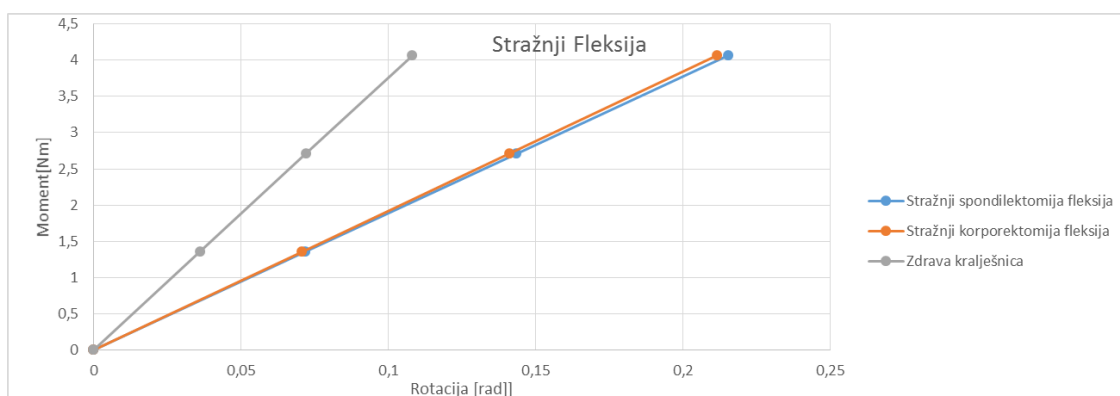
5.1.1. Sustav stražnje stabilizacije

Tablica 5. Iznosi kutova zakreta za zadane momente rotacije, a odnose se za Moment 1: 1,356 Nm, Moment 2: 2,712 Nm, Moment 3: 4,068 kako bi se postigla fleksija, ekstenzija, lateralno savijanje i torzija.

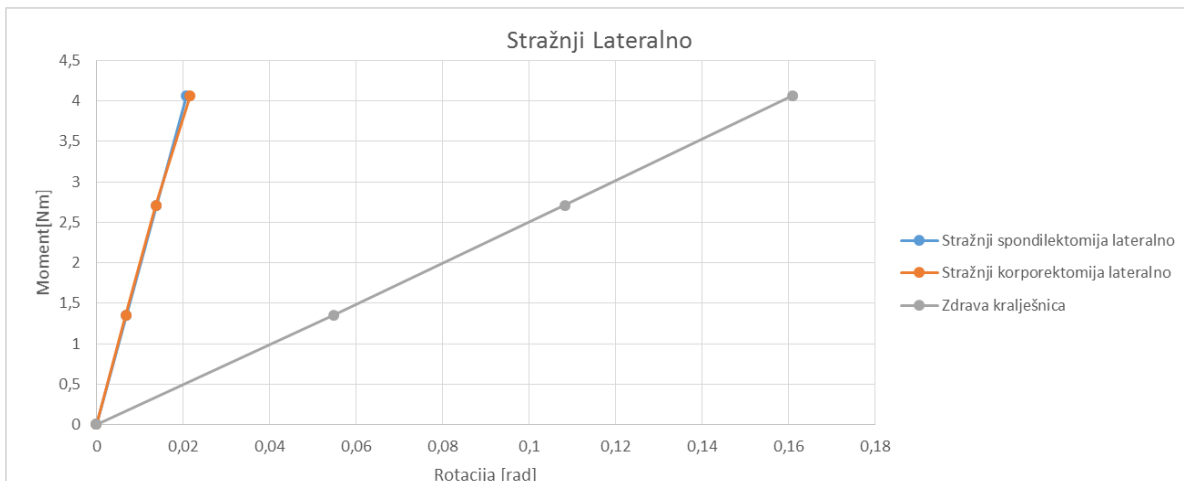
Spondilektomija		Korporektomija		Spondilektomija		Korporektomija		Spondilektomija		Korporektomija		Spondilektomija		Korporektomija	
Stražnji sustav		Stražnji sustav		Stražnji sustav		Stražnji sustav		Stražnji sustav		Stražnji sustav		Stražnji sustav		Stražnji sustav	
Ekstenzija		Ekstenzija		Fleksija		Fleksija		Lateralno		Lateralno		Torzija		Torzija	
Moment 1		Moment 1		Moment 1		Moment 1		Moment 1		Moment 1		Moment 1		Moment 1	
Točka	Rotacija	Točka	Rotacija	Točka	Rotacija	Točka	Rotacija	Točka	Rotacija	Točka	Rotacija	Točka	Rotacija	Točka	Rotacija
1	0,048187342	1	0,046293671	1	0,048101266	1	0,04638481	1	0,00883038	1	0,00878481	1	0,028795443	1	0,028708861
2	0,072218182	2	0,070757576	2	0,071787879	2	0,070684848	2	0,006904848	2	0,00685515	2	0,043229091	2	0,043101818
3	0,044223291	3	0,044345823	3	0,044138228	3	0,044384304	3	0,007115949	3	0,00710076	3	0,027456709	3	0,027363038
4	0,054061818	4	0,053078182	4	0,05511697	4	0,053213939	4	0,009197576	4	0,00916424	4	0,020930909	4	0,020835758
Moment 2		Moment 2		Moment 2		Moment 2		Moment 2		Moment 2		Moment 2		Moment 2	
Točka	Rotacija	Točka	Rotacija	Točka	Rotacija	Točka	Rotacija	Točka	Rotacija	Točka	Rotacija	Točka	Rotacija	Točka	Rotacija
1	0,096359494	1	0,092734177	1	0,096192405	1	0,092562025	1	0,017713418	1	0,01764051	1	0,057731646	1	0,05756962
2	0,144406061	2	0,141715152	2	0,143545455	2	0,141024242	2	0,013842424	2	0,01378	2	0,086612121	2	0,086369697
3	0,08843038	3	0,088840506	3	0,088258734	3	0,088511392	3	0,014128608	3	0,01411595	3	0,054982278	3	0,0548
4	0,10810303	4	0,107278788	4	0,110212121	4	0,106151515	4	0,018379394	4	0,01834303	4	0,041927273	4	0,041749697
Moment 3		Moment 3		Moment 3		Moment 3		Moment 3		Moment 3		Moment 3		Moment 3	
Točka	Rotacija	Točka	Rotacija	Točka	Rotacija	Točka	Rotacija	Točka	Rotacija	Točka	Rotacija	Točka	Rotacija	Točka	Rotacija
1	0,144526582	1	0,135579747	1	0,144273418	1	0,138779747	1	0,026629367	1	0,02652152	1	0,086207595	1	0,081417722
2	0,216587879	2	0,207248485	2	0,21530303	2	0,211418182	2	0,020801818	2	0,02171152	2	0,129442424	2	0,122090909
3	0,132637975	3	0,129939241	3	0,132379747	3	0,132688608	3	0,021097215	3	0,02109519	3	0,082268354	3	0,077407595
4	0,162145455	4	0,157436364	4	0,165309091	4	0,159145455	4	0,02755697	4	0,02752364	4	0,062769697	4	0,058981212



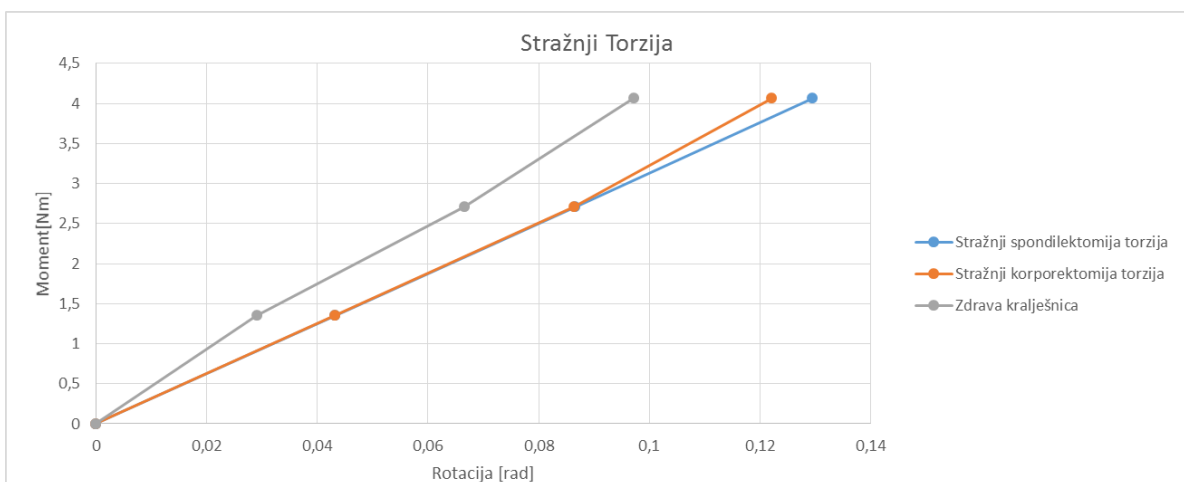
Slika 35. Dijagram, odnos momenta i kuta zakreta u točki 2 stražnjeg stabilizacijskog sustava na modelu korporektomije, spondilektomije i modela torakolumbalnog prijelaza prilikom ekstenzije.



Slika 36. Dijagram, odnos momenta i kuta zakreta u točki 2 stražnjeg stabilizacijskog sustava na modelu korporektomije, spondilektomije i modela torakolumbalnog prijelaza prilikom fleksije.



Slika 37. Dijagram, odnos momenta i kuta zakreta u točki 2 stražnjeg stabilizacijskog sustava na modelu korporektomije, spondilektomije i modela torakolumbalnog prijelaza prilikom lateralnog savijanja.

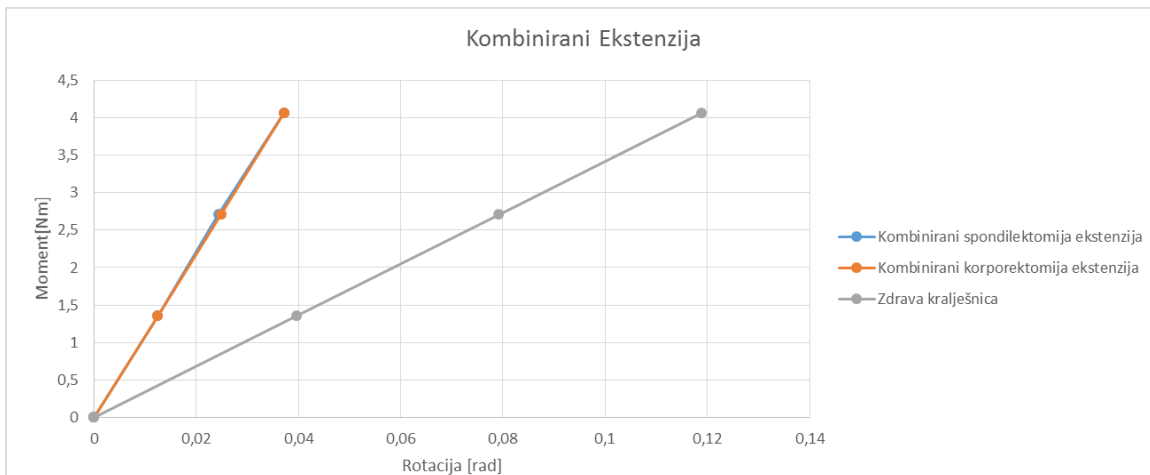


Slika 38. Dijagram, odnos momenta i kuta zakreta u točki 2 stražnjeg stabilizacijskog sustava na modelu korporektomije, spondilektomije i modela torakolumbalnog prijelaza prilikom torzije.

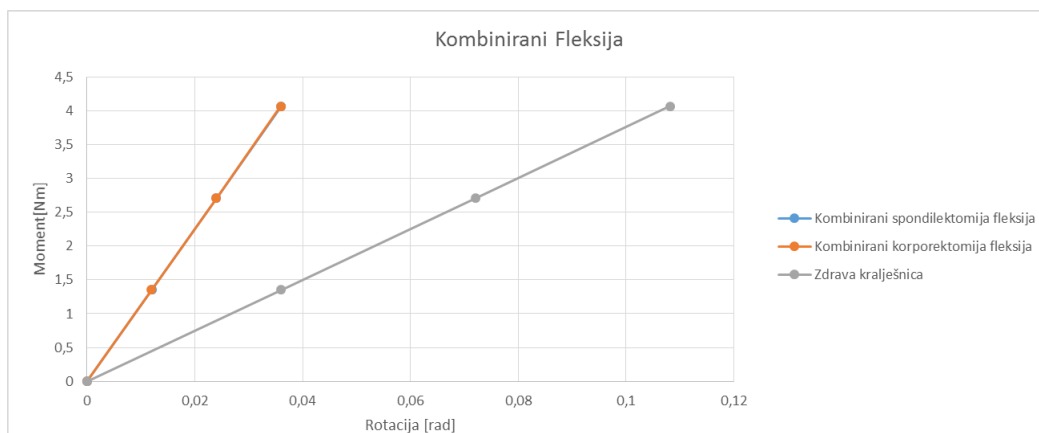
5.1.2. Sustav kombinirane stražnje stabilizacije

Tablica 6. Iznosi kutova zakreta za zadane momente rotacije, a odnose se za Moment 1: 1,356 Nm, Moment 2: 2,712 Nm, Moment 3: 4,068 kako bi se postigla fleksija, ekstenzija, lateralno savijanje i torzija.

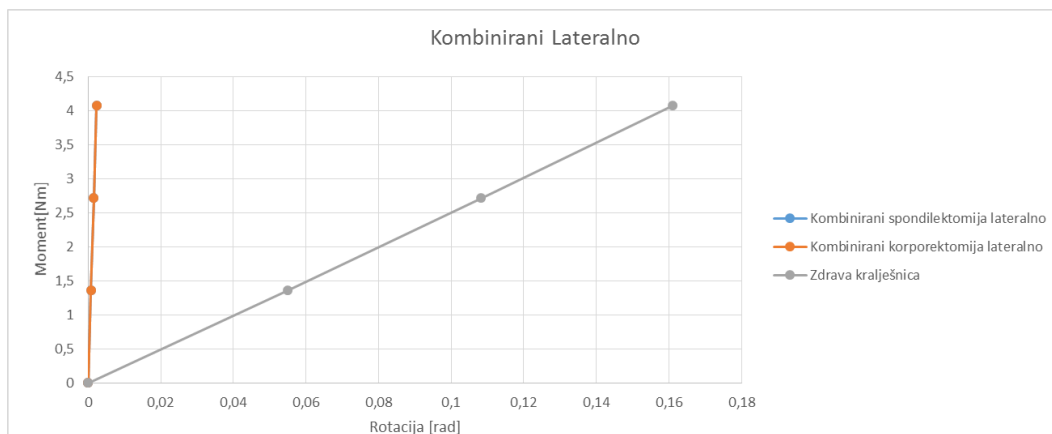
Spondilektomija		Korporektomija		Spondilektomija		Korporektomija		Spondilektomija		Korporektomija		Spondilektomija		Korporektomija	
Kombinirani sustav		Kombinirani sustav		Kombinirani sustav		Kombinirani sustav		Kombinirani sustav		Kombinirani sustav		Kombinirani sustav		Kombinirani sustav	
Ekstenzija		Ekstenzija		Fleksija		Fleksija		Lateralno		Lateralno		Torzija		Torzija	
Moment 1		Moment 1		Moment 1		Moment 1		Moment 1		Moment 1		Moment 1		Moment 1	
Točka	Rotacija	Točka	Rotacija	Točka	Rotacija	Točka	Rotacija	Točka	Rotacija	Točka	Rotacija	Točka	Rotacija	Točka	Rotacija
1	0,007458228	1	0,007458228	1	0,00721519	1	0,0072	1	0,001652152	1	0,001651646	1	0,004670886	1	0,005027342
2	0,012461818	2	0,012462424	2	0,012007273	2	0,011977576	2	0,000784364	2	0,000783697	2	0,007676364	2	0,007674545
3	0,006989367	3	0,006989873	3	0,006730633	3	0,006716962	3	0,001110076	3	0,001110278	3	0,00500157	3	0,005000608
4	0,006023879	4	0,006024121	4	0,005839758	4	0,00582903	4	0,00201	4	0,002009636	4	0,004578424	4	0,004576788
Moment 2		Moment 2		Moment 2		Moment 2		Moment 2		Moment 2		Moment 2		Moment 2	
Točka	Rotacija	Točka	Rotacija	Točka	Rotacija	Točka	Rotacija	Točka	Rotacija	Točka	Rotacija	Točka	Rotacija	Točka	Rotacija
1	0,014906329	1	0,014896203	1	0,01443038	1	0,014405063	1	0,003304304	1	0,003302278	1	0,010172152	1	0,010212658
2	0,024343636	2	0,024881212	2	0,024010303	2	0,023961212	2	0,00156903	2	0,001566909	2	0,015355152	2	0,015352121
3	0,013942785	3	0,013937722	3	0,013458734	3	0,013436456	3	0,002220608	3	0,002219949	3	0,010005063	3	0,010003038
4	0,012027879	4	0,01202303	4	0,01167697	4	0,01166	4	0,004020727	4	0,004018364	4	0,009158788	4	0,009155152
Moment 3		Moment 3		Moment 3		Moment 3		Moment 3		Moment 3		Moment 3		Moment 3	
Točka	Rotacija	Točka	Rotacija	Točka	Rotacija	Točka	Rotacija	Točka	Rotacija	Točka	Rotacija	Točka	Rotacija	Točka	Rotacija
1	0,022273418	1	0,022263291	1	0,02164557	1	0,021605063	1	0,004956456	1	0,004953418	1	0,014556962	1	0,015225316
2	0,03716	2	0,037177576	2	0,036012727	2	0,035938788	2	0,002353455	2	0,002350242	2	0,02308303	2	0,023078182
3	0,020742278	3	0,02073519	3	0,020186329	3	0,020153418	3	0,003330684	3	0,003329722	3	0,015032911	3	0,01503038
4	0,01794	4	0,017932727	4	0,017514545	4	0,017489697	4	0,006030727	4	0,006027212	4	0,013604242	4	0,013599394



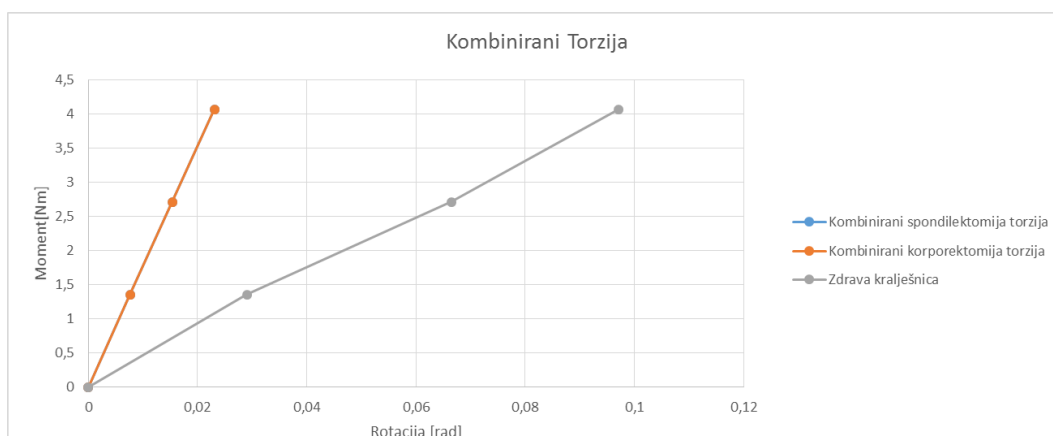
Slika 39. Dijagram, odnos momenta i kuta zakreta u točki 2 stražnjeg kombiniranog stabilizacijskog sustava na modelu korporektomije, spondilektomije i modelu torakolumbalnog prijelaza prilikom ekstenzije.



Slika 40. Dijagram, odnos momenta i kuta zakreta u točki 2 stražnjeg kombiniranog stabilizacijskog sustava na modelu korporektomije, spondilektomije i modelu torakolumbalnog prijelaza prilikom fleksije.



Slika 41. Dijagram, odnos momenta i kuta zakreta u točki 2 stražnjeg kombiniranog stabilizacijskog sustava na modelu korporektomije, spondilektomije i modelu torakolumbalnog prijelaza prilikom lateralnog savijanja.

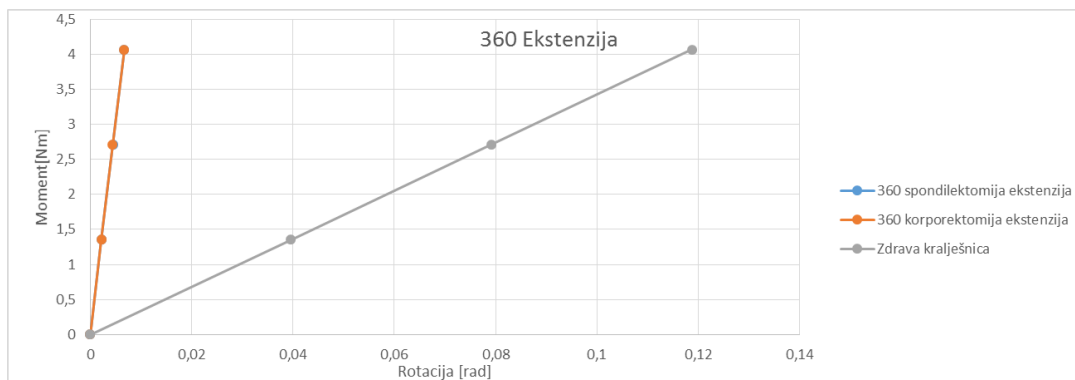


Slika 42. Dijagram, odnos momenta i kuta zakreta u točki 2 stražnjeg kombiniranog stabilizacijskog sustava na modelu korporektomije, spondilektomije i modelu torakolumbalnog prijelaza prilikom torzije.

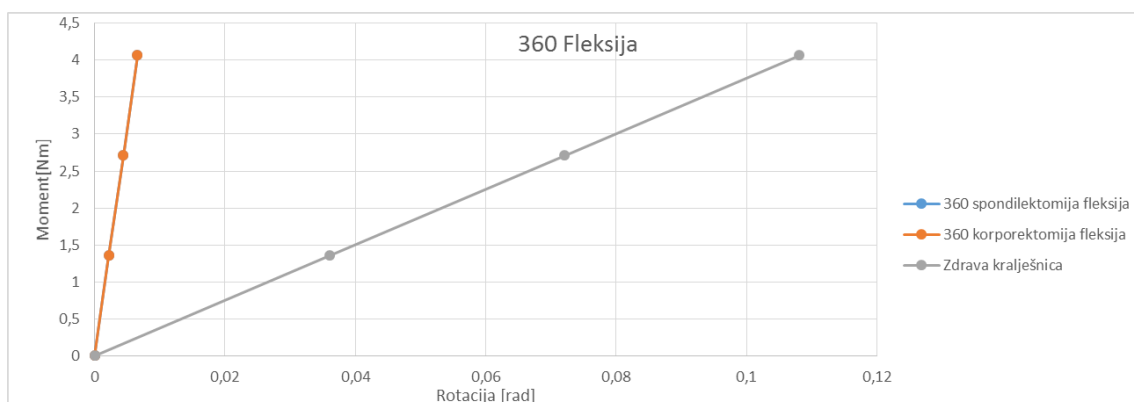
5.1.3. Sustav kombinirane prednje i stražnje stabilizacije

Tablica 7. Iznosi kutova zakreta za zadane momente rotacije, a odnose se za Moment 1: 1,356 Nm, Moment 2: 2,712 Nm, Moment 3: 4,068 Nm, kako bi se postigla fleksija, ekstenzija, lateralno savijanje i torzija.

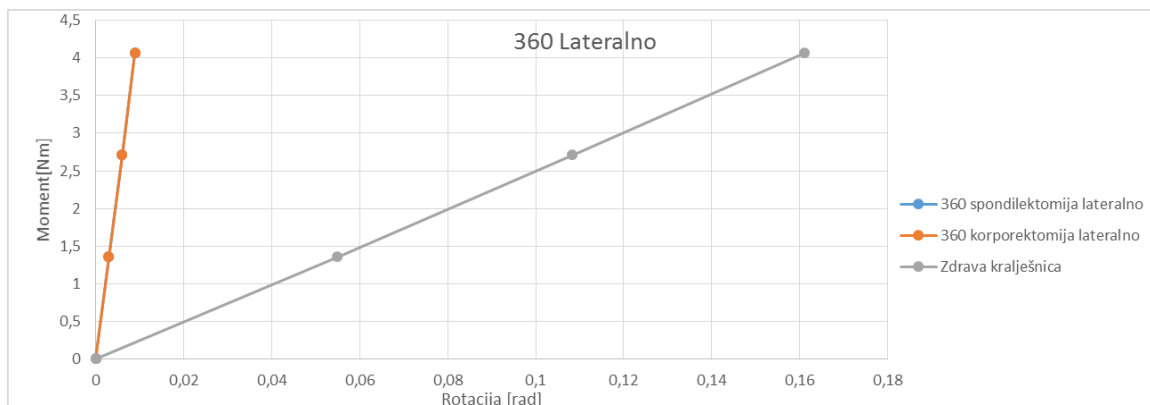
Spondilektomija		Korporektomija		Spondilektomija		Korporektomija		Spondilektomija		Korporektomija		Spondilektomija		Korporektomija	
360 sustav		360 sustav		361 sustav		362 sustav		363 sustav		364 sustav		365 sustav		366 sustav	
Ekstenzija		Ekstenzija		Fleksija		Fleksija		Lateralno		Lateralno		Torzija		Torzija	
Moment 1		Moment 1		Moment 1		Moment 1		Moment 1		Moment 1		Moment 1		Moment 1	
Točka	Rotacija	Točka	Rotacija1	Točka	Rotacija	Točka	Rotacija	Točka	Rotacija	Točka	Rotacija	Točka	Rotacija	Točka	Rotacija
1	0,00167443	1	0,001666835	1	0,001658228	1	0,001653165	1	0,002807139	1	0,00280557	1	0,000522684	1	0,000522532
2	0,002229091	2	0,002219394	2	0,002189697	2	0,00218303	2	0,002997212	2	0,002995758	2	0,00079903	2	0,000798788
3	0,001660608	3	0,001656253	3	0,001642228	3	0,001637367	3	0,002861924	3	0,002860759	3	0,000537215	3	0,000537215
4	0,002242909	4	0,002231576	4	0,002185273	4	0,002177515	4	0,003281758	4	0,003280121	4	0,000171024	4	0,000170933
Moment 2		Moment 2		Moment 2		Moment 2		Moment 2		Moment 2		Moment 2		Moment 2	
Točka	Rotacija	Točka	Rotacija	Točka	Rotacija	Točka	Rotacija	Točka	Rotacija	Točka	Rotacija	Točka	Rotacija	Točka	Rotacija
1	0,003351392	1	0,003337722	1	0,003317468	1	0,003306329	1	0,005592911	1	0,005589873	1	0,001037924	1	0,001036962
2	0,004464848	2	0,004447879	2	0,004380606	2	0,004366667	2	0,005979273	2	0,005975758	2	0,001590848	2	0,001590909
3	0,003327544	3	0,003320456	3	0,003285114	3	0,003275392	3	0,005708354	3	0,006020253	3	0,001084203	3	0,001084557
4	0,004487394	4	0,004468121	4	0,004371394	4	0,004355879	4	0,006544242	4	0,006541212	4	0,000351345	4	0,000351303
Moment 3		Moment 3		Moment 3		Moment 3		Moment 3		Moment 3		Moment 3		Moment 3	
Točka	Rotacija	Točka	Rotacija	Točka	Rotacija	Točka	Rotacija	Točka	Rotacija	Točka	Rotacija	Točka	Rotacija	Točka	Rotacija
1	0,005040506	1	0,005035949	1	0,004976203	1	0,004959494	1	0,008373165	1	0,00836962	1	0,001559342	1	0,001557468
2	0,006721212	2	0,006715152	2	0,006569697	2	0,006551515	2	0,008955758	2	0,008951515	2	0,002374303	2	0,002374545
3	0,005996303	3	0,005006228	3	0,004927342	3	0,004912759	3	0,008548861	3	0,008546835	3	0,001622228	3	0,001664304
4	0,005642025	4	0,006747879	4	0,00655697	4	0,006533333	4	0,009800606	4	0,009795758	4	0,000536279	4	0,000536236



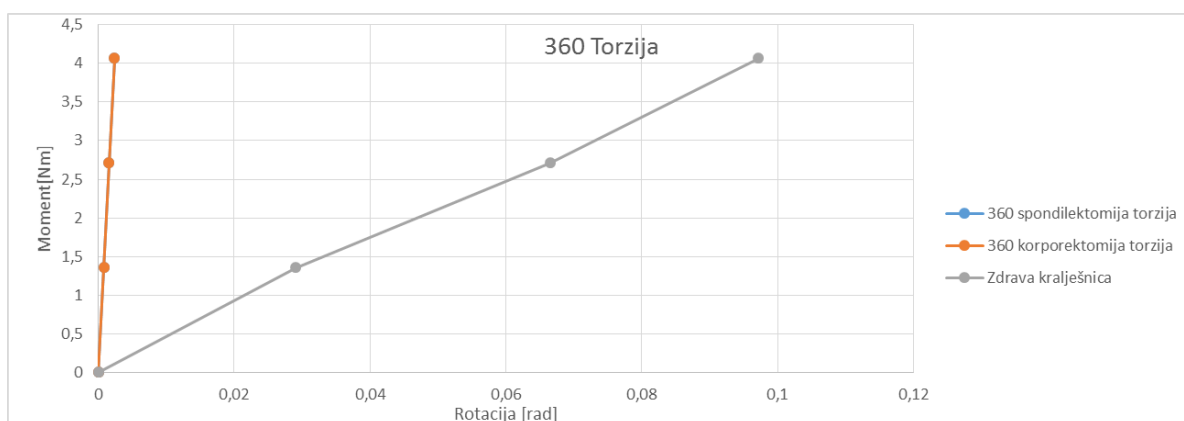
Slika 43. Dijagram, odnos momenta i kuta zakreta u točki 2 kombiniranog prednjeg i stražnjeg stabilizacijskog sustava na modelu korporektomije, spondilektomije i modelu torakolumbalnog prijelaza prilikom ekstenzije.



Slika 44. Dijagram, odnos momenta i kuta zakreta u točki 2 kombiniranog prednjeg i stražnjeg stabilizacijskog sustava na modelu korporektomije, spondilektomije i modelu torakolumbalnog prijelaza prilikom fleksije.



Slika 45. Dijagram, odnos momenta i kuta zakreta u točki 2 kombiniranog prednjeg i stražnjeg stabilizacijskog sustava na modelu korporektomije, spondilektomije i modelu torakolumbalnog prijelaza prilikom lateralnog savijanja.



Slika 46. Dijagram, odnos momenta i kuta zakreta u točki 2 kombiniranog prednjeg i stražnjeg stabilizacijskog sustava na modelu korporektomije, spondilektomije i modelu torakolumbalnog prijelaza prilikom torzije.

5.1.4. Model torakolumbalnog prijelaza

Tablica 8. Iznosi kutova zakreta za zadane momente rotacije, a odnose se za Moment 1: 1,356 Nm, Moment 2: 2,712 Nm, Moment 3: 4,068 kako bi se postigla fleksija, ekstenzija, lateralno savijanje i torzija.

Zdrava kralježnica		Zdrava kralježnica		Zdrava kralježnica		Zdrava kralježnica	
Ekstenzija		Fleksija		Lateralno		Torzija	
Moment 1		Moment 1		Moment 1		Moment 1	
Točka	Rotacija	Točka	Rotacija	Točka	Rotacija	Točka	Rotacija
1	0,027981266	1	0,024141266	1	0,045644557	1	0,020053671
2	0,039585455	2	0,036029091	2	0,054903636	2	0,029047273
3	0,026387848	3	0,025047089	3	0,045181772	3	0,026985823
4	0,039176364	4	0,03288303	4	0,047240606	4	0,02218303
Moment 2		Moment 2		Moment 2		Moment 2	
Točka	Rotacija	Točka	Rotacija	Točka	Rotacija	Točka	Rotacija
1	0,055974684	1	0,048291646	1	0,091635443	1	0,048244557
2	0,079187879	2	0,072072727	2	0,108284848	2	0,066509091
3	0,05278481	3	0,050104304	3	0,091078481	3	0,06195443
4	0,078369697	4	0,065781818	4	0,097842424	4	0,052426667
Moment 3		Moment 3		Moment 3		Moment 3	
Točka	Rotacija	Točka	Rotacija	Točka	Rotacija	Točka	Rotacija
1	0,08395443	1	0,072435443	1	0,137797468	1	0,074931646
2	0,118769697	2	0,10810303	2	0,160975758	2	0,097157576
3	0,079174684	3	0,075149367	3	0,137210127	3	0,087913924
4	0,117545455	4	0,098660606	4	0,149654545	4	0,076169697

Radi grafičkog prikaza odnosa moment-rotacija modela torakolumbalnog prijelaza vidi **slike 35, 36, 37, 38.**

5.1.5. Analiza kuta zakreta četiri točke na tri sustava stabilizacije u slučaju korporektomije i spondilektomije

Analizirajući pomake koji se javljaju u 4 mjerne točke u svakom sustavu stabilizacije na modelu korporektomije i spondilektomije, može se zaključiti da postoji varijabilnost u pomacima. Ta varijabilnost je prvotno uvjetovana razlikom položaja svake točke u odnosu na centar rotacije. Stoga, smatramo da je dovoljno prezentirati

rezultate u samo jednoj točki. Odabrali smo točku 2 koja odogavara čvoru 2695, a nalazi se na ventralnoj površini trupa kralješka ThXII bliže pokrovnoj plohi trupa (**slika 34**).

Analizirajući pomake točke 2 (**tablica 5, slika 34**) sustava stražnje stabilizacije na modelu korpektomije i spondilektomije u tri slučaja opterećivanja, nije uočena značajna razlika. Razlika prilikom ekstenzije je 2,1%, fleksije 1,9%, lateralnog 0,8%, torzije 5,1%.

Analizirajući pomake točke 2 (**tablica 6, slika 34**) sustava kombinirane stražnje stabilizacije na modelu korpektomije i spondilektomije u tri slučaja, nije uočena značajna razlika. Razlika prilikom ekstenzije je 0,0%, fleksije 0,3%, lateralnog 0,08%, torzije 0,0%.

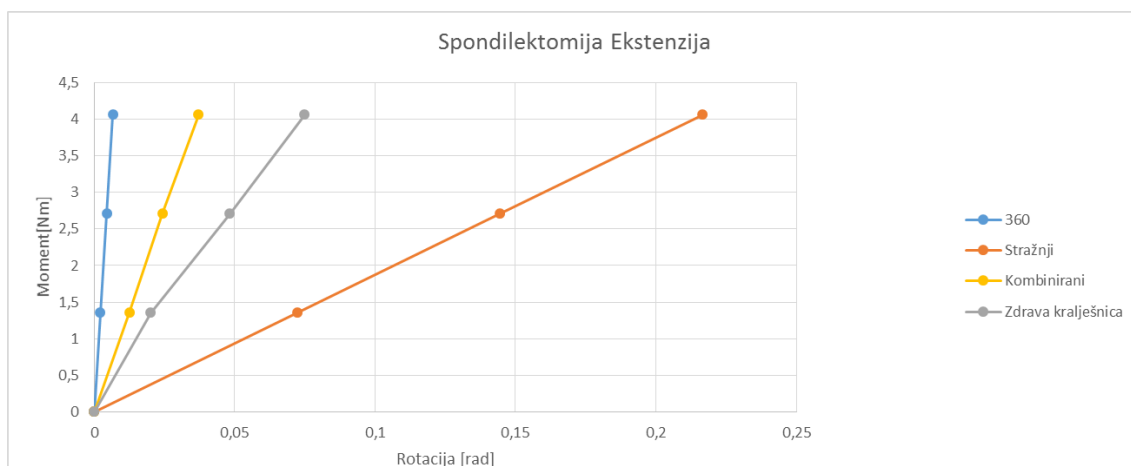
Analizirajući pomake točke 2 (**tablica 7, slika 34**) sustava kombinirane prednje i stražnje stabilizacije na modelu korpektomije i spondilektomije u tri slučaja, nije uočena značajna razlika. Razlika prilikom ekstenzije je 0,5%, fleksije 0,3%, lateralnog 0,05%, torzije 0,04%.

Sukladno navedenom rezultatu za daljnje analize, a radi preglednosti u predstavljanju rezultata, analizirat će se kutevi zakreta i naprezanja koji se javljaju samo u slučaju spondilektomije.

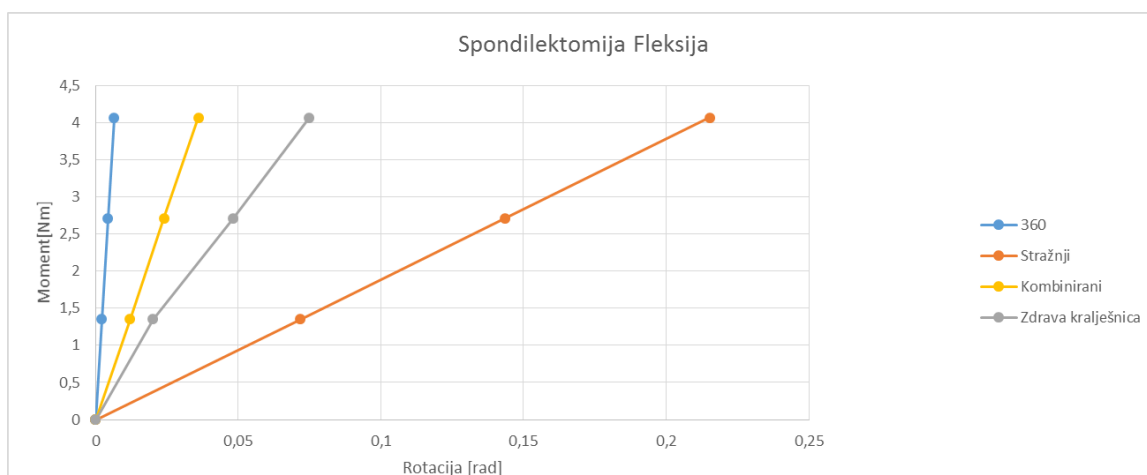
5.2. Analiza krutosti stabilizacijskih sustava

Iznosi kuta zakreta prethodno su prikazani u **tablicama 5, 6, 7 i 8**, a zavisnost momenta i kuta zakreta prethodno je prikazana na dijagramima u **slikama 35, 36, 37, 38, 39, 40, 41, 42, 43, 44, 45, 46**. Odnos momenta i kuta zakreta definira krutost sustava. Krutost sustava je proporcionalan tangensu kuta krivulje i osi pomaka odnosno nagibu krivulje na moment/kut zakreta dijagramu. Usporedba krutosti tri sustava stabilizacije prikazana je na dijagramima, za pokret ekstenzije **slika 47**, fleksije **slika 48**, lateralnog savijanja **slika 49**, torzije **slika 50**. Na dijagramima je

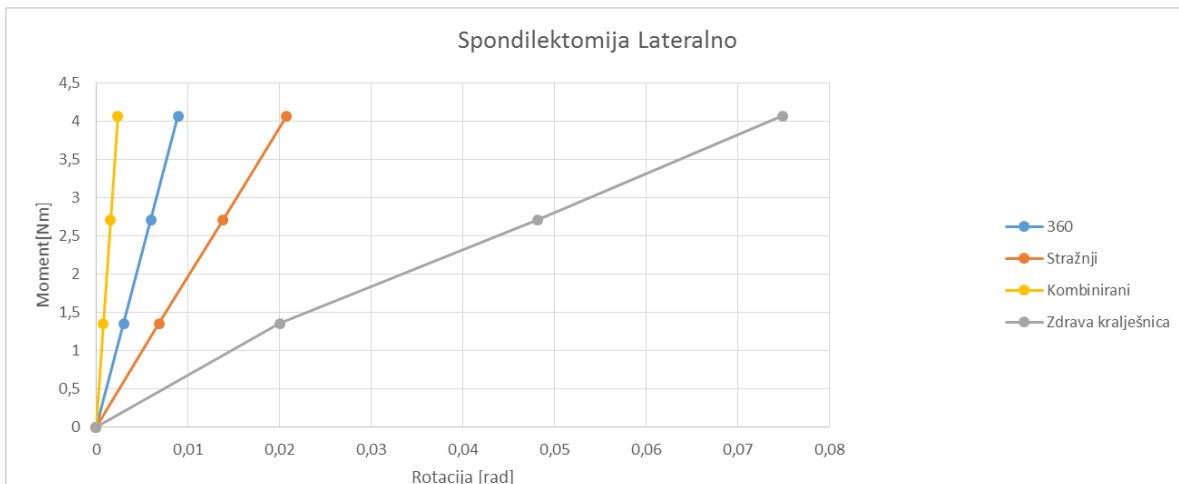
zabilježena i krutost modela torakolumbalne kralješnice (zdrava kralješnica) za navedene pokrete (slika 47, 48, 49, 50).



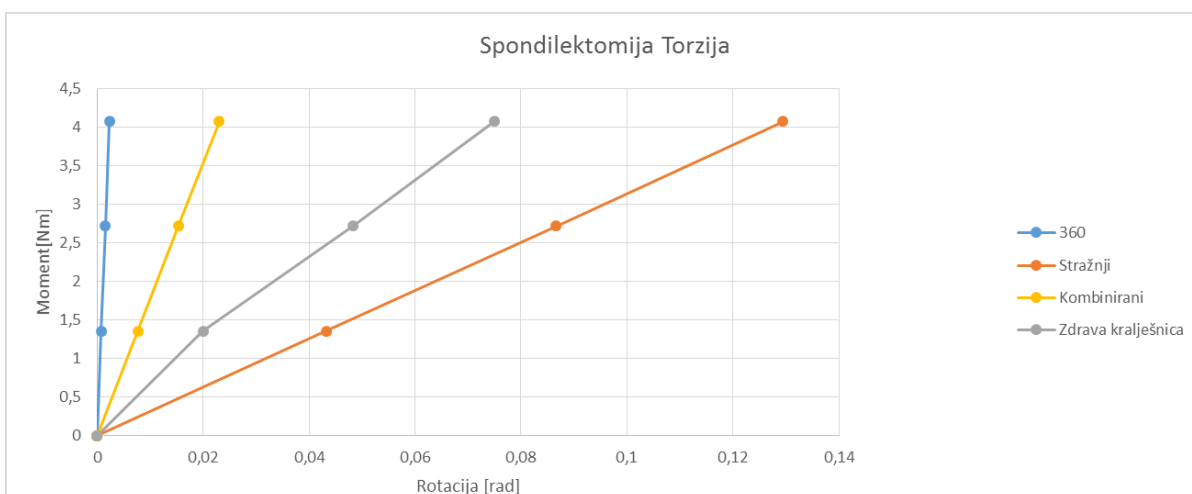
Slika 47. Dijagram, usporedba kutova zakreta točke 2 na tri stabilizacijska sustava na modelu spondilektomije u ekstenziji te usporedba sa kutom zakreta točke 2 na zdravoj kralješnici.



Slika 48. Dijagram, usporedba kutova zakreta točke 2 na tri stabilizacijska sustava na modelu spondilektomije u fleksiji te usporedba sa kutom zakreta točke 2 na zdravoj kralješnici.



Slika 49. Dijagram, usporedba kutova zakreta točke 2 na tri stabilizacijska sustava na modelu spondilektomije u lateralnom savijanju te usporedba sa kutom zakreta točke 2 na zdravoj kralješnici.



Slika 50. Dijagram, usporedba kutova zakreta točke 2 na tri stabilizacijska sustava na modelu spondilektomije u torziji te usporedba sa kutom zakreta točke 2 na zdravoj kralješnici.

Tablica 9. Iznosi tan (kutova zakreta), vrijednost krutosti, za tri sustava stabilizacije i za model TLP. Iznosi su proračunati za slučaj spondilektomije i korporektomije.

	360	Stražnji	Kombinirani	Zdrava
	Ekstenzija			
Spondilektomija	608,32	18,78	108,81	
Korporektomija	610,98	19,16	108,81	
Zdrava				34,26
	Fleksija			
Spondilektomija	619,26	18,89	112,93	
Korporektomija	621,15	19,18	113,21	
Zdrava				37,64
	Lateralno			
Spondilektomija	452,42	196,38	1728,79	
Korporektomija	452,64	197,81	1730,26	
Zdrava				24,70
	Torzija			
Spondilektomija	1697,06	31,37	176,65	
Korporektomija	1697,57	31,46	176,69	
Zdrava				46,68

Proračunate vrijednosti krutosti tri stabilizacijska sustava prikazane su u **tablici 9**. Iz predstavljenih rezultata krutosti ponovno je dokazano da slučaj korporektomije i spondilektomije ne utječe na krutost stabilizacijskog sustava.

Uspoređujući krutosti sustava, iznosi su prikazani u **tablici 9**, (sustava stabilizacije i sklop torakolumbalnog prijelaza) oni se mogu poredati po krutosti, od krućeg prema manje krutom: sustav kombinirane prednje i stražnje stabilizacije (360), sustav kombinirane stražnje stabilizacije (Kombinirani), torakolumbalni prijelaz (Zdrava kralješnica) i sustav stražnje stabilizacije (Stražnji). Takva raspodjela po krutosti opaža se konstantno prilikom pokreta ekstenzije, fleksije i torzije. Prilikom lateralnog savijanja pokazalo se da je sustav kombinirane stražnje stabilizacije 3,82 puta krući od sustava kombinirane prednje i stražnje stabilizacije.

5.3. Proračunata naprezanja

Zabilježena su maksimalna ekvivalentna von Missesova naprezanja koja se javljaju unutar sva tri stabilizacijska sustava te naprezanja koja se javljaju na spoju kosti i pojedinog stabilizacijskog sustava. Iznosi naprezanja prikazani su tablično, a grafički su prikazana mjesta pojave maksimalnih naprezanja.

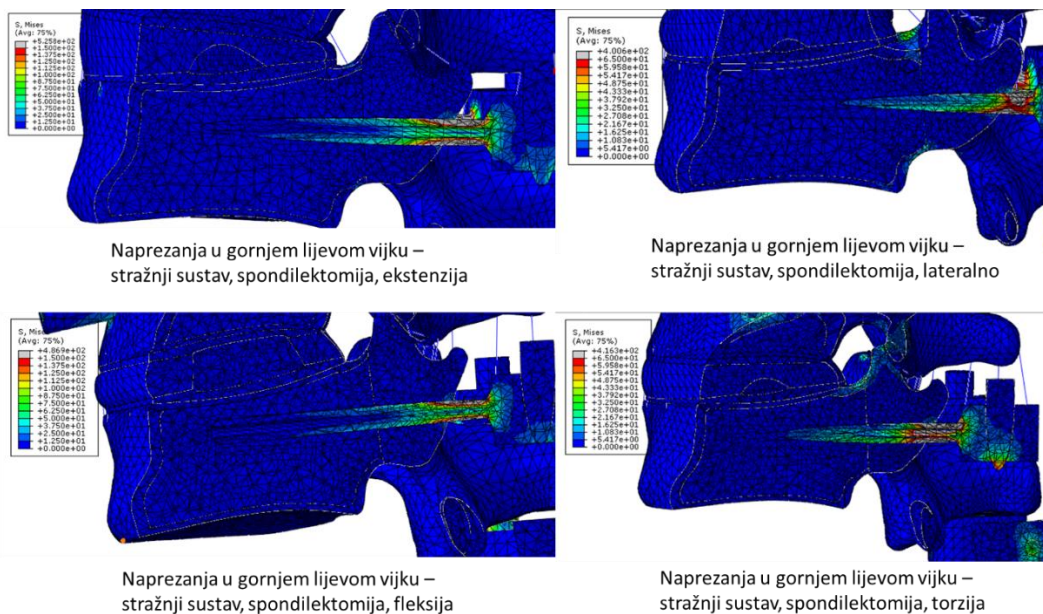
Analogno prethodnim rezultatima, kuteva zakreta i krutosti, koji ne pokazuju značajnu razliku u tri stabilizacijska sustava za slučaj korporektomije i spondilektomije. Zabilježena su samo proračunata naprezanja u slučaju spondilektomije prilikom opterećenja najvećem testiranom momentu, moment 3, koji iznosi 4,068 Nm.

5.3.1. Maksimalna ekvivalentna Von Missesova naprezanja u vijcima stabilizacijskih sustava

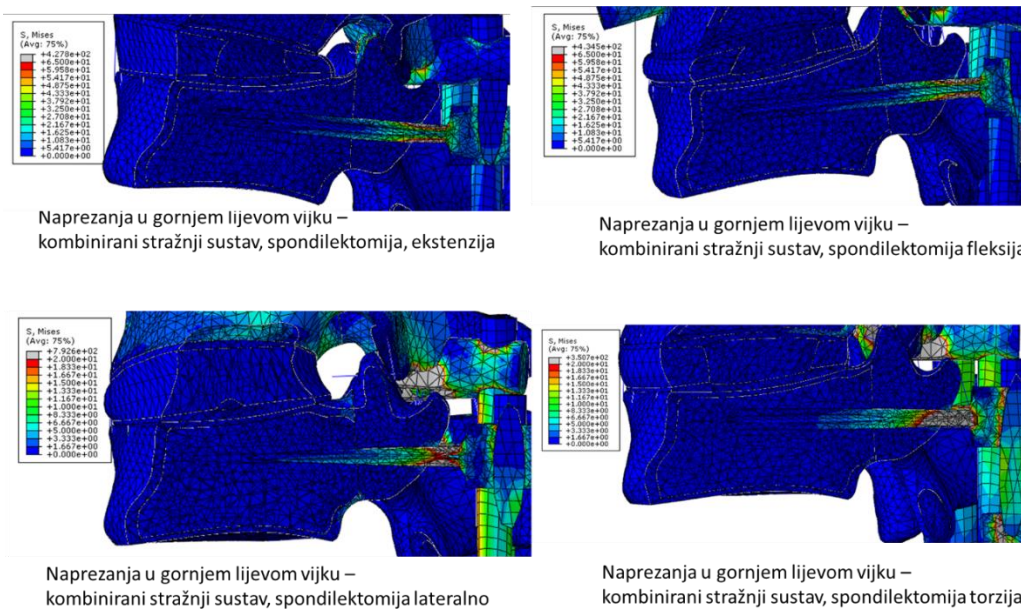
Zabilježeni su maksimalni iznosi naprezanja kao i mjesto koncentracije naprezanja koja se javljaju u vijcima stabilizacijskih sustava. Iznosi naprezanja prikazani su tablično (**tablica 10**), a mjesta pojave koncentracije naprezanja prikazana su slikovno, na modelu stražnje stabilizacije (**slika 51**), na modelu kombinirane stražnje stabilizacije (**slika 52**) i na modelu kombinirane prednje i stražnje stabilizacije (**slika 53**).

Tablica 10. Iznosi maksimalnih ekvivalentnih von Missesovih naprezanja u gornjem desnom i lijevom (GD, GL) i donjem desnom i lijevom (DD i DL) vijku sustava udružene prednje i stražnje stabilizacije (360), stražnje (Stražnji) i kombinirane stražnje stabilizacije (Kombinirani).

Spondilektomija [Mpa]			
	360	Stražnji	Kombinirani
Ekstenzija			
Moment 3			
GD	22,37	354,27	147,58
GL	21,91	298,04	128,87
DD	17,47	287,3	18,52
DL	17,65	347,18	20,31
Fleksija			
Moment 3			
GD	25,99	355,45	145,33
GL	24,24	297,02	126,78
DD	17,41	287,07	18,75
DL	17,25	344,26	22,21
Lateralno			
Moment 3			
GD	24,6	95,74	99,11
GL	22,13	97,55	51,18
DD	20,4	64,8	22,66
DL	20,4	67,28	21,71
Torzija			
Moment 3			
GD	8,02	243,91	201,49
GL	11,17	249,51	79,61
DD	12,54	246,69	70,15
DL	11,73	253,67	42,75

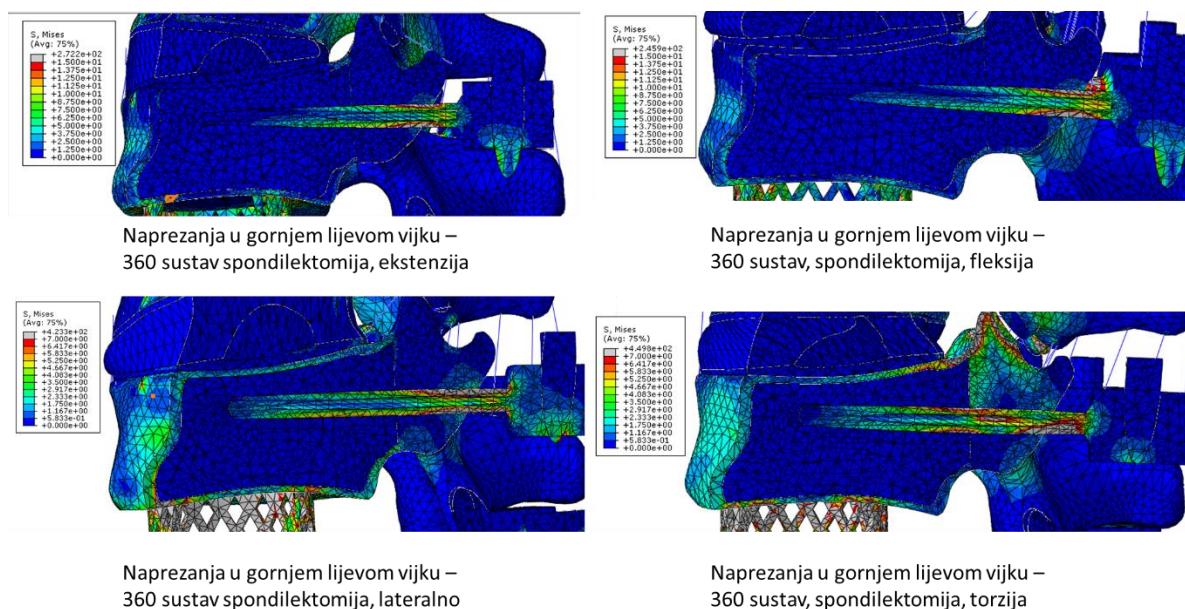


Slika 51. Slikovni prikaz raspodjele naprezanja kroz presjek gornjeg lijevog vijka sustava stražnje stabilizacije na modelu spondilektomije. Vidljiva je koncentracija naprezanja na mjestu gdje vijak ulazi u kost, a odgovara mjestu prvog navoja. Maksimalna ekvivalentna Von Misesova naprezanja iznose prilikom ekstenzije 298MPa, fleksije 297MPa, lateralnog savijanja 97 MPa, torzije 249 MPa.



Slika 52. Slikovni prikaz raspodjele naprezanja kroz presjek gornjeg lijevog vijka kombiniranog sustava stražnje stabilizacije na modelu spondilektomije. Vidljiva je koncentracija naprezanja na mjestu gdje vijak ulazi u kost, a odgovara mjestu prvog

navoja. Ekvivalentna vršna Von Missesova naprezanja iznose prilikom ekstenzije 128 MPa, fleksije 126 MPa, lateralnog savijanja 51 MPa, torzije 79 MPa.



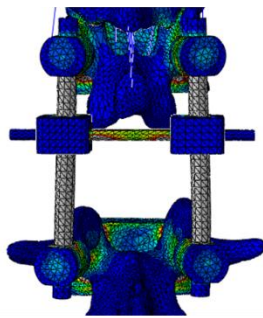
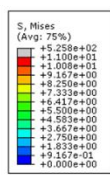
Slika 53. Slikovni prikaz raspodjele naprezanja kroz presjek gornjeg lijevog vijka kombiniranog sustava prednje i stražnje stabilizacije na modelu spondilektomije. Vidljiva je akumulacija naprezanja na mjestu gdje vijak ulazi u kost, a odgovara mjestu prvog navoja. Ekvivalentna vršna von Missesova naprezanja iznose prilikom ekstenzije 21 MPa, fleksije 24 MPa, lateralnog savijanja 22 MPa, torzije 11 MPa.

5.3.2. Maksimalna ekvivalentna von Missesova naprezanja na šipkama stabilizacijskih sustava

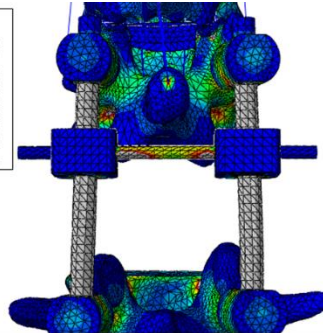
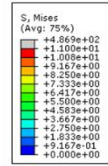
Zabilježeni su proračunati maksimumi ekvivalentnih von Missesovih naprezanja kao i mjesta koncentracije naprezanja koja se javljaju u šipkama stabilizacijskih sustava. Iznosi naprezanja prikazani su tablično (**tablica 11**), a mjesta pojave koncentracije naprezanja prikazani su slikovno za sustav stražnje stabilizacije (**slika 54**), sustav kombinirane stražnje stabilizacije (**slika 55**), sustav udružene prednje i stražnje stabilizacije (**slika 56**).

Tablica 11. Proračunata maksimalna ekvivalentna von Missesova naprezanja u lijevoj (L1) i desnoj (D1) šipki sustava stražnje stabilizacije (Stražnji), sustava kombinirane prednje i stražnje stabilizacije (360) i sustava kombinirane stražnje stabilizacije (Kombinirani). Proračunata vršna ekvivalentna Von Missesova naprezanja na lijevoj (L2) i desnoj (D2) šipki sa kukicama sustava kombinirane stražnje stabilizacije.

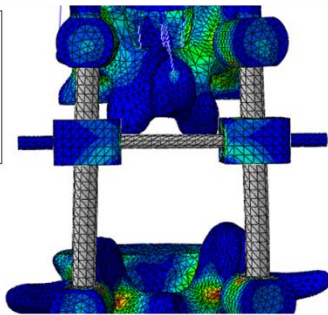
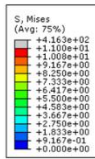
Spondilektomija [MPa]			
	360	Stražnji	Kombinirani
Ekstenzija			
Moment 3			
L1	15,33	127,3	42,31
L2			21,72
D1	13,91	121,75	51,5
D2			21,71
Fleksija			
Moment 3			
L1	15,66	127,54	41,8
L2			21,87
D1	14,19	121,96	50,98
D2			21,99
Lateralno			
Moment 3			
L1	17,6	71,89	12
L2			18,88
D1	19,4	61,1	12,11
D2			18,89
Torzija			
Moment 3			
L1	6,27	83,5	14,43
L2			14,3
D1	7,68	77,53	16,35
D2			14,01



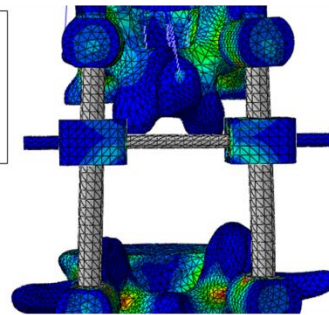
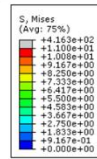
Naprezanja u šipkama –
stražnji sustav spondilektomija ekstenzija



Naprezanja u šipkama –
stražnji sustav spondilektomija fleksija

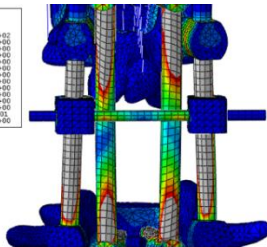
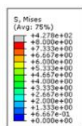


Naprezanja u šipkama –
stražnji sustav, spondilektomija, torzija

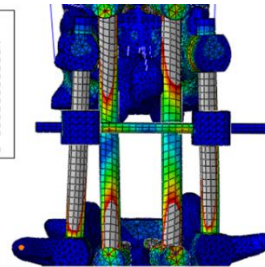
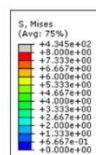


Naprezanja u šipkama –
stražnji sustav, spondilektomija, torzija

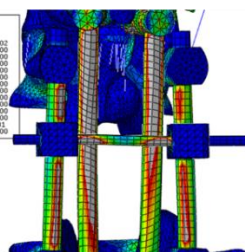
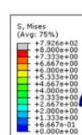
Slika 54. Slikovni prikaz raspodjele naprezanja kroz uzdužne šipke.



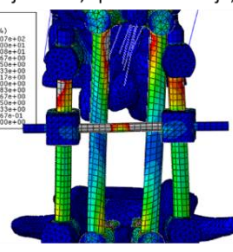
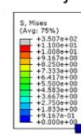
Naprezanja u šipkama –
kombinirani stražnji sustav, spondilektomija, ekstenzija



Naprezanja u šipkama –
kombinirani stražnji sustav, spondilektomija, fleksija

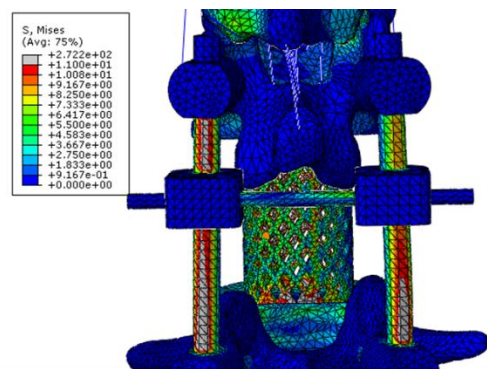


Naprezanja u šipkama –
kombinirani stražnji sustav, spondilektomija, lateralno

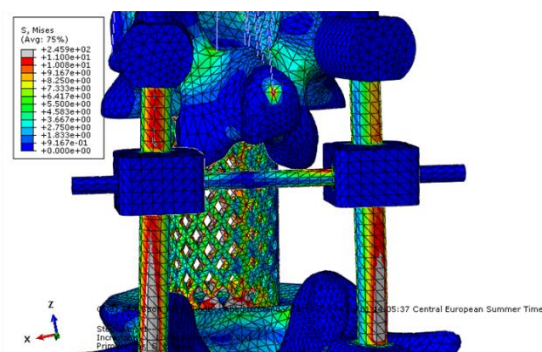


Naprezanja u šipkama –
kombinirani stražnji sustav, spondilektomija, torzija

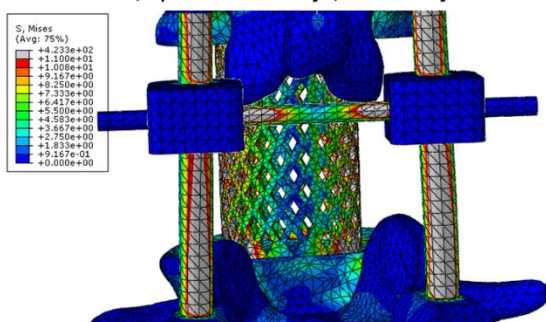
Slika 55. Slikovni prikaz raspodjele naprezanja kroz uzdužne šipke.



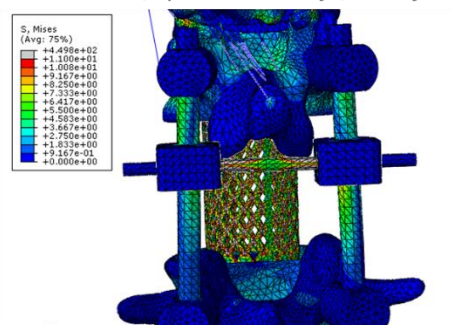
Naprezanja u šipkama –
360 sustav, spondilektomija, ekstenzija



Naprezanja u šipkama –
360 sustav, spondilektomija, fleksija



Naprezanja u šipkama –
360 sustav, spondilektomija, lateralno



Naprezanja u šipkama –
360 sustav, spondilektomija, torzija

Slika 56. Slikovni prikaz raspodjele naprezanja kroz uzdužne šipke sustava kombinirane prednje i stražnje stabilizacije na modelu spondilektomije.

5.3.3. Maksimalna ekvivalentna von Misesova naprezanja na poprečnoj šipki i kukicama

Zabilježeni su proračunati iznosi naprezanja kao i mjesta koncentracije naprezanja koja se javljaju u poprečnoj šipki stabilizacijskih sustava te na kukicama sustava kombinirane stražnje stabilizacije. Iznosi naprezanja prikazani su tablično, za poprečnu šipku u **tablici 12**, a za kukice udruženog stražnjeg sustava u **tablici 13**. Mjesta pojave koncentracije naprezanja na poprečnoj šipki prikazana su slikovno, na modelu stražnje stabilizacije (**slika 54**), na modelu kombinirane stražnje stabilizacije (**slika 55**) i na modelu kombinirane prednje i stražnje stabilizacije

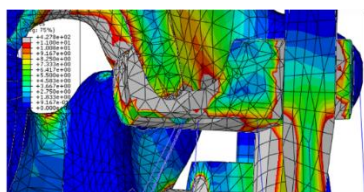
(slika 56). Mjesta pojave koncentracije naprezanja na kukicama kombiniranog stražnjeg sustava stabilizacije prikazana su na slici 57.

Tablica 12. Maksimalna ekvivalentna von Missesova naprezanja u poprečnoj šipki izraženima u MPa sustava udružene prednje i stražnje stabilizacije (360), sustava stražnje stabilizacije (Stražnji) i sustava kombinirane stražnje stabilizacije (Kombinirani) prilikom pokreta ekstenzije (Ekstenzija), fleksije (Fleksija), lateralnog savijanja (Lateralno) i torzije (Torzija).

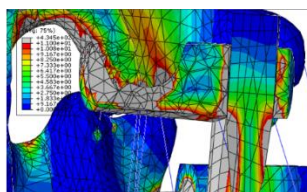
Spondilektomija [MPa]		
360	Stražnji	Kombinirani
Ekstenzija		
Moment 3		
6,92	17,45	8,29
Fleksija		
Moment 3		
9,51	18,75	8,63
Lateralno		
Moment 3		
17,78	56,53	15,09
Torzija		
Moment 3		
34,68	201,94	36,31

Tablica 13. Proračunata maksimalna ekvivalentna von Misesova naprežanja u gornjoj desnoj i lijevoj (GD, GL) i donjoj desnoj i lijevoj (DD i DL) kukici kombinirane stražnje stabilizacije.

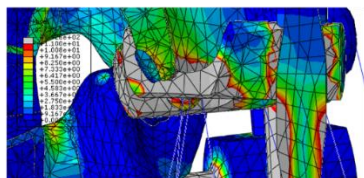
Spondilektomija [MPa]			
Kukica			
Ekstenzija			
Moment 3			
GD		260,02	
GL		232,49	
DD		113,44	
DL		132,7	
Fleksija			
Moment 3			
GD		264,27	
GL		235,83	
DD		114,98	
DL		133,65	
Lateralno			
Moment 3			
GD		320,19	
GL		442,17	
DD		133,12	
DL		135,94	
Torzija			
Moment 3			
GD		227,84	
GL		254	
DD		62,16	
DL		56,24	



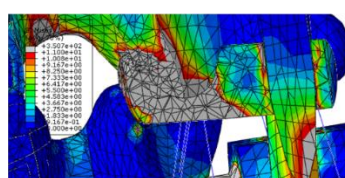
Naprezanja u kukicama/kostima –
Kombinirani stražnji sustav spondilektomija ekstenzija



Naprezanja u kukicama/kostima –
Kombinirani stražnji sustav spondilektomija fleksija



Naprezanja u kukicama/kostima –
Kombinirani stražnji sustav spondilektomija lateralno



Naprezanja u kukicama/kostima –
Kombinirani stražnji sustav spondilektomija torzija

Slika 57. Slikovni prikaz raspodjele naprezanja u kukicama sustava kombinirane stražnje stabilizacije na modelu spondilektomije.

5.3.4. Maksimalna ekvivalentna von Misesova naprezanja u kosti spoja sustava stabilizacije

Zabilježeni iznosi naprezanja na mjestu spoja sustava za stabilizaciju sa kosti. Iznosi naprezanja prikazani su tablično u **tablici 14**, a budući da su bilježena proračunata naprezanja u kosti na spoju sa stabilizacijskom konstrukcijom nije posebno analizirano mjesto pojave vršnih naprezanja.

Tablica 14. Maksimalna ekvivalentna von Missesova naprezanja u kosti u okolini vijka postavljenog u ThXII i LII kralješak kod kombinirane prednje i stražnje stabilizacije (360), stražnje stabilizacije (Stražnji) i kombinirane stražnje stabilizacije (Kombinirani). Iznosi naprezanja u kosti na koju nasijeda kukica kod kombiniranog stražnjeg sustava stabilizacije u lamini kralješka ThXI i LII.

Spondilektomija [MPa]			
	360	Stražnji	Kombinirani
Ekstenzija			
Moment 3			
Vijak			
Th12	3,31	34,43	14,38
L2	2,95	31,11	3,03
Kukica			
Th11			89,43
L2			14,83
	360	Stražnji	Kombinirani
Fleksija			
Moment 3			
Vijak			
Th12	3,08	30,35	10,98
L2	2,86	29,3	3,27
Kukica			
Th11			25,82
L2			13,39
	360	Stražnji	Kombinirani
Lateralno			
Moment 3			
Vijak			
Th12	3,76	15,08	6,39
L2	3,18	9,65	1,1
Kukica			
Th11			37,97
L2			9,86
	360	Stražnji	Kombinirani
Torzija			
Moment 3			
Vijak			
Th12	1,57	27,65	7,09
L2	1,66	25,68	2,87
Kukica			
Th11			34,89
L2			1,39

5.4. Analiza maksimalnih ekvivalentnih von Misesovih naprezanja

5.4.1. Analiza maksimalnih ekvivalentnih von Misesovih naprezanja na vijcima sustava kombinirane prednje i stražnje stabilizacije

Analizirajući naprezanja na vijcima triju stabilizacijskih sustava (**tablica 10**) jasno se uočavaju značajno manja naprezanja u vijcima kombiniranog prednjeg i stražnjeg sustava stabilizacije. Vrijednosti naprezanja su slične za slučaj ekstenzije, fleksije i lateralnog savijanja te iznose približno 20 MPa, a prilikom torzije naprezanja iznose približno 10 MPa. Navedeni iznosi naprezanja su radi preglednosti okvirno predstavljeni te predstavljaju red veličine, a točni iznosi nalaze se u **tablici 10**.

5.4.2. Analiza maksimalnih ekvivalentnih von Misesovih naprezanja na vijcima sustava stražnje stabilizacije

Analizirajući naprezanja u vijcima stražnjeg sustava stabilizacije zapažaju se relativno veća naprezanja posebno prilikom ekstenzije i fleksije, a iznose približno 300 MPa, u slučaju torzije 250 MPa, dok u slučaju lateralnog savijanja iznose 90 MPa, pri čemu se prilikom lateralnog savijanja zamjećuje razlika u naprezanjima između gornjih i donjih vijaka 95 i 97 MPa te 64 i 67 MPa. Navedeni iznosi naprezanja su radi preglednosti okvirno predstavljeni, te predstavljaju red veličine. Iznosi naprezanja nalaze se u **tablici 10**.

5.4.3. Analiza maksimalnih ekvivalentnih von Misesovih naprezanja na vijcima sustava kombinirane stražnje stabilizacije

Analizirajući naprezanja na vijcima kombiniranog stražnjeg sustava stabilizacije jasno je vidljiva razlika u naprezanjima koja se javljaju na gornjim i donjim vijcima sustava za slučaj ekstenzije i fleksije, a približno iznose 130 i 19 MPa. Iznosi naprezanja su prikazani u tablici 10. Nadalje, analizirajući naprezanja u vijcima kombiniranog stražnjeg sustava stabilizacije te uspoređujući ih sa naprezanjima u druga dva sustava stabilizacije, možemo zaključiti da umetanje šipki i kukica rasterećuje gornje vijke kombiniranog stražnjeg sustava i to za otprilike 50% kada se uspoređuje sa sustavom stražnje stabilizacije, a naprezanja na donjim vijcima su približna onima proračunatim na vijcima sustava kombinirane prednje i stražnje stabilizacije. Za slučaj lateralnog savijanja također je vidljiva razlika u proračunatim naprezanjima gornjih i donjih vijaka. Na gornjem desnom vijku zabilježeno je naprezanje približno onome koje je proračunato na sustavu stražnje stabilizacije (99 MPa), a na gornjem lijevom vijku zabilježeno je naprezanje od 51 MPa koje je manje od naprezanja proračunatog na istom vijku stražnje stabilizacije, no veće od proračunatog naprezanja istog vijka kombinirane prednje i stražnje stabilizacije. Na donjim vijcima zabilježena su naprezanja iznosom približna onom na vijcima kombiniranog prednjeg i stražnjeg sustava, donji desni 22MPa i donji lijevi 21MPa. Za slučaj torzije zabilježeno je naprezanje od 201MPa na gornjem desnom vijku što je približno jednako naprezanjima stražnjeg sustava stabilizacije. Naprezanja na ostalim vijcima kombiniranog stražnjeg sustava iznose na gornjem lijevom 79MPa, na donjem desnom vijku 70MPa i na donjem lijevom vijku 42MPa. Iz predstavljenih naprezanja može se uočiti da umetanje pojačanja u stražnji sustava stabilizacije, šipki i kukica, dovodi do značajnog rasterećenja vijaka sustava kombinirane stražnje stabilizacije poglavito donjih za slučaj ekstenzije i fleksije. Prilikom lateralnog savijanja i torzije uočava se asimetrija naprezanja s najvišim vrijednostima proračunatim na gornjem desnom vijku, a na ostalim vijcima uočava se trend rasterećenja koji je iznosom usporediv s naprezanjima vijcima kombiniranog prednjeg i stražnjeg sustava stabilizacije.

Asimetrijanaprezanja prilikom lateralnog savijanja i torzije rezultat je karakterističnog opterećivanja (lateralno savijanje nastaje rotacijom oko Y osi u smjeru kazaljke na satu, a torzija nastaje rotacijom oko Z osi u smjeru kazaljke na

satu) ali važno je napomenuti da je pojava takvih specifičnih naprezanja vidljiva jedino na modelu kombinirane stražnje stabilizacije.

5.4.4. Analiza mjesta koncentracije ekvivalentnih vršnih Von Misesovih naprezanja na vijcima pojedinog sustava

Analizom mjesta vršnih naprezanja u vijcima pojedinog sustava vidljiva je pojava koncentracije naprezanja koja se javlja na mjestu gdje vijak ulazi u kost, a odgovara mjestu prvog navoja (**slika 51, 52, 53**). Rezultat je podudaran u svim slučajevima, što se podudara sa saznanjima iz klasične mehanike.

5.4.5. Analiza maksimalnih ekvivalentnih von Misesovih naprezanja na kukicama sustava kombinirane stražnje stabilizacije

Analizirajući proračunata naprezanja u kukicama sustava kombinirane stražnje stabilizacije uočavaju se relativno veliki iznosi i jasan trend manjih naprezanja na donjim kukicama. Egzaktni iznosi prikazani su u **tablici 13**. U slučaju lateralnog savijanja i torzije također se uočava asimetrija proračunatih naprezanja koja se javljaju na gornjoj lijevoj kukici (u slučaju lateralnog savijanja 442 MPa i torzije 254 MPa).

5.4.6. Analiza maksimalnih ekvivalentnih Von Misesovih naprezanja na šipkama stabilizacijskih sustava

Analizirajući naprezanja na šipkama stabilizacijskih sustava jasno se uočavaju najmanja proračunata naprezanja na sustavu kombinirane prednje i stražnje stabilizacije u sva četiri modaliteta opterećenja (ekstenzija, fleksija, lateralno savijanje i torzija). Naprezanja na šipkama stražnjeg sustava su iznosom najveća

poglavito u slučaju ekstenzije i fleksije (prilikom ekstenzije i fleksije na lijevoj i desnoj šipki 127 i 121MPa i 127i 121MPa), a u slučaju lateralnog savijanja i torzije opterećenja su manja (prilikom lateralnog savijanja i torzije na lijevoj i desnoj šipki 71 i 61 MPa i 83 i 77MPa). Naprezanja u 4 šipke kombiniranog stražnjeg sustava stabilizacije su znatno manja od onih zabilježenih u dvjema šipkama stražnjeg sustava stabilizacije, a tek nešto veća od onih proračunatih na sustavu kombinirane prednje i stražnje stabilizacije. Iznosi maksimalnih ekvivalentnih von Missesovih naprezanja prikazani su u **tablici 11**.

5.4.7. Analiza mjesta koncentracije maksimalnih ekvivalentnih von Missesovih naprezanja na šipkama stabilizacijskih sustava

Analiza mjesta koncentracije vršnih naprezanja na šipkama stražnjeg sustava stabilizacije (**slika 54**) pokazuje ravnomjieran raspored naprezanja od vijka do vijka. Analiza mjesta koncentracije vršnih naprezanja na šipkama kombiniranog stražnjeg sustava stabilizacije pokazuje ravnomjerna naprezanja na sve 4 šipke sustava prilikom ekstenzije i fleksije, a prilikom lateralnog savijanja i torzije zamjećuje se koncentracija naprezanja prema gornjim vijcima, a još izraženije prema gornjim kukicama (**slika 55**). Analiza mjesta koncentracije naprezanja na šipkama kombiniranog prednjeg i stražnjeg sustava pokazuje ravnomjernu raspodjelu naprezanja (**slika 56**).

5.4.8. Analiza maksimalnih ekvivalentnih von Missesovih naprezanja u kosti spoja sustava stabilizacije

Analizirajući proračunate vrijednosti vršnih naprezanja kosti na spoju vijaka sustava kombinirane prednje i stražnje stabilizacije i uspoređujući ih sa proračunatim vrijednostima naprezanja koja se javljaju kod drugih stabilizacijskih sustava jasno se uočavaju najmanja naprezanja. Proračunata naprezanja u kosti

spoja vijaka sustava stražnje stabilizacije su značajno veća od onih proračunatih na modelu kombinirane prednje i stražnje stabilizacije. Najveće vrijednosti proračunatih naprezanja zabilježena su u kosti spoja kranijalne kukice (postavljene u kontakt sa laminom kralješka ThXI) sustava kombinirane stražnje stabilizacije. Takva proračunata naprezanja javljaju se u slučaju ekstenzije, fleksije, lateralnog savijanja i torzije. Nadalje, analizirajući proračunata naprezanja u kosti spoja vijaka sustava kombinirane stražnje stabilizacije i uspoređujući ih s onima proračunatim u kosti spoja vijaka sustava stražnje stabilizacije vidljiva su značajno manja naprezanja na spoju gornjih i donjih vijaka, a poglavito na spoju kosti i donjih vijaka. Takva naprezanja javljaju se u slučaju ekstenzije, fleksije, lateralnog savijanja i torzije. Iznosi naprezanja prikazani su tablično u **tablici 14**.

5.4.9. Analiza ekvivalentnih vršnih Von Missesovih naprezanja u poprečnoj šipki

Analizirajući proračunata naprezanja u poprečnoj šipki svih triju sustava, uočavaju se najveće vrijednosti na sustavu stražnje stabilizacije. Proračunata naprezanja u šipki kombiniranog stražnjeg sustava i kombiniranog prednjeg i stražnjeg sustava su slična. Analizirajući naprezanja u šipki sustava u odnosu na način opeterećivanja odnosno pokret vidljiva su veća opterećenja prilikom lateralnog savijanja i torzije u odnosu na pokret fleksije i ekstenzije. Iznosi proračunatih naprezanja prikazani su u **tablici 12**.

6. RASPRAVA

6.1. Kratki pregled rezultata

U svrhu postavljanja biomehaničke analize triju stabilizacijskih sustava koji se koriste za stabilizaciju torakolumbalne kralješnice, a pri tome koristeći se numeričkom metodom konačnih elemenata prvo je bilo potrebno izraditi geometrijski točan model torakolumbalnog prijelaza. Računalni model izrađen je na temelju MSCT-a mlađeg politraumatiziranog bolesnika koji nije ozlijedio kralješnicu torakolumbalnog prijelaza, a sastoji se od kralješaka ThXI, ThXII, LI i LII i intervertebralnih diskova. Dobivena geometrija dalje je dorađena kako bi pojedini kralješci postali sklopovi kortikalne kosti debljine 1 mm ispunjene spongioznom kosti čineći trup kralješka, a stražnji elementi su modelirani iz jednog dijela. Intervertebralni diskovi modelirani su na temelju praznine između susjednih kralježaka, a svaki od njih je sklop koji se sastoji od tri elementa (hrskavične ploče, nukleusa pulposusa i fibroznog prstena). Kontakt između faseta malih zglobova (zigapofizealnih zglobova) dodatno je korigiran umetanjem elemenata koji simuliraju svojstva hrskavice, a pri tome nije mijenjana orijentacija zglobne pukotine (92).

Kontakt između diskova i kralježaka definiran je kao kruti, a kontakt između hrskavične ploče je definiran na način da ne nastaje trenje. Navedenom sklopu pridodani su ligamenti: prednji i stražnji uzdužni, intertransverzalni, inter i supraspinozni, žuti i kapsularni ligament. Hvatišta i presjek ligamenata kao i materijalna svojstva (Youngov modul elastičnosti i Poissonov faktor) preuzeti su iz literature. Napravljeni su modeli svakog dijela stabilizacijskog sustava, preslikavanjem geometrije. Nadalje, dobiveni su modeli diskretizirani te su nastali modeli triju stabilizacijskih sustava (sustav kombinirane prednje i stražnje stabilizacije, sustav stražnje stabilizacije, sustav kombiniranje stražnje stabilizacije) i model torakolumbalnog prijeza. Stabilizacijski modeli su dalje modificirani kako bi

se dobili modeli korporektomije i spondilektomije. Napravljena je verifikacija i validacija modela.

Modeli stabilizacijskih sustava opterećeni su s tri momenta koji iznose 1,356 Nm, 2,712 Nm, 4,068 Nm te izazivaju pokret fleksije, ekstenzije, lateralnog savijanja i torzije. Određeni su kutevi zakreta u četiri karakteristične točke (**slika 34**). Kutevi zakreta su uspoređeni za svaki sustav stabilizacije zasebno u slučaju korpektomije i spondilektomije.

Pokazalo se da postoji minimalna varijabilnost pomaka četiri točke koja se može prvotno interpretirati razlikom kuta zakreta točke oko centra rotacije, a na temelju tih saznanja odlučeno je dalje prikazivati rezultate temeljem pomaka u točki 2 (**slika 34**).

Analizirajući kuteve zakreta točke 2 (**tablica 5, slika 34**) sustava stražnje stabilizacije na modelu korpektomije i spondilektomije u tri slučaja opterećivanja, nije uočena značajna razlika. Razlika prilikom ekstenzije je 2,1%, fleksije 1,9%, lateralnog 0,8%, torzije 5,1%.

Analizirajući kuteve zakreta točke 2 (**tablica 6, slika 34**) sustava kombinirane stražnje stabilizacije na modelu korpektomije i spondilektomije u tri slučaja nije uočena značajna razlika. Razlika prilikom ekstenzije je 0,0%, fleksije 0,3%, lateralnog 0,08%, torzije 0,0%.

Analizirajući kuteve zakreta točke 2 (**tablica 7, slika 34**) sustava kombinirane prednje i stražnje stabilizacije na modelu korpektomije i spondilektomije u tri slučaja nije uočena značajna razlika. Razlika prilikom ekstenzije je 0,5%, fleksije 0,3%, lateralnog 0,05%, torzije 0,04%.

Dobiveni rezultati ne ukazuju na značajnu razliku u kutu zakreta obzirom na aplicirani moment za slučaju spondilektomije ili korporektomije. Sukladno navedenom rezultatu za daljnje analize, a radi preglednosti u predstavljanju rezultata za analize će se uzeti u obzir samo rezultati dobiveni na temelju spondilektomije.

Odnos momenta i kuta zakreta definira krutost sustava. Krutost sustava je uvedena u analizu radi preglednije i jasnije usporedbe biomehaničkih svojstava između tri sustava stabilizacije. Krutost sustava je proporcionalan tangensu kuta krivulje i osi pomaka odnosno nagibu krivulje na moment-kut zakreta dijagramu. Usporedba krutosti triju sustava stabilizacije prikazana je na dijagramima, za pokret ekstenzije (**slika 47**), fleksije (**slika 48**), lateralnog savijanja (**slika 49**), torzije (**slika 50**). Na dijagramima je zabilježena i krutost modela torakolumbalne kralješnice (zdrava kralješnica) za navedene pokrete (**slika 47, 48, 49, 50**).

Uspoređujući krutosti stabilizacijskih sustava i modela torakolumbalnog prijelaza oni se mogu usporediti po krutosti od krućeg prema manje krutom: sustav kombinirane prednje i stražnje stabilizacije, sustav kombinirane stražnje stabilizacije, torakolumbalni prijelaz i sustav stražnje stabilizacije, osim u slučaju lateralnog savijanja kada je sustav kombinirane stražnje stabilizacije najkrući, iznosi su prikazani u **tablici 9**.

Analiza naprezanja koja se javljaju na tri sustava stabilizacije pokazuje:

- a. Rekonstrukcija prednje kolumne umetanjem titanijskog cilindra značajno rasterećuje vijke stražnjeg segmentalnog stabilizacijskog sustava;
- b. Pojačanjem stražnjeg sustava stabilizacije šipkama i kukicama prilikom pokreta fleksije i ekstenzije postiže se značajno rasterećenje vijaka, gornjih za 50% u odnosu na opterećenja proračunata na vijcima sustava stražnje stabilizacije, a proračunata naprezanja na donjim vijcima po iznosu su približna opterećenjima koja su zabilježena na donjim vijcima sustava kombinirane prednje i stražnje stabilizacije. Nadalje, pojačanje stražnjeg sustava kukicama i šipkama prilikom lateralnog savijanja i torzije dovodi do značajnog asimetričnog rasterećenja vijaka sa tendencijom većeg rasterećenja donjih vijaka pri čemu su proračunata naprezanja na gornjem desnom vijku usporediva sa onima na sustavu stražnje stabilizacije;
- c. Naprezanja u vijcima stabilizacijskih sustava javljaju se na mjestu prvog navoja što je podudarno sa saznanjima iz klasične mehanike;

- d. Analizirajući naprezanja u kukicama sustava vidljiva je koncentracija naprezanja u gornjim kukicama sa asimetrijom u proračunatim naprezanjima i maksimumom iznosa u gornjoj lijevoj kukici prilikom lateralnog savijanja i torzije;
- e. Analizirajući naprezanja u uzdužnim šipkama vidljivo je da se pojačanjem stražnjeg sustava stabilizacije umetanjem šipki i kukica postiže rasterećenje šipki sustava stražnje stabilizacije i na taj način vršna naprezanja postaju približna naprezanjima šipki sustava kombinirane prednje i stražnje stabilizacije;
- f. Analizirajući proračunata naprezanja u kosti spoja stabilizacijskih sustava vidljiva je jasna korelacija i recipročnost u proračunatim naprezanjima s onima proračunatima u vijcima i kukicama stabilizacijskih sustava;
- g. Analizirajući proračunata naprezanja u poprečnoj šipki vidljivo je da poprečna šipka najviše pridonosi krutosti sustava prilikom lateralnog savijanja i torzije. Nadalje opaža se otprilike jednako rasterećenje poprečne šipke i kod sustava kombinirane stražnje i kod sustava kombinirane stražnje i prednje stabilizacije.

6.2. Kritički osvrt na rezultate i učinkovitost studije

Metoda konačnih elemenata bazira se na fizičkoj diskretizaciji kontinuuma, odnosno razmatranog tijela. Razmatrani kontinuum se diskretizira konačnim brojem elemenata koji su međusobno povezani u točkama koje se nalaze na njihovim konturama, a nazivaju se čvorovi konačnih elemenata. Odnosi između čvorova opisani su prethodno zadanom funkcijom kako bi se opisala svojstva ispitivanog kontinuuma u ovome slučaju biomehanički problem. Iz navedenog proizlazi da na rezultat analize utječe niz faktora: pogreška u diskretizaciji razmatranog kontinuuma, broj i vrsta elemenata, odabir funkcije koja opisuje ponašanje materijala, neadekvatno odabrani rubni uvjeti i opterećenja, pogreška u

postavljanju matematičke formulacije i dizajn studije. Postupci kojima se reducira stupanj pogreške su verifikacija i validacija modela.

Metoda konačnih elemenata vrlo dobro pokazuje trendove za neki događaj, pomak točke, koncentraciju naprezanja itd., što je jedna od glavnih prednost korištenja ove metode. Realno stanje u smislu točnog broja iznosa naprezanja ili pomaka točke ovisi o točnosti postavljene matematičke formulacije koja samo teoretski može biti apsolutno točna, a stoga i rezultat može biti samo djelomično točan, što je i glavna slabost ove studije.

Laboratorijska testiranja daju točne rezultate za određeni slučaj, ona su ograničena samim ispitivanjem i u većini slučajeva nude ograničen broj rezultata. Za generiranje većeg broja rezultata koji su potrebni za razumjevanje predstavljenog problema potrebno je izvesti i veći broj laboratorijskih testova koji zahtjevaju i veći broj testiranih uzoraka, a time značajno pridonose cijeni istraživanja. Numeričke metode omogućavaju mnogo efikasnije razmatranje problema kroz veći broj računalnih simulacija modela koje je moguće uvijek iznova ponoviti u svrhu približavanja točnijem rješenju, to je druga prednost korištenja ove metode, a time i snaga studije.

Koristeći metodu konačnih elemenata uvijek postoji određeni stupanj pogreške, pogotovo u biomehaničkim testiranjima radi kompleksnosti svojstava tkiva. Neke pogreške su neizbježne, a neke su rezultat pojednostavljenja u svrhu skraćanja trajanja kompjuterskog proračuna. Dobivene pogreške se mogu testirati i uzeti u razmatranje.

U ovoj studiji geometrija kralješnice je preuzeta sa MSCT-a pojedinca iz čega proizlaze vrlo točni geometrijski odnosi koštanog tkiva ali i manje točni odnosi u mekim tkivima. Materijalna svojstva pojedinog dijela modela definirana su kao homogena linearno elastična, a tkiva u stvarnosti izražavaju heterogena visko i poroelastična svojstva. Navedene dvije aproksimacije su dvije najvažnije slabosti ove studije.

Prilikom stvaranja modela torakolumbalnog prijelaza napravljena je verifikacija i validacija modela. Verifikacijom je ustanovljena optimalna gustoća konačnih

elemenata. Validacija je provedena računalnom simulacijom eksperimenta koji je izveden 1972 godine. Uspoređeni su „*in silico*“ i eksperimentalni odnosi momenta i rezultirajućeg kuta zakreta karakterističnih točki. Razlika u kutu zakreta za fleksiju iznosi 5,39%, ekstenziju 43,98%, lateralno savijanje 8,4%, a za torziju 82,8%. Iz rezultata validacije može se zaključiti da kreirani model samo djelomično vjerno opisuje eksperimentalno prikazane pokrete FJK. Na razliku rezultata svakako utječe više faktora od kojih je sigurno važna razlika u modeliranju svojstava no i činjenica da se u eksperimentu korištena kadaverična kralježnica uzeta iz kadavera različite dobne skupine u odnosu na dob bolesnika temeljem čije kralježnice je napravljen „*in silico*“ model. Opažene razlike su uzete u razmatranje te je nastavljeno sa stvaranjem modela stabilizacijskih sustava za slučaj korporektomije i spondilektomije.

Iz analize rezultata opsega pokreta, odnosno odnosa kuta zakreta i momenta, uspoređujući svaki sustav stabilizacije za slučaj korporektomije i spondilektomije proizlazi zanemariva razlika što znači da je utjecaj mehaničkih svojstava modela torakolumbalnog prijelaza na modele stabilizacije isključen.

Prilikom stvaranja modela stabilizacijskih sustava važno je istaknuti još dvije aproksimacije koje važno utječu na rezultat analiza. Radi se od definiciji kontakta između pokrovnih ploha trupa kralješka LII, ThXI i titanijskog cilindra i o kontaktu između lamina kralješaka i kukica. Kontakt između pokrovnih ploha i titanijskog cilindra definiran je kao čvrst čime su simulirana svojstva prednje stabilizacije koja uključuje titanijski cilindar i pločicu koja se postranično aplicira na trupove kralješaka i fiksira bikortikalnim vijcima. Takva aproksimacija je zasigurno samo približna točnom riješenju ali nije testirana. Nadalje spoj kukica sa laminom je također definiran kao čvrst što u stvarnosti nije. Spoj kukice sa kosti u stvarnosti ima određeni stupanj slobode koji bi doprinio manjim opterećenjima na kukicama.

Vremensko trajanje proračuna za svaki ovdje testirani model kako bi se dobio dobio rezultat u jednoj točki je prosječno 4 sata. Ukupno je napravljeno 72 proračunska modela što je vremenski trajalo 288 sati, a treba u obzir uzeti i pridodati navedenom vremenu vrijeme trajanja analize koje su dale pogrešan rezultat ili nisu dale rezultat radi tehničkih pogrešaka koje je trebalo analizirati,

definirati i ispraviti. Trajanje proračuna u ovoj studiji bi se eksponencijalno produžilo kada bi se pokušalo simulirati prirodna svojstva svakog dijela testiranog modela, a time bi se dovelo u pitanje i izvedivost studije.

6.3. Unutarnja i vanjska valjanost studije

Iz prethodnog poglavlja nameće se pitanje unutarnje i vanjske valjanosti rezultata ove studije, odnosno kako se rezultati ove studije mogu primjeniti u svakodnevnom kliničkom radu. Dobiveni rezultati se mogu koristiti u smislu relativnih razlika, drugim riječima kada se uspoređuje učinkovitost predloženih sustava u odnosu jedan prema drugome, jer su izvori grešaka kod svih otprilike jednaki. Apsolutna točnost je točnost u odnosu na realno stvarno stanje.

Unutarnja (relativna) valjanost rezultata je kako smatramo značajna iz razloga što su uspoređivani modeli međusobno, a imaju jednak stupanj pogreške u pojedinom proračunskom modelu. Na taj način stvoreni su uvjeti zasebnog sustava, a rezultati su relativne veličine koje se međusobno mogu vrlo točno usporediti. Proračunati rezultati stabilizacijskih modela uspoređujući se sa modelom torakolumbalnog prijelaza su također samo deskriptivne prirode, odnosno relativne vrlo teško apsolutizirane iz čega proizlazi ograničena vanjska validnost ove studije.

Važno shvatiti da se rezultati numeričkih analiza vrlo teško mogu jednoznačno primjeniti. Numeričkim analizama se dobiva jasniji uvid u odnose, u ovome radu odnose sile, deformacija i naprazanja, na temelju kojih se mogu razlučiti prednosti i nedostaci testiranog modela i izvesti preinake koje bi bolje zadovoljile potrebne zahtjeve.

Kako je prethodno spomenuto postoje metode kojima se provjerava točnost proračuna koji je važan za opću primjenjivost rezultata numeričke analize. Također važno je rezultate sagledati i usporediti ih sa očekivanim odnosno pretpostavljenim događajima. Na primjer, u ovoj studiji je pretpostavljeno da će sustav stražnje stabilizacije pokazivati najmanju krutost kao i najveća opterećenja na vijcima,

pretpostavljeno je da će sustav kombinirane prednje i stražnje stabilizacije biti najkrući sustav, a opterećenja na vijcima biti najmanja, rezultati su podudarni sa očekivanjima. Opažena koncentracija naprezanja na prvom navoju vijaka je podudarna sa saznanjima iz klasične mehanike, nadalje poznato je pravilo da se u stabilizaciju kralješnice treba uključiti jedna razina više iznad ozlijeđene razine nego ispod nje čime se postiže značajnije rasterećenje na donjim vijcima nego na gornjim. Navedeno saznanje je poznato iz ranijih istraživanja. Iz dobre korelacije očekivanog i proračunatog može se smatrati da su rezultati ove studije primjenjivi na općenita razmatranja i na klinički praksu, ali ne u apsolutnom smislu nego u smislu trenda i razumjevanja trendova krutosti i naprezanja.

Za razliku od numeričke analize, laboratorijski eksperiment, specifično biomehanički pokus na kadaveričnoj kralježnici dat će za testirani model točne rezultate za analizu opsega pokreta. Rezultati za analizu naprezanja svakako će biti manjkavi zbog tehničkih mogućnosti i ograničenja laboratorijskih ispitivanja. Sile koja bi dovele do sloma sustava bile bi lako mjerljive i analizirane. Rezultati takvih analiza imaju mnogo veću vanjsku valjanost, apsolutnu točnost ali bi i broj testiranih uzoraka morao biti velik kako bi se testirale razne anatomske, fizionomske i kliničke varijable i time približilo apsolutno točnom rješenju. U stvarnosti kirurg koji primjenjuje sustave za stabilizaciju kralješnice uzima u obzir varijable koje mogu dovesti i do sloma sustava te odabire prema osobnom nahođenju optimalno rješenje. Iz navedenog proizlazi da je iskustvo kirurga koje se temelji na osobnoj kliničkoj praksi, njemu poznatom objavljenom iskustvu i laboratorijskim činjenicama najvažnije za uspješno korištenje sustava za stabilizaciju kralješnice.

Rezultati biomehaničkih analiza („*in silico*“ i „*in vitro*“ analiza) ne trebaju se uzeti u obzir u smislu apsolutnih iznosa, oni služe za stvaranje jasnije slike odnosa među silama u sustavima koji su već sami po sebi kompleksni.

U novije vrijeme, razvojem tehnologije, postalo je moguće direktno mjeriti naprezanja sa pojedinih dijelova sustava za stabilizaciju. Takav pristup zasigurno omogućava točan rezultat temeljem kojeg se dobiva najjasnija slika odnosa sila te će vjerojatno omogućiti ranu intervenciju kako bi se izbjegao slom sustava (2).

7. ZAKLJUČAK

Svrha ove studije je analiza i usporedba biomehaničkih karakteristika triju stabilizacijskih sustava torakolumbalnog prijelaza. Prednosti i nedostaci sustava kombinirane prednje i stražnje stabilizacije i sustava stražnje stabilizacije su poznati. Svrha ove studije je usporediti, prema biomehaničkim karakteristikama, inovativan način stabilizacije torakolumbalnog prijelaza sa sustavima za koje je poznato kako se ponašaju u specifičnim uvjetima.

Iz rezultata odnosa kuta zakreta i momenta uspoređujući pojednini sustav stabilizacije za uvjet korporektomije i spondilektomije može se zaključiti da nema značajne razlike u kutevima zakreta kod korporektomije i spondilektomije, odnosno krutost modela korporektomije je znatno manja od krutosti sustava stabilizacije te ne doprinosi ukupnoj krutosti sustava stabilizacije.

Iz rezultata analize krutosti tri sustava stabilizacije u slučaju spondilektomije može se zaključiti da je:

1. Sustav kombinirane prednje i stražnje stabilizacije najkrući sustav stabilizacije osim u slučaju lateralnog savijanja kada je sustav kombinirane stražnje stabilizacije krući.
2. Sustav kombinirane stražnje stabilizacije je sustav koji je usporedivo krutosti sa sustavom kombinirane prednje i stražnje stabilizacije osim u slučaju lateralnog savijanja kada je krući.
3. Model torakolumbalnog prijelaza je manje krut od sustava kombinirane stražnje stabilizacije
4. Sustav stražnje stabilizacije je najmanje krut od svih testiranih modela.

Iz rezultata analize naprezanja može se zaključiti da:

1. Rekonstrukcija prednje kolumne, prednje pojačanje sustava stražnje stabilizacije značajno rasterećuje vijke, uzdužne i poprečnu šipku stražnjeg sustava stabilizacije.

2. Stražnje pojačanje sustava stražnje stabilizacije kukicama i šipkama rasterećuje vijke i to značajnije donje, uzdužne šipke i poprečnu šipku.
3. Kod sustava kombinirane stražnje stabilizacije prilikom torzije i lateralnog savijanja zabilježena suasimetrična naprezanja, ipsilateralni vijak i kontralateralna kukica.
4. Koncentracija naprezanja javlja se na prvom navoju vijaka, na svim vijcima.
5. Analiza naprezanja na kukicama kombiniranog stražnjeg sustava pokazala je koncentraciju naprezanja na gornjim kukicama što govori u prilog iščašenju gornjih kukica, posebno prilikom lateralnog savijanja i torzije.
6. Naprezanja u kostima spoja stabilizacijskih sustava su podudarna onima koji se javljaju na vijcima i kukicama.

Uzimajući u obzir navedeno, može se zaključiti da predloženi sustav pokazuje zadovoljavajuću krutost za postizanje stabilizacije torakolumbalne kralježnice. Nadalje, analiza naprezanja govori u prilog tome da će vrlo vjerojatno doći do sloma kombiniranog sustava stražnje stabilizacije na mjestu gornjih kukica. Realno je iščašenje gornjih kukica. Da do iščašenja ne bi došlo potrebno je smanjiti naprezanja, npr. postavljanjem dvije kukice na kranijalni kraj šipke, jednu na kaudalni rub, a drugu na kranijalni rub lamine ili jednu sublaminarnu kukicu dodatno usidriti sublaminarnim kablom ili umetanjem titanijskog cilindra iz stražnjeg pristupa bez postavljanja pločice na lat. aspekt trupova kralježaka. Optimalno rješenje pitanje je daljnjih analiza i studija.

8. SAŽETAK

Uvod

Stražnja segmentalna stabilizacija transpedikularnim vijcima i šipkama danas predstavlja standard u stabilizaciji kralježnice. Dosadašnja iskustva pokazala su da je sustav stražnje segmentalne stabilizacije nedovoljan prilikom stabilizacije nestabilne kralježnice (AO A3, B2, B3 i C), a naročito one koja je izgubila mogućnost podnošenja aksijalnih opterećenja. Kako bi se sustav stražnje stabilizacije rasteretio, potrebno ga je poboljšati. Poboljšanje se postiže rekonstrukcijom prednje nosive kolumne ili dodavanjem segmenata u konstrukciju. Prema dosadašnjim saznanjima kombinirana prednja i kratka stražnja stabilizacija predstavljaju najkrući oblik fokalne stabilizacije kralježnice. Takav je pristup povezan sa značajnim komorbiditetima, a često i neizvediv u politraumatiziranog bolesnika. Ovaj rad bavi se analizom biomehaničkih osobina sustava koji nastaje stražnjom pojačanjem stražnjeg segmentalnog sustava, sustavom kukica i šipki. Takav pristup liječenju trebao bi biti manje invazivan, ukoliko se biomehanički potvrdi njegova učinkovitost.

Hipoteza

Kombinirani stražnji stabilizacijski sustav transpedikularnih vijaka, sublaminarnih kukica i šipki, postiže u virtualnom modelu korporektomije i spondilektomije prvog lumbalnog kralješka opseg pokreta i stabilnost približan sustavu kombinirane prednje i stražnje stabilizacije.

Materijali, metode i plan istraživanja

Za provjeru naše hipoteze napravljena je biomehanička analiza koristeći inženjersku numeričku metodu konačnih elemenata na modelu korporektomije i spondilektomije LI. Model korporektomije LI oponaša biomehaničke karakteristike frakture AO A3, a spondilektomije AO B2, B3 i C. U svakoj su skupini zasebno analizirani i uspoređeni opseg pokreta i naprezanja na pojedinim elementima triju stabilizacijskih sustava: transpedikularnog, prednjeg kombiniranog i stražnjeg kombiniranog.

Za potrebe ove studije izrađen je model torakolumbalne kralježnice koji uključuje kralješke od LII do ThXI, intervertebralne diskove i ligamente. Dobiveni model je diskretiziran konačnim elementima te je napravljena verifikacija i validacija usporedbom s eksperimentalnim rezultatima.¹ Dobiveni model dalje je modificiran na dva načina, uklanjanjem tijela kralješka LI i uklanjanjem kralješka LI. Tako je nastao model korporektomije i spondilektomije. Dobiveni su modeli dalje modificirani umetanjem modeliranih stabilizacijskih konstrukcija kako bi se dobili računalni modeli: kombinirane prednje i stražnje stabilizacije, stražnje stabilizacije i kombinirane stražnje stabilizacije. Definirani su rubni uvjeti, a dobiveni modeli su opterećivani kako bi se dobio pokret fleksije, ekstenzije, lateralnog savijanja i torzije. Primijenjeni momenti iznose 1,356 Nm, 2,712 Nm, 4,068 Nm. U specifičnim točkama određeni su kutevi zakreta zajedno s maksimalnim naprezanjima u svakom ciklusu opterećenja prilikom pojedinog pokreta. U svrhu usporedbe biomehaničkih svojstava triju sustava stabilizacije, proračunata je krutost sustava iz odnosa momenta i kuta zakreta. Rezultati proračuna su prikazani tablično i dijagramski, te su analizirani.

Rezultati

Analiza krutosti pojedinog sustava stabilizacije za slučaj korporektomije i spondilektomije, pokazala je da među njima nema značajne razlike. Uspoređujući krutosti triju stabilizacijskih sustava s modelom torakolumbalnog prijelaza, pokazalo se da je sustav stražnje stabilizacije najmanje krut, model torakolumbalnog prijelaza nešto krući, model kombinirane stražnje stabilizacije također nešto manje krut od modela kombinirane prednje i stražnje stabilizacije, osim za pokret lateralnog savijanja, kada se sustav kombinirane stražnje stabilizacije pokazao krućim. Analiza proračunatih maksimalnih ekvivalentnih von Misesovih naprezanja pokazala je da prednje pojačanje stražnjeg sustava stabilizacije značajno rasterećuje vijke sustava prilikom izvođenja testiranih pokreta. Stražnje pojačanje stražnjeg sustava stabilizacije, također značajno rasterećuje vijke stražnjeg sustava instrumentacije i to poglavito gornje vijke sustava prilikom fleksije i ekstenzije. Prilikom lateralnog savijanja i torzije, rasterećenje se javlja na tri vijka podjednako, no, na gornjem ipsilateralnom vijku

ne dolazi do rasterećenja. Analiza naprezanja u kukicama, pokazala je koncentraciju naprezanja u gornjim kukicama, što je najizraženije prilikom pokreta lateralnog savijanja i torzije na kontralateralnoj gornjoj kukici.

Zaključak

Analiza krutosti triju sustava stabilizacije pokazala je da je predloženi sustav podjednako krut sa sustavom kombinirane prednje i stražnje stabilizacije, osim u slučaju lateralnog savijanja kada je krući. Analiza naprezanja pokazala je da postoji tendencija iščašenja gornjih kukica, odnosno sloma sustava što je najizraženije prilikom pokreta lateralnog savijanja i torzije.

Ključne riječi: biomehanika kralježnice, kirurško liječenje nestabilne kralježnice, sustavi za stabilizaciju kralježnice

9. SUMMARY

Biomechanical stability analysis of transpedicular screws combined with sublaminar hook-rod system using finite element model

Introduction

Posterior and anterior spinal column reconstruction is the method of choice for stabilization in the treatment of thoracolumbar spine fractures AO A3, B2, B3 and C. This approach is invasive. Our hypothesis is that by augmentation of the posterior stabilization systems with another posterior hook-rod system new stabilization system can be developed whose stiffness approximately equals the stiffness of the combined anterior and posterior stabilization constructs.

Materials and methods

To test our hypothesis, biomechanical analysis was performed. The angles of rotation in each group, as well as the strains on each part of the 3 stabilization constructs, were analyzed separately.

Results

Comparison of the stiffness showed that the combined anterior and posterior stabilization construct was the stiffest, except in the case of lateral bending, where combined posterior stabilization showed to be stiffer. Strain analysis showed that the posterior stabilization construct was significantly unloaded when augmented with the hook-rod system. A significant concentration of strain was calculated in the cranially placed hooks.

Conclusion

Stiffness analysis showed a comparable stiffness between the tested and proposed stabilization construct. Strain analysis showed a luxation tendency in the cranial posted hooks which would most likely lead to a construct failure.

Keywords: spine biomechanics, stabilization devices, surgical treatment of unstable vertebra

10. POPIS LITERATURE

1. Benzel EC. Spine Surgery, 2-Volume Set. South & Central America, 2 Sept. 2016.
2. Kim et al. Dynamic Reconstruction of the Spine. Thieme Medical Publishers, www.thieme.com/books-main/neurosurgery/product/1506-dynamic-reconstruction-of-the-spine.
3. Aebi M. AO ASIF Principles in Spine Surgery. Max Aebi | Springer, Springer-Verlag Berlin Heidelberg, www.springer.com/us/book/9783540627630.
4. Sorić J. , metoda konačnih elemenata, Golden marketing Tehnička knjiga, Zagreb, 2004.
5. Jones AC, Wilcox RK. Finite element analysis of the spine: towards a framework of verification, validation and sensitivity analysis. *Med Eng Phys*. 2008.
6. Cooper C, Atkinson EJ, O'Fallon WM, Melton 3rd LJ. Incidence of clinically diagnosed vertebral fractures: a population-based study in Rochester, Minnesota, 1985–1989. *J Bone Miner Res* 1992;7:221–7.
7. Samelson EJ, Hannan MT, Zhang Y, Genant HK, Felson DT, Kiel DP. Incidence and risk factors for vertebral fracture in women and men: 25-year follow-up results from the population-based Framingham study. *J Bone Miner Res*, 2006;21:1207–14.
8. Jansson KA, Blomqvist P, Svedmark P, Granath F, Buskens E, Larsson M, et al. Thoracolumbar vertebral fractures in Sweden: an analysis of 13,496 patients admitted to hospital. *Eur J Epidemiol*, 2010;25:431–7.

9. McLain RF. Functional outcomes after surgery for spinal fractures: return to work and activity. *Spine (Phila Pa 1976)* 2004;29:470-7.
10. Nicole EA. Fractures of the dorso-lumbar spine. *J Bone Joint Surg*, 1949;31:376-394.
11. Holdsworth FW. Fractures, dislocations, and fracture dislocations of the spine. *J Bone Joint Surg*, 1963; 45:6-20
12. Holdsworth FW. Review article: fractures, dislocations, and fracture dislocations of the spine. *J Bone Joint Surg*, 1970; 52:1534-1551
13. Whitesides TE Jr. Traumatic kyphosis of the thoracolumbar spine. *Clin Orthop Relat Res*, 1977;128:78-92.
14. Lob A. Die Wirbelsäulen-Verletzungen und ihre Ausheilung. Thieme, Stuttgart, 1954.
15. Chance CQ. Note on a type of flexion fracture of the spine. *Be J Radiology*, 1948;21:452-453.
16. Fuentes JM, Bloncourt J, Bourbotte G, Castan P, Vlahovitch B. La fracture du chance. *Neurochirurgie* 1984, 30:113-118
17. Gertzbein SD, Court – Brown CM. Flexion/distraction injuries of the lumbar spine. Mechanism of injury and classification. *Clin Orthop*, 1988, 227:52-
18. Gertsbein SD, Court-Brown CM. The rationale for management of flexion/distraction injuries of the thoraco-lumbar spine, based on a new classification. *J Spinal Disord*, 1989, 2:176-183.
19. Gumley G, Taylor THF, Ryan MD. Distraction fractures of the lumbar spine. *J Bone Joint Surg* 1982, 64:520-525
20. Howland WJ, Curry JL, Buffington CD. Fulcrum injuries of the lumbar spine. *JAMA* 1965, 193:240-241

21. Rennie W, Mitchell N. Flexion distraction injuries of the thoracolumbar spine. *J Bone Joint Surg* 1973, 55:386-390
22. Smith WS, Kauter H. Patterns and mechanics of lumbar injuries associated with seat belts. *J Bone Joint Surg* 1969, 51:239-254.
23. Bohler J. Die Technik der Knochenbruchbehandlung. Vienna 1951, Maudrich vol. 1, pp 318-410
24. Roy-Camille R, Saillant G. Les traumatismes du rachis sans complication neurologique. *Int Orthop* 1984, 8:155-162
25. Roy-Camille R, Saillant G, Berteaux D, Marrie –Anne S. Early managements of spinal injuries. In: McKibbin B (ed) *Recent advances in orthopaedics* 3. Edinburgh 1979, Churchill Livingstone, pp 57-87.
26. Dennis F. Updated classification of thoracolumbar fractures. *Orthop Trans* 1982, 6:8-9
27. F. The three column spine and its significance in the classification of acute thoracolumbar spinal injuries. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1983;8:817-31.
 - a. Denis F. Spinal instability as defined by the three-column spine concept in acute spinal trauma. *Clin Orthop Relat Res*. 1984;189:65-76
28. McAfee PC, Yuan HA, Fredrickson BE, Lubicky JP. The value of computed tomography in thoracolumbar fractures. An analysis of a hundred consecutive cases and a new classification. *J Bone Joint Surg* 1983, 65:461-479.
29. White AA III, Panjabi MM. *Clinical biomechanics of the spine*. Philadelphia. Lippincott, 1978.
30. Ferguson RL, Allen BL Jr. A mechanistic classification of thoracolumbar spine fractures. *Clin Orthop* 1984, 189:77-88.
31. McCormack T, Karaikovic E, Gaines RW. The load sharing classification of spine fractures. *Spine*. 1994;19:1741-4.

32. Vaccaro AR, Lehman RA Jr, Hurlbert RJ, Anderson PA, Harris M, Hedlund R, et al. A new classification of thoracolumbar injuries: the importance of injury morphology, the integrity of the posterior ligamentous complex, and neurologic status. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2005;30:2325-33.
33. Magerl F, Harms J, Gertzbein SD, Aebi M, Nazarian S. A new classification of spinal fractures. Presented at the Societe Internationale de Chirurgie Orthopedique et de Traumatologie (SICOT) Meeting, Montreal September 9, 1990.
34. Magerl F, Aebi M, Gertzbein SD, Harms J, Nazarian S. A comprehensive classification of thoracic and lumbar injuries. *Eur Spine J*. 1994;3:184-201.
35. Muller ME, Nazarian S, Koch P. Classification AD des fractures. I Les os longs. Berlin-Heilderberg-NewYork 1987, Springer-Verlag.
36. Aebi M. Classification of thoracolumbar fractures and dislocations. *Eur Spine J*. 2010;19 Suppl 1:S2-7.
37. Mikles MR, Stchur RP, Graziano GP. Posterior instrumentation for thoracolumbar fractures. *J Am Acad Orthop Surg*. 2004;12(6):424-35.
38. Pneumaticos SG, Triantafyllopoulos GK, Giannoudis PV. Advances made in the treatment of thoracolumbar fractures: current trends and future directions. *Injury*. 2013;44:703-12.
39. Joaquim AF, Patel AA. Relationships between the AO Spine System and the Thoracolumbar Injury Classification System: An analysis of the literature. *J Spinal Cord Med*. 2013.
40. Aebi, Max; Thalgott, John S; Webb, John K; et al. AO ASIF principles in spine surgery. Berlin, New York: Springer, 1998
41. Wood KB, Khanna G, Vaccaro AR, et al. Assessment of two thoracolumbar fracture classification systems as used by multiple surgeons. *J Bone Joint Surg Am* 2005;87:1423-9.

42. Hitchon PW, Torner JC, Haddad SF, Follett KA. Management options in thoracolumbar burst fractures. *Surg Neurol* 1998;49:619–26.
43. Shen WJ, Liu TJ, Shen YS. Nonoperative treatment versus posterior fixation for thoracolumbar junction burst fractures without neurologic deficit. *Spine (Phila Pa 1976)* 2001;26:1038–45.
44. Wood K, Buttermann G, Mehbod A, Garvey T, Jhanjee R, Sechriest V. Operative compared with nonoperative treatment of a thoracolumbar burst fracture without neurological deficit. A prospective, randomized study. *J Bone Joint Surg Am* 2003;5:773–81.
45. Siebenga J, Leferink VJ, Segers MJ, Elzinga MJ, Bakker FC, Haarman HJ, et al. Treatment of traumatic thoracolumbar spine fractures: a multicenter prospective randomized study of operative versus nonsurgical treatment. *Spine (Phila Pa 1976)* 2006;25:2881–90
46. Yi L, Jingping B, Gele J, Baoleri X, Taixiang W. Operative versus non-operative treatment for thoracolumbar burst fractures without neurological deficit. *Cochrane Database Syst Rev* 2006;(4):CD005079.
47. van der Roer N, de Lange ES, Bakker FC, de Vet HC, van Tulder MW. Management of traumatic thoracolumbar fractures: a systematic review of the literature. *Eur Spine J* 2005;14:527–34.
48. Thomas KC, Bailey CS, Dvorak MF, Kwon B, Fisher C. Comparison of operative and nonoperative treatment for thoracolumbar burst fractures in patients without neurological deficit: a systematic review. *J Neurosurg Spine* 2006;4:351–8.
49. Dai LY, Jiang SD, Wang XY, Jiang LS. A review of the management of thoracolumbar burst fractures. *Surg Neurol* 2007;67:221–31.
50. Gnanenthiran SR, Adie S, Harris IA. Nonoperative versus operative treatment for thoracolumbar burst fractures without neurologic deficit: a meta-analysis. *Clin Orthop Relat Res* 2012;470:567–77.

51. Gurr KR, McAfee PC, Warden KE, Shih CM. Roentgenographic and biomechanical analysis of lumbar fusions: a canine model. *J Orthop Res.* 1989;7(6):838-48.
52. Dickman CA, Yahiro MA, Lu HT, et al. Surgical treatment alternatives for fixation of unstable fractures of the thoracic and lumbar spine: a metaanalysis. *Spine* 1994;19(suppl 20):2266-73.
53. Fletcher DJ, Taddonio RF, Byrne DW, et al. Incidence of acute care complications in vertebral column fracture patients with and without spinal cord injury. *Spine* 1995;20:1136-46.
54. Jacobs RR, Asher MA, Snider RK. Dorso-lumbar spine fractures: recumbent vs. operative treatment. *Paraplegia.* 1980;18(6):358-76.
55. Bryant CE, Sullivan JA. Management of thoracic and lumbar spine fractures with Harrington distraction rods supplemented with segmental wiring. *Spine (Phila Pa 1976).* 1983;8:532-7.
56. Gurr KR, McAfee PC, Shih CM. Biomechanical analysis of posterior instrumentation systems after decompressive laminectomy. An unstable calf-spine model. *J Bone Joint Surg Am.* 1988;70:680-91.
57. Benzel EC. Biomechanics of lumbar and lumbosacral spine fractures. In Rea GL(ed): *Spinal trauma: Current Evaluation and Management.* American Association of Neurological surgeons. 1993.
58. Benzel EC. *Biomechanics of Spine Stabilization: Principles and practice.* New York, McGraw-Hill. 1995.
59. Benzel EC, Larson SJ. Operative stabilization of the posttraumatic thoracic and lumbar spine: a comparative analysis of the Harrington distraction rod and the modified Weiss spring. *Neurosurgery.* 1986;19(3):378-85

60. Benzel EC, Kesterson L, Marchand EP. Texas Scottish Rite Hospital rod instrumentation for thoracic and lumbar spine trauma. *J Neurosurg.* 1991 Sep;75(3):382-7.
61. Bering A: Adverse Mechanical Tension in the Central Nervous System: An analysis of Cause and Effect: Relief by Functional Neurosurgery. New York, Almqvist and Wiskell, 1978
62. Carson WL, Duffield RC, Arendt M, Ridgely BJ, Gaines RW Jr. Internal forces and moments in transpedicular spine instrumentation. The effect of pedicle screw angle and transfixation--the 4R-4bar linkage concept. *Spine (Phila Pa 1976).* 1990;15(9):893-901.
63. Edwards CC, Levine AM. Early rod-sleeve stabilization of the injured thoracic and lumbar spine. *Orthop Clin North Am.* 1986;17(1):121-45.
64. White AA III, Panjabi MM. Clinical biomechanics of the spine. ed 2., Philadelphia, Lippicott- Raven. 1990
65. Yoganandan N, Larson SJ, Pintar F, Maiman DJ, Reinartz J, Sances A Jr. Biomechanics of lumbar pedicle screw/plate fixation in trauma. *Neurosurgery.* 1990;27:873-80.
66. McLain RF. The biomechanics of long versus short fixation for thoracolumbar spine fractures. *Spine (Phila Pa 1976).* 2006;31(11 Suppl):S70-9.
67. Bishop FS, Samuelson MM, Finn MA, Bachus KN, Brodke DS, Schmidt MH. The biomechanical contribution of varying posterior constructs following anterior thoracolumbar corpectomy and reconstruction. *J Neurosurg Spine.* 2010;13:234-9.
68. Matsuzaki H, Tokuhashi Y, Matsumoto F, Hoshino M, Kiuchi T, Toriyama S. Problems and solutions of pedicle screw plate fixation of lumbar spine. *Spine (Phila Pa 1976).* 1990;15:1159-65.
69. Sasso RC, Cotler HB. Posterior instrumentation and fusion for unstable fractures and fracture-dislocations of the thoracic and lumbar spine. A

comparative study of three fixation devices in 70 patients. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1993, 15;18:450-60.

70. West JL 3rd, Ogilvie JW, Bradford DS. Complications of the variable screw plate pedicle screw fixation. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1991;16:576-9.

71. Kramer DL, Rodgers WB, Mansfield FL. Transpedicular instrumentation and short-segment fusion of thoracolumbar fractures: a prospective study using a single instrumentation system. *J Orthop Trauma*. 1995;9:499-506.

72. Lain RF, Sparling E, Benson DR: Early failure of short segment pedicle instrumentation for thoracolumbar fractures. *Bone Joint Surg*. 1993;162-167

73. Benson DR, Burkus JK, Montesano PX, et al. Unstable thoracolumbar and lumbar burst fractures treated with the AO fixateur interne. *J Spinal Disord* 1992;5:335-43.

74. Slosar PJ Jr, Patwardhan AG, Lorenz M, Havey R, Sartori M. Instability of the lumbar burst fracture and limitations of transpedicular instrumentation. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1995;20:1452-61.

75. Carl AL, Tromanhauser SG, Roger DJ. Pedicle screw instrumentation for thoracolumbar burst fractures and fracture-dislocations. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1992;17:S317-24.

76. Daniaux H, Seykora P, Genelin A, Lang T, Kathrein A. Application of posterior plating and modifications in thoracolumbar spine injuries. Indication, techniques, and results. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1991;16:S125-33.

77. Esses SI, Botsford DJ, Wright T, Bednar D, Bailey S. Operative treatment of spinal fractures with the AO internal fixator. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1991;16(3 Suppl):S146-50.

78. McNamara MJ, Stephens GC, Spengler DM. Transpedicular short-segment fusions for treatment of lumbar burst fractures. *J Spinal Disord*. 1992;5:183-7.

79. An HS, Singh K, Vaccaro AR, Wang G, Yoshida H, Eck J, McGrady L, Lim TH. Biomechanical evaluation of contemporary posterior spinal internal fixation configurations in an unstable burst-fracture calf spine model: special references of hook configurations and pedicle screws. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2004;29:257-62.
80. Bence T, Schreiber U, Grupp T, Steinhauser E, Mittelmeier W. Two column lesions in the thoracolumbar junction: anterior, posterior or combined approach? A comparative biomechanical in vitro investigation. *Eur Spine J*. 16:813-820, 2007
81. Disch AC, Schaser KD, Melcher I, Luzzati A, Feraboli F, Schmoelz W: En bloc spondylectomy reconstructions in a bio-mechanical in vitro study. *Eur Spine J*. 17:715-725, 2008
82. Vahldiek MJ, Panjabi MM: Stability potential of spinal instrumentations in tumor VB replacement surgery. *Spine* 19982; 3:543- 550.
83. Wood KB, Bohn D, Mehbod A. Anterior versus posterior treatment of stable thoracolumbar burst fractures without neurologic deficit: a prospective, randomized study. *J Spinal Disord Tech* 2005;18:S15-23
84. Lin B, Chen ZW, Guo ZM, Liu H, Yi ZK. Anterior approach versus posterior approach with subtotal corpectomy, decompression, and reconstruction of spine in the treatment of thoracolumbar burst fractures: a prospective randomized controlled study. *J Spinal Disord Tech* 2011.
85. Providence USA. Abaqus 6.13-1. 2013.
86. www.slicer.org. 2017.
87. Dassault Systems, France, Solidworks. 2014.
88. Hans de Visser, Clayton J. Adama, Stuart Crozier, Mark J. Pearcy. The role of quadratus lumborum asymmetry in the occurrence of lesions in the lumbar vertebrae of cricket fast bowlers. *Med Eng Phys*. 2007 Oct;29(8):877-85.

89. Chen SH, Tai CL, Lin CY, Hsieh PH, Chen WP. Biomechanical comparison of a new stand-alone anterior lumbar interbody fusion cage with established fixation techniques - a three-dimensional finite element analysis. *BMC Musculoskelet Disord.* 2008;18:9-88.
90. Markolf KL. Deformation of the thoracolumbar intervertebral joints in response to external loads: a biomechanical study using autopsy material. *J Bone Joint Surg Am.* 1972 Apr;54(3):511-33.
91. Robertson DJ, Von Forell GA, Alsup J, Bowden AE. Thoracolumbar spinal ligaments exhibit negative and transverse pre-strain. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2013 Jul;23:44-52.
92. Panjabi MM, Goel V, Oxland T, Takata K, Duranceau J, Krag M, Price M. Human lumbar vertebrae. Quantitative three-dimensional anatomy. *Spine (Phila Pa 1976).* 1992 Mar;17(3):299-306.

11. ŽIVOTOPIS

Rođen sam u Zagrebu 20.12.1983. gdje sam završio osnovnu i srednju školu. Godne 2002. upisao sam medicinski fakultet na zagrebačkom sveučilištu. Fakultet sam završio 2008. godine. Odmah po završenom studiju započeo sam, isprva volontirati na Klinici za neurokirurgiju Kliničkog Bolničkog Centra Zagreb, a kasnije i raditi u svojstvu stažista. Godine 2009 završio sam staž te položio državno stručni ispit čime sam dobio licencu za rad kao liječnik. Godine 2010. odobrena mi je specijalizacija iz neurokirurgije u Kliničkom Bolničkom Centru Zagreb. Godine 2011. upisao sam poslijediplomski studij Biomedicina i zdravstvo na Medicinskom fakultetu, Sveučilišta u Zagrebu. Specijalizaciju sam završio 2016. godine od kada radim u Klinici za neurokirurgiju KBC-a Zagreb kao neurokirurg. Član sam Hrvatske liječničke komore, Hrvatskog liječničkog zbora i Hrvatskog neurokirurškog društva, Europskog neurokirurškog udruženja (EANS-a) i jednog od dva sjeverno američka neurokirurška udruženja CNS-a (Congress of Neurological Surgeons). Za vrijeme specijalizacije završio sam tečaj Europskog neurokirurškog udruženja, kao i neurokirurški tečaj AAF (Austrian American Foundation). Aktivno i pasivno sam sudjelovao na brojnim domaćim i inozemnim kongresima.

Objavljeni kongresni sažetci:

1. Đurić KS, Nemir J, Zekan S, Lupret V, Paladino J, Stančić M. First eight hours clinical spinal cord injury decompression confirmed promising experimental data. Acta Clin Croat (suppl 1) 29-90, 2011.

2. Đurić KS, Nemir J, Zekan S, Lupret V, Paladino J, Stančić M. Invasive Transforaminal Lumbar Interbody Fusion (MISTLIF) vs. Open Posterior Lumbar Interbody Fusion (OPLIF). *Acta Clin Croat* (suppl 1), 29-90. 2011.
3. Duric KS, Stančić MF. First eight hours clinical spinal cord injury decompression confirmed promising experimental data. *Eur Spine J*, 20(suppl4):S433, 2011.
4. Duric KS, Stančić MF. First eight hours clinical spinal cord injury decompression confirmed promising experimental data. Congress of Neurological Surgeons. 2011 Annual meeting. Washington, DC; October 1-6, 2011. Page 67.
5. Đurić K S, Jednačak H, Ozretić D, Žarković K, Miklić P. Intraventricular chordoma: review and new case. *Childs Nerv Syst*, 28/5:806, 2012.
6. Duric KS, Mrak G, Nemir J, Zarkovic K, Miklic P. Third ventricular chordoid meningeoma or chordoma diagnostic dilemma based on a single case - Case report and literature review. *Childs Nerv Syst*, 30:727-800, 2014.
7. Duric KS, Nemir J, Jednacak H, Jakovcevic A, Miklic P. Large supratentorial ependymoma in a four month old infant a case report. *Childs Nerv Syst*, 30:727-800, 2014.
8. Đurić KS, Jakovčević A, Stanči MF: Large spinal pneumocyst a case report and a literature review. *Neurolo. Croat.* 63/4:59, 2014.

9. K.S. Duric, J. Rauker, M. Stančić, J. Sorić. Validation of a computational model of a human thoracolumbar spine segment – EANS Annual Meeting, October 2015, Madrid, Spain.

Objavljeni radovi:

1. A Melada, R Mladina, I Škoro, G Poje, D Kaštelan, K Đurić. Extended endoscopic approach for center skull base tumors. *Neurologia Croatica*, 2009, 58, 3 - 4.
2. Skoro I, Duric KS, Stancic M. Brachial plexus injuries complicating video assisted thoracic surgery. *World Neurosurg*. 2011 Jul-Aug;76 (1- 2):208-10.
3. Krešimir S. Đurić, Goran Mrak, Jakob Nemir, Antonia Jakovčević, Kamelija Žarković, Pavle Miklić. Third ventricular chordoid meningeoma or chordoma: diagnostic dilemma based on a single case. *Croat. Vol. 64*, 1-2, 2015.
4. Škoro I, Stančić M, Kovačević M, Đurić KS. Long-Term Results and Efficacy of Laminectomy with Fusion Versus Young Laminoplasty for the Treatment of Degenerative Spinal Stenosis. *World Neurosurg*. 2016.
5. Mrak G, Duric KS, Nemir J. Middle cerebral artery fusiform aneurysm presented with stroke and delayed subarachnoid hemorrhage trapping, thrombectomy, and bypass. *Surg Neurol Int*. 2016.

6. Nemir J, Trninić I, Đurić KS, Jakovčević A, Mrak G, Paladino J. Extranodal right-optic nerve Rosai-Dorfman disease: A rare localization case report. *Surg Neurol Int.* 2016.

Stručna predavanja:

1. First eight hours clinical spinal cord injury decompression confirmed promising experimental data. *Acta Clin Croat (suppl 1)*, 29-90. 2011.
2. Invasive Transforaminal Lumbar Interbody Fusion (MISTLIF) vs. Open Posterior Lumbar Interbody Fusion (OPLIF). *Acta Clin Croat (suppl 1)*, 29-90. 2011.
3. First eight hours clinical spinal cord injury decompression confirmed promising experimental data. *Eur Spine J* 2011; 20(suppl4):S433.
4. Intracranial tumors in the first year of life. Single institution experience. *Neurol. Croat.* 63/4:79, 2014.
5. Meningeoma in children: report of 11 cases. *Neurol. Croat.* 63/4:82, 2014.
6. Surgery of spinal schwannomas: five years of experience in a single center and a role of neuromonitoring. *Neurol. Croat.* Vol. 66, Suppl. 1, 2017.

7. 3D computational technology in cranial neurosurgery. *Neurol. Croat.* Vol. 66, Suppl. 1, 2017.