

Numerička analiza stabilnosti fiksacije prijeloma vrata bedrene kosti

Bočkaj, Nina

Undergraduate thesis / Završni rad

2022

Degree Grantor / Ustanova koja je dodijelila akademski / stručni stupanj: **University of Zagreb, Faculty of Mechanical Engineering and Naval Architecture / Sveučilište u Zagrebu, Fakultet strojarstva i brodogradnje**

Permanent link / Trajna poveznica: <https://urn.nsk.hr/urn:nbn:hr:235:013811>

Rights / Prava: [Attribution 4.0 International](#)/[Imenovanje 4.0 međunarodna](#)

Download date / Datum preuzimanja: **2024-07-20**

Repository / Repozitorij:

[Repository of Faculty of Mechanical Engineering and Naval Architecture University of Zagreb](#)



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

ZAVRŠNI RAD

Nina Bočkaj

Zagreb, 2022.

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

ZAVRŠNI RAD

Mentor:

Prof. dr. sc. Tanja Jurčević Lulić

Student:

Nina Bočkaj

Zagreb, 2022.

Izjavljujem da sam ovaj rad izradila samostalno koristeći znanja stečena tijekom studija i navedenu literaturu.

Zahvaljujem se mentorici prof. dr. sc. Tanji Jurčević Lulić na pruženoj prilici i povjerenju, prije nego što sam pokazala ikakvo znanje.

Veliko hvala asistentici Petri Adamović, mag. ing. mech. na nesebičnom dijeljenju znanja, pomoći, brizi i riječima motivacije tijekom izrade ovog završnog rada.

Nina Bočkaj



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE



Središnje povjerenstvo za završne i diplomske ispite
Povjerenstvo za završne i diplomske ispite studija strojarstva za smjerove:
Procesno-energetski, konstrukcijski, inženjersko modeliranje i računalne simulacije i brodstrojarski

Sveučilište u Zagrebu Fakultet strojarstva i brodogradnje	
Datum	Prilog
Klasa: 602 – 04 / 22 – 6 / 1	
Ur.broj: 15 - 1703 - 22 -	

ZAVRŠNI ZADATAK

Student: **Nina Bočkaj**

JMBAG: **0035219488**

Naslov rada na hrvatskom jeziku: **Numerička analiza stabilnosti fiksacije prijeloma vrata bedrene kosti**

Naslov rada na engleskom jeziku: **Numerical analysis of femoral neck fracture fixation stability**

Opis zadatka:

Prijelomi vrata bedrene kosti predstavljaju velik problem, pogotovo kod starije populacije, zbog velike stope nezarastanja, iritacije implantatom i kontinuirane boli. U kliničkoj praksi, za liječenje prijeloma vrata bedrene kosti potrebno je provesti unutarnju fiksaciju za koju se koriste različiti implantati koji osiguravaju stabilnost osteosinteze. Uobičajene mogućnosti liječenja prijeloma vrata bedrene kosti uključuju kanulirane vijke. Cilj rada je pomoću numeričkog modela provjeriti te usporediti stabilnost fiksacije kanuliranim vijcima kod dva različita načina djelovanja vanjskog opterećenja.

U radu je potrebno:

- napraviti 3D model femura rekonstrukcijom geometrije iz podataka dobivenih računalnom tomografijom u programskom paketu Mimics
- kreirati prijelom vrata femura tip Pauwels III te za fiksaciju upotrijebiti kanulirane vijke u konfiguraciji obrnutog trokuta,
- provesti analizu stabilnosti, odnosno pomaka i naprezanja, metodom konačnih elemenata za različite načine djelovanja vanjskog opterećenja te usporediti rezultate.

Potrebne parametre modela dogovoriti s mentorom.

U radu je potrebno navesti korištenu literaturu i eventualno dobivenu pomoć.

Zadatak zadan:

30. 11. 2021.

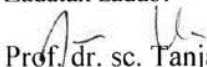
Datum predaje rada:

1. rok: 24. 2. 2022.
2. rok (izvanredni): 6. 7. 2022.
3. rok: 22. 9. 2022.

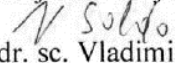
Predviđeni datumi obrane:

1. rok: 28. 2. – 4. 3. 2022.
2. rok (izvanredni): 8. 7. 2022.
3. rok: 26. 9. – 30. 9. 2022.

Zadatak zadao:


Prof. dr. sc. Tanja Jurčević Lulić

Predsjednik Povjerenstva:


Prof. dr. sc. Vladimir Soldo

SADRŽAJ

SADRŽAJ.....	I
POPIS SLIKA	III
POPIS TABLICA.....	V
POPIS OZNAKA	VI
SAŽETAK.....	VII
SUMMARY	VIII
1. UVOD	1
1.1. Kostி.....	1
1.1.1. Građa kostiju.....	1
1.1.2. Podjela kostiju.....	4
1.1.3. Opterećenje kosti.....	5
1.1.4. Osteoporoza	6
1.2. Bedrena kost	7
1.2.1. Anatomija bedrene kosti	7
1.2.2. Opterećenje bedrene kosti.....	10
1.3. Prijelomi	11
1.3.1. Prijelomi bedrene kosti	13
1.3.2. Prijelomi vrata bedrene kosti	15
1.3.3. Liječenje prijeloma vrata bedrene kosti	17
1.4. Cijeljenje koštanog tkiva	18
1.4.1. Primarno koštano cijeljenje.....	19
1.4.2. Sekundarno koštano cijeljenje	19
2. IZRADA MODELA BEDRENE KOSTI	20
2.1. Mehanički model	20
2.1.1. Redukcija sila.....	22
2.2. Rekonstrukcija kosti u programima <i>Materialise Mimics</i> i <i>3-matic</i>	23

2.3. CAD model.....	24
2.4. CAE model	27
2.4.1. Kreiranje mreže konačnih elemenata.....	30
2.4.2. Konvergencija modela	31
3. ANALIZA REZULTATA OPTEREĆENJA FIKSIRANE BEDRENE KOSTI.....	33
3.1. Analiza globalno najvećih pomaka i naprezanja	33
3.2. Analiza pomaka i naprezanja u karakterističnim točkama	39
3.3. Analiza pomaka frakture.....	40
4. RASPRAVA O REZULTATIMA	42
5. ZAKLJUČAK	44
LITERATURA.....	46

POPIS SLIKA

Slika 1. Građa kosti čovjeka: 1 – kortikalna kost; 2 – trabekularna kost [9]	2
Slika 2. Presjek i građa kosti – tibia [9]	3
Slika 3. Podjela ljudskih kostiju [14]	4
Slika 4. Vanjsko opterećenje kosti: a) tlačno opterećenje; b) vlačno opterećenje; c) smično opterećenje; d) torzijsko opterećenje; e) kombinirano opterećenje [16]	5
Slika 5. Osnovne sile i naprezanja unutar kosti [15]	6
Slika 6. Anatomija bedrene kosti [17]	7
Slika 7. Opskrba proksimalnog femura krvlju [19]	8
Slika 8. Promjena kolodijazifnog kuta od djetinjstva do starosti [13]	8
Slika 9. Anteverzijski kut u odraslih [13]	9
Slika 10. Arhitektonska građa proksimalnog kraja femura: 1 – primarne tlačne trabekule; 2 – primarne vlačne trabekule; 3 – Wardov trokut; 4 – sekundarne tlačne trabekule; 5 – sekundarne vlačne trabekule [13]	10
Slika 11. Progresivan gubitak trabekularne građe proksimalnog femura: a) i b) normalna građa; c) i d) izrazita osteoporoza [13]	10
Slika 12. Model opterećenja noge: a) Složeni model; b) Pojednostavljen model [6]	11
Slika 13. Oblici prijeloma: a) abrupcija; b) poprečni prijelom; c) kosi prijelom; d) poprečni prijelom s odbijenim trokutastim ulomkom; e) spiralni prijelom; f) viševrni prijelom; g) kominutivni prijelom [21]	12
Slika 14. Spiralni prijelom dijafize femura – 32-B1 [23]	13
Slika 15. Klasifikacija prijeloma proksimalnog kraja femura: 1 – prijelomi glave bedrene kosti; 2 – prijelomi vrata bedrene kosti; 3 – intertrohanterni i 4 – subtrohanterni prijelomi [13]	14
Slika 16. Pauwelsova podjela prijeloma vrata bedrene kosti [13]	15
Slika 17. Djelovanje sila na mjestu prijeloma vrata femura prema Pauwelsovoj podjeli [13]	16
Slika 18. Gardenova podjela prijeloma vrata bedrene kosti [13]	16
Slika 19. Primjeri osteosinteze prijeloma vrata bedrene kosti: a) kanulirani vijci; b) kanulirani vijci + medijalna potporna pločica; c) dinamički vijak; d) dinamički vijak + medijalna potporna pločica [5]	17
Slika 20. Kanulirani vijci različitim konfiguracijama: a) trokut; b) obrnuti trokut; c) prednji trokut; d) stražnji trokut [25]	18
Slika 21. Dijagram toka izrade numeričkih modela	20

Slika 22. Mehanički model bedrene kosti: a) Položaj točaka u kojima djeluje opterećenje; b) Realne sile koje opterećuju bedrenu kost; c) Reducirane sile i momenti koje opterećuju bedrenu kost ..	21
Slika 23. Grafički prikaz pojma redukcije sile u ravnini.....	22
Slika 24. Prikaz cijele bedrene kosti u sučelju <i>Mimics</i> -a	23
Slika 25. Prikaz trabekularnog dijela kosti u sučelju <i>Mimics</i> -a	24
Slika 26. Model femura u sučelju <i>SolidWorks</i> -a	25
Slika 27. Model femura s vijcima iz sučelja <i>SolidWorks</i> -a: a) <i>xz</i> ravnina; b) <i>yz</i> ravnina.....	26
Slika 28. Model femura iz sučelja <i>SolidWorks</i> -a s točkama opterećenja i valjčićima	26
Slika 29. Opterećenje i rubni uvjeti modela s opterećenjem u karakterističnim točkama: a) rezultantne sile u točkama; b) komponente sila u točkama; c) uklještenje	28
Slika 30. Opterećenje i rubni uvjeti reduciranog modela: a) rezultantna reducirana sila i moment; b) reducirana sila i moment po komponentama; c) uklještenje.....	29
Slika 31. Tetraedarski elementi s 10 čvorova – C3D10 [31]	30
Slika 32. Mreža konačnih elemenata za sklop bedrene kosti	30
Slika 33. Grafički prikaz konvergencija naprezanja	31
Slika 34. Grafički prikaz konvergencija pomaka	32
Slika 35. Von Misesova naprezanja na vijcima: 1) rezultante u točkama; 2) komponente u točkama; 3) reducirano – rezultante; 4) reducirano – komponente	34
Slika 36. Pomaci vijaka: 1) rezultante u točkama; 2) komponente u točkama; 3) reducirano – rezultante; 4) reducirano – komponente.....	35
Slika 37. Von Misesova naprezanja femura: 1) rezultante u točkama; 2) komponente u točkama; 3) reducirano – rezultante; 4) reducirano – komponente	37
Slika 38. Pomaci femura: 1) rezultante u točkama; 2) komponente u točkama; 3) reducirano – rezultante; 4) reducirano – komponente.....	38
Slika 39. Von Misesova naprezanja u blizini točaka opterećenja	39
Slika 40. Pomaci točaka	40
Slika 41. Mjerenje relativnog pomaka frakture: a) nedeformirana kost; b) deformirana kost	40
Slika 42. Pomaci frakture	41

POPIS TABLICA

Tablica 1. Relativne pozicije referentnih točaka s obzirom na točku A.....	21
Tablica 2. Opterećenje bedrene kosti tijekom penjanja uz stepenice.....	22
Tablica 3. Vrijednosti reduciranih sila F_R i reduciranih momenata M_R u točki A.....	22
Tablica 4. Dobivene vrijednosti za pomak i naprezanja ovisno o veličini <i>seed</i> -a.....	31
Tablica 5. Podaci o trajanju simulacije i veličine datoteka s rezultatima.....	33
Tablica 6. Podaci o mjestu i vrijednostima najvećih von Misesovih naprezanja vijka i najvećeg pomaka vijka.....	36
Tablica 7. Podaci o mjestu i vrijednostima najvećih von Misesovih naprezanja femura i najvećeg pomaka.....	36
Tablica 8. Vrijednosti von Misesovih naprezanja u točkama opterećenja.....	39
Tablica 9. Vrijednost pomaka točaka opterećenja.....	40

POPIS OZNAKA

Oznaka	Jedinica	Opis
$F_{P_i,x}$	N	Komponenta sile u smjeru x osi za karakterističnu točku P_i ,
$F_{P_i,y}$	N	Komponenta sile u smjeru y osi za karakterističnu točku P_i ,
$F_{P_i,z}$	N	Komponenta sile u smjeru z osi za karakterističnu točku P_i ,
$F_{R,x}$	N	Komponenta reducirane sile u smjeru x osi,
$F_{R,y}$	N	Komponenta reducirane sile u smjeru y osi,
$F_{R,z}$	N	Komponenta reducirane sile u smjeru z osi,
G	N	Prosječna težina ispitanika,
$M_{R,x}$	Nmm	Komponenta reduciranog momenta oko x osi,
$M_{R,y}$	Nmm	Komponenta reduciranog momenta oko y osi,
$M_{R,z}$	Nmm	Komponenta reduciranog momenta oko z osi,
%BW	-	Postotak težine tijela.

SAŽETAK

Prijelom vrata bedrene kosti najčešće se liječi kirurškom internom stabilizacijom. S obzirom na učestalost ovog prijeloma, traga se za optimalnim načinom fiksacije koji se ispituje biomehaničkim numeričkim analizama. U ovom radu, uspoređena su dva različita načina opterećenja: opterećenje u karakterističnim točkama i reducirano opterećenje na vrhu glave femura. Za uspješno koštano cijeljenje potrebno je izvršiti repoziciju i osigurati mirovanje ulomaka što se u mnogim slučajevima ostvaruje fiksacijom kanuliranim vijcima u konfiguraciji obrnutog trokuta. Dosadašnji način opterećenja uzima u obzir samo silu u smjeru vertikalne (z) osi, odnosno opterećenje se zadaje kao umnožak $1/2$ težine čovjeka i faktora sigurnosti 2 ili 3. Ovaj je rad podijeljen u pet dijelova.

U prvom, uvodnom dijelu, dana je teorijska podloga o svojstvima kosti i načinima opterećenja kosti. Predstavljani su mogući načini prijeloma kosti te njihovo liječenje.

U drugom dijelu, opisan je postupak izrade numeričkog modela. Numerički model izrađen je pomoću programskih paketa *Mimics* i *3-matic* (Materialise MV, Belgija), *SolidWorks 2020* i *Abaqus 6.14-5* (Dassault Systèmes, Francuska). Prikazana je i konvergencija rješenja.

U trećem dijelu, predstavljani su rezultati numeričke analize pomoću metode konačnih elemenata i rezultati su očitani iz računalnog paketa *Abaqus*.

U četvrtom dijelu nalazi se rasprava o rezultatima. Rezultati su pokazali razliku u napreznjima, dok su pomaci, bez obzira na način opterećenja, pokazivali jednake rezultate.

U petom dijelu, izveden je zaključak o dobivenim rezultatima. Rezultati računalnih simulacija pokazuju veću točnost kod opterećivanja u karakterističnim točkama jer kod njih ne dolazi do koncentracije napreznja, daju točnije vrijednosti napreznja vijaka koje su nam potrebne za dizajn novih implantata i vrijeme simuliranja je u ovom slučaju kraće.

Ključne riječi: *prijelom vrata bedrene kosti, kanulirani vijci, metoda konačnih elemenata, napreznje, pomak*

SUMMARY

Femoral head fractures are most commonly treated with surgical internal stabilization. Given the frequency of this fracture, the optimal fixation method is being investigated by biomechanical numerical analysis. This paper compares two different loading types: loading at characteristic points and reduced loading located on the top of the femoral head. For successful bone healing, it is necessary to reposition fragments and ensure their position is fixed which is often achieved by fixation with cannulated screws in the 'inverted triangle' configuration. Current methods of loading consider only forces in the vertical (z -axis) direction, i.e., the load is given as a product of 1/2 human weight and safety factor of 2 or 3. This paper is divided into five parts.

In the first, introductory part, a theoretical background on bone properties and ways of bone loading is given. Possible ways of bone fractures and their treatment are presented.

In the second part, the process of making a numerical model is described. The numerical model was created using the software packages *Mimics* and *3-matic* (Materialize MV, Belgium), *SolidWorks* 2020 and *Abaqus 6.14-5* (Dassault Systèmes, France). Convergence of results is also presented.

In the third part, the results of numerical analysis using the finite element method are presented and these results are read from the software package *Abaqus*.

In the fourth part, there is a discussion of the results. The results showed a difference in stresses, while displacement, regardless of the model of loading, showed nearly equal results.

In the fifth part, a conclusion was drawn about the results obtained. The results of computer simulation show greater accuracy in the load at characteristic points because they do not show stress concentration, give more accurate stress values of the screw which we use to design new implants and simulation time is shorter in this case.

Keywords: *femoral head fracture, cannulated screws, finite element method, stress, displacement*

1. UVOD

Prijelom se definira kao prekid ili puknuće kosti [1]. U Hrvatskoj, u dobnoj skupini 50-69 godina, bolesti mišićnokoštanog sustava i vezivnog tkiva predstavljaju treću najčešću skupinu bolesti, dok je kod žena to druga najčešća skupina bolesti. Nadalje, prijelom bedrene kosti (femura) u 2019. godini bila je najzastupljenija ozljeda te je činila čak 17,4% ukupnih ozljeda [2]. Prijelom kuka najpogubniji je prijelom jer čak 20% ljudi s takvom vrstom prijeloma umire unutar 6 mjeseci od trenutka ozljede [3]. Najčešći prijelomi kuka zahvaćaju upravo vrat femura. Takvi prijelomi mogu nastati i uslijed malih sila poput onih prilikom hodanja. Također je specifično da bolesnici s djelomičnim prijelomima mogu osjećati samo malu bol i biti pokretni te se zbog toga ta ozljeda često previđa. Liječenje se obično sastoji od kirurškog zahvata, najčešće unutarnje fiksacije poput one prikazane u ovom radu, a bolesnike se potiče na ranu fizikalnu terapiju i kretanje [4].

Iako se i dalje traga za optimalnom vrstom fiksacije, korisno je provoditi biomehaničke numeričke analize različitih implantata u svrhu određivanja biomehaničke stabilnosti određenog sustava fiksacije [5]. Heller et al. [6] donose kompleksniji način opterećenja bedrene kosti u četiri karakteristične točke na mjestima hvatišta mišića i kontakta sa zdjelicom te je cilj ovog rada usporediti pojednostavljeni način opterećenja na vrhu glave femura nastao primjenom redukcije sila spomenutih točaka s biomehanički ispravnim načinom te uočiti razlike između njih.

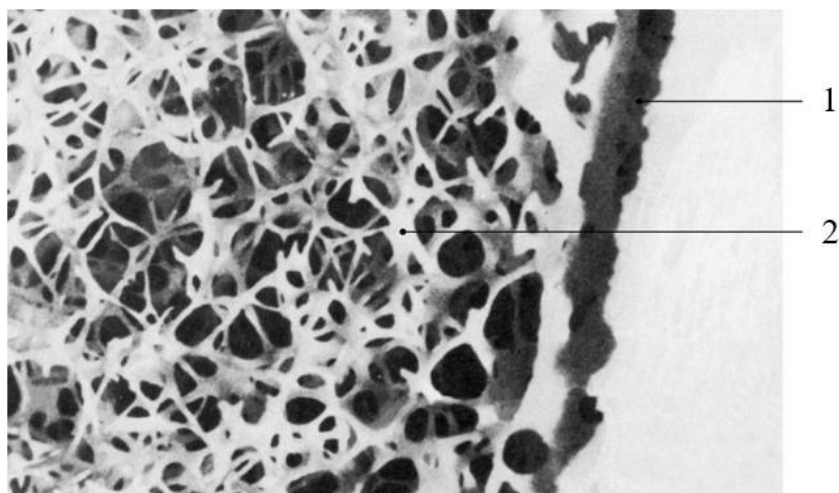
1.1. Kost

Sastavni dio lokomotornog sustava čovjeka, odnosno sustava za kretanje su kosti, zglobovi, mišići, tetive i ligamenti. Kostur djeluje kao mehanička osnova tijela, podupire ga. Omogućava mu stalan oblik te čini pasivnu komponentu lokomotornog sustava. Mišići su aktivna komponentna lokomotornog sustava jer omogućuju gibanje, dok zglobovi, hrskavice, tetive i ligamenti pružaju stalnost i gibljivost [7, 8]. Kost, osim mehaničke potpore, pružaju i fizičku zaštitu organa i mekog tkiva, služe kao bioregulator i skladište minerala te kao mjesto na kojem se odvija hematopoeza [9, 10].

1.1.1. Građa kostiju

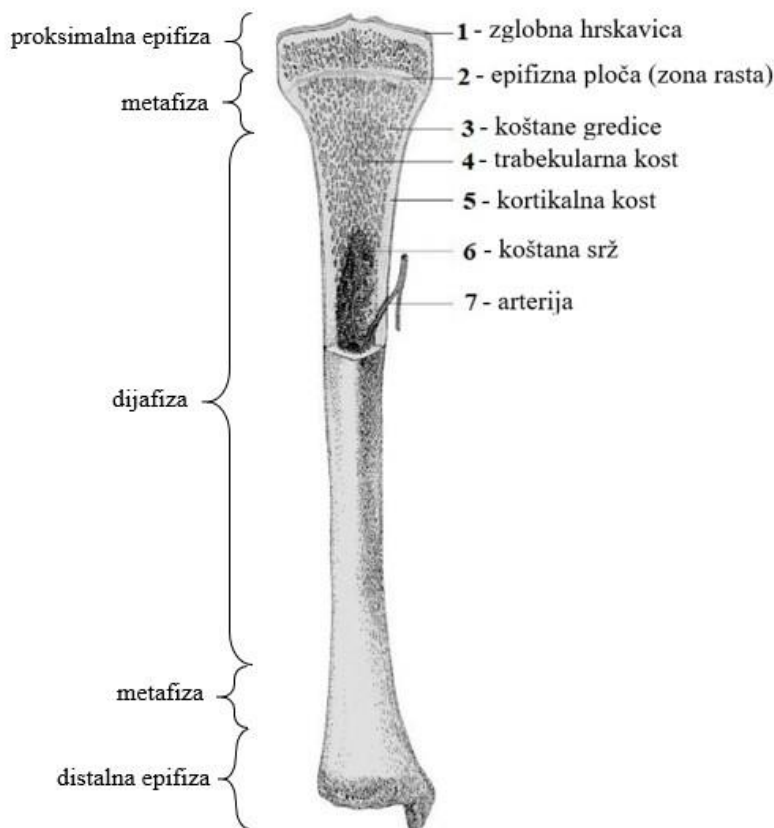
U kostima pronalazimo tri vrste tkiva: koštano, hrskavično i vezivno. Na makroskopskoj razini razlikujemo dvije vrste koštanog tkiva: kortikalno (zbijeno, kompaktno) i trabekularno (spužvasto). Kortikalno se tkivo nalazi na vanjskoj strani kosti, dok se u unutrašnjosti nalazi trabekularno tkivo [11]. Slika 1. prikazuje građu kosti čovjeka gdje je kortikalna kost označena brojem 1, a trabekularna brojem 2. Na mjestima gdje se kosti spajaju s drugim kostima, nalazi se glatki sloj hrskavičnog tkiva. Pokosnica ili periost, vanjska je obloga kosti od vezivnog tkiva kroz

koju prolaze krvne žile i živci [9, 11]. Krajnji zadebljali dio dugih kosti naziva se epifiza, a srednji dio dijafiza. Između ta dva dijela nalazi se metafiza i na njoj epifizna pločica, mjesto na kojem kost raste u duljinu. Unutrašnjost dijafize je šuplja i u njoj se nalazi koštana srž [9]. Građa kosti u presjeku na primjeru tibije prikazana je na Slici 2.



Slika 1. Građa kosti čovjeka: 1 – kortikalna kost; 2 – trabekularna kost [9]

Kosti su građene od koštanih stanica, osteocita, i temeljne koštane međustanične tvari, koštanog matriksa. Čvrsti organski matriks ojačan je istaloženim kalcijevim solima, ponajviše hidroksilapatitom odnosno hidroksiliranim kalcijevim fosfatom [9]. Ispitivanjima je utvrđeno da u prosječnoj kortikalnoj kosti 30% mase čini matriks, a ostatak otpada na soli. Koštani se matriks sastoji 90 do 95% od kolagenskih vlakana koja se protežu duž silnica vlakna. Kolagenska vlakna od kolagena tipa I čine ljudske kosti otpornima na vlak. Kolagenska vlakna kortikalne kosti sastavljena su od periodičnih odsječaka vlakana čija je dužina 64 nm. Uz svaki odjeljak, za vlakna su čvrsto vezani kristali hidroksiapatita i ta veza sprječava raslojavanje kosti, što bitno utječe na čvrstoću kosti. Kolagenska vlakna otporna su na vlak, a kalcijeve soli u kostima otporne su na tlak, što kosti čini iznimno otpornima i na vlak i na tlak [12].



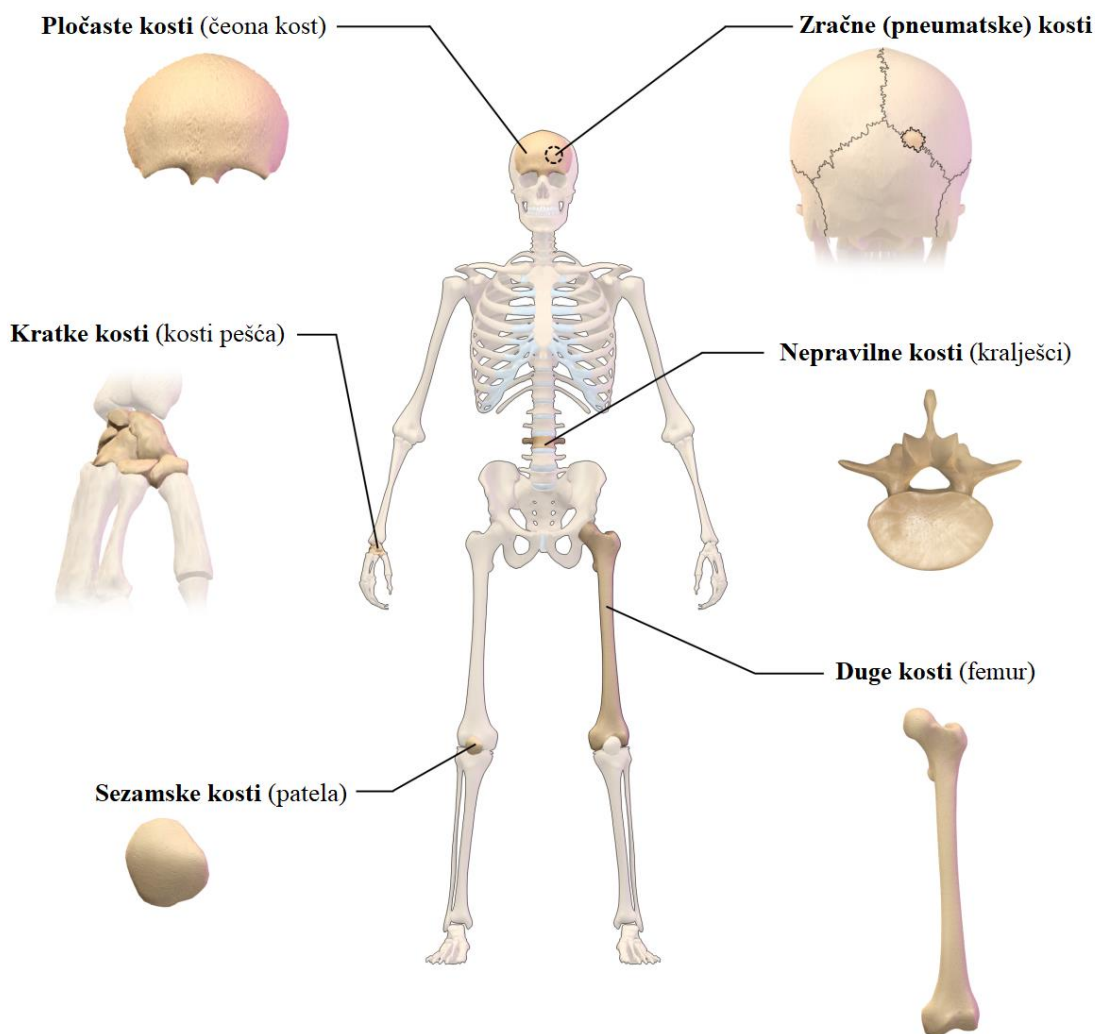
Slika 2. Presjek i građa kosti – tibia [9]

Postoje 3 vrste koštanih stanica: osteoblasti, osteociti i osteoklasti. Osteoblasti su stanice koje stvaraju, odnosno odlažu koštano tkivo, a nalaze se na vanjskim površinama kosti i u koštanim šuplinama te su neprestano aktivne, otprilike na 4% svih površina, u svako doba. Osteoklasti su stanice koje neprestano resorbiraju kost. U normalnim su uvjetima aktivni na 1% koštanih površina. Odlaganje i resorpcija kosti podjednake su, osim kada rastemo, tako da je koštana masa konstanta. Važnost neprestanog odlaganja i resorpcije kosti neporeciva je zbog brojnih fizioloških zadaća poput održavanja potrebne čvrstoće kosti, razmjernu stupnju opterećenja i promjena čvrstoće ovisno o naprezanjima unutar kosti [12]. Ovakvo ponašanje kosti opisuje Wolffov zakon.

Julius Wolff bio je prvi koji je pokušao opisati način na koji kosti reagiraju na mehanička opterećenja. Wolffov je zakon, zakon transformacije kosti i govori da pojačano opterećenje kosti izaziva hipertrofiju, a smanjeno opterećenje atrofiju, razgradnju kosti. Drugi poznati zakon biomehanike jest Rouxov zakon, zakon maksimuma i minimuma, tj. zakon oblika. Taj zakon kaže da su organi građeni tako da s minimumom materijala osiguravaju maksimum funkcije. Stoga je moguće zaključiti da svaka promjena oblika kosti, donosi i promjenu funkcije kosti, a i strukture kosti [13].

1.1.2. Podjela kostiju

Ljudske su kosti različitog oblika i prilagođene svojoj funkciji, a možemo ih podijeliti na: kratke, duge, pločaste, nepravilne, zračne (pneumatske) i sezamske (Slika 3.). Duge kosti nalaze su u rukama i nogama te služe kao hvatišta mišića. Ovakve kosti imaju svoj proksimalni i distalni dio [11]. Proksimalni dio je onaj koji je bliži tijelu, a distalni onaj koji je bliži kraju ekstremiteta. Na ovim kostima uočljivi su dijelovi kosti: epifiza, dijafiza i metafiza, opisani u prethodnom poglavlju. Primjeri dugih kostiju su nadlaktična kost, potkoljениčna kost i bedrena kost koja je predmet ovog rada. Kratke kosti najčešće su četverokutastog oblika i mogu se pronaći u pešću ili nožju. Pločaste kosti građene su od dviju ploča kortikalne kosti između kojih je tanki sloj trabekularne kosti. Takve su kosti prsna kost, kosti lopatica, kosti glave itd. One su najčešće zakrivljene jer omeđuju neku od tjelesnih šupljina [11].

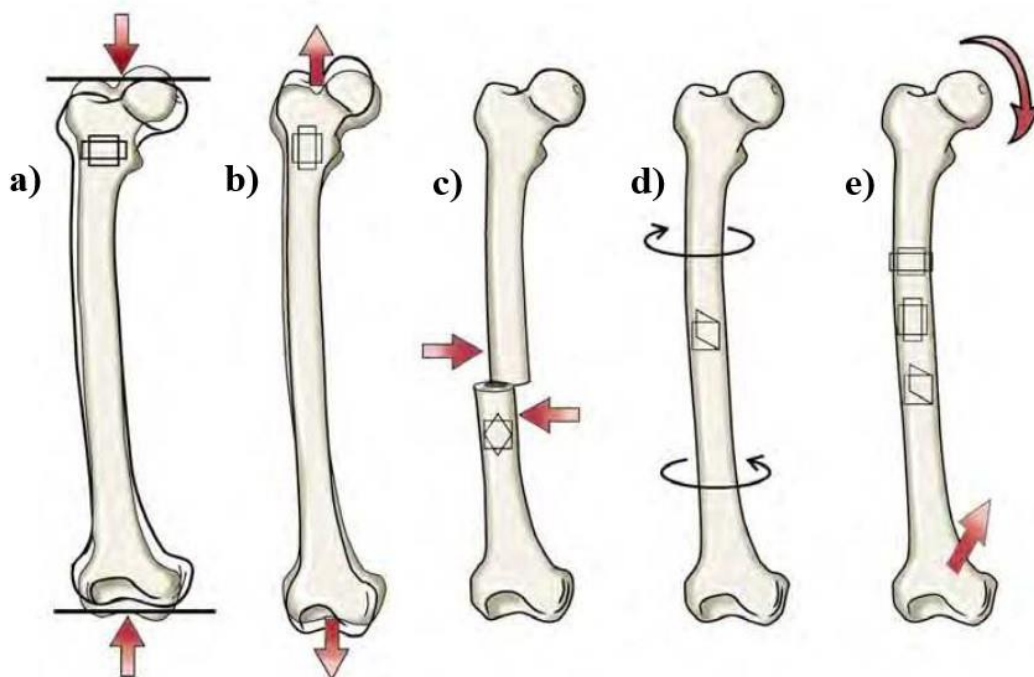


Slika 3. Podjela ljudskih kostiju [14]

Nepravilne kosti mogu biti raznih oblika. Primjeri takvih kostiju su čeljust, kralješci i zdjelične kosti. Zračne kosti u sebi imaju veću, manju ili više šupljina. Šupljine nastaju širenjem sluznice nosne šupljine ili srednjeg uha te stvaraju zračne komore ili sinuse u kostima. Sezamska kost je koštani čvorić na mjestu gdje se nalaze tetive mišića na mjestima dodira s koštanom podlogom. Najveća sezamska kost u ljudskom tijelu je patela ili iver [11].

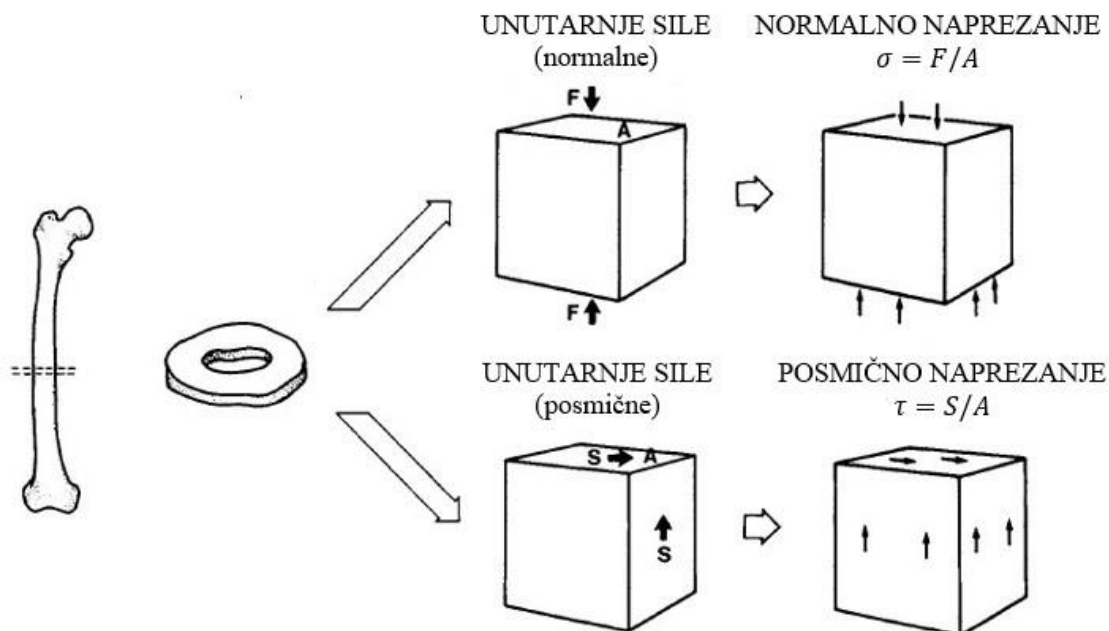
1.1.3. Opterećenje kosti

U biomehanici, kosti mogu biti opterećene na tri osnovna načina opterećenja: tlačno opterećenje (Slika 4.a), vlačno opterećenje (Slika 4.b) i smično opterećenje (Slika 4.c). Kombinacijom tih osnovnih načina opterećenja dobivaju se složeniji profili opterećenja poput savijanja, torzije (Slika 4.d) ili kombiniranog opterećenja (Slika 4.e) [15].



Slika 4. Vanjsko opterećenje kosti: a) tlačno opterećenje; b) vlačno opterećenje; c) smično opterećenje; d) torzijsko opterećenje; e) kombinirano opterećenje [16]

Odgovarajuća opterećenja izazivaju odgovarajuća naprezanja (Slika 5.) koja nam, uz poznavanje mehaničkih svojstava, daju informaciju o stvarnoj opterećenosti kosti.



Slika 5. Osnovne sile i naprezanja unutar kosti [15]

1.1.4. Osteoporoza

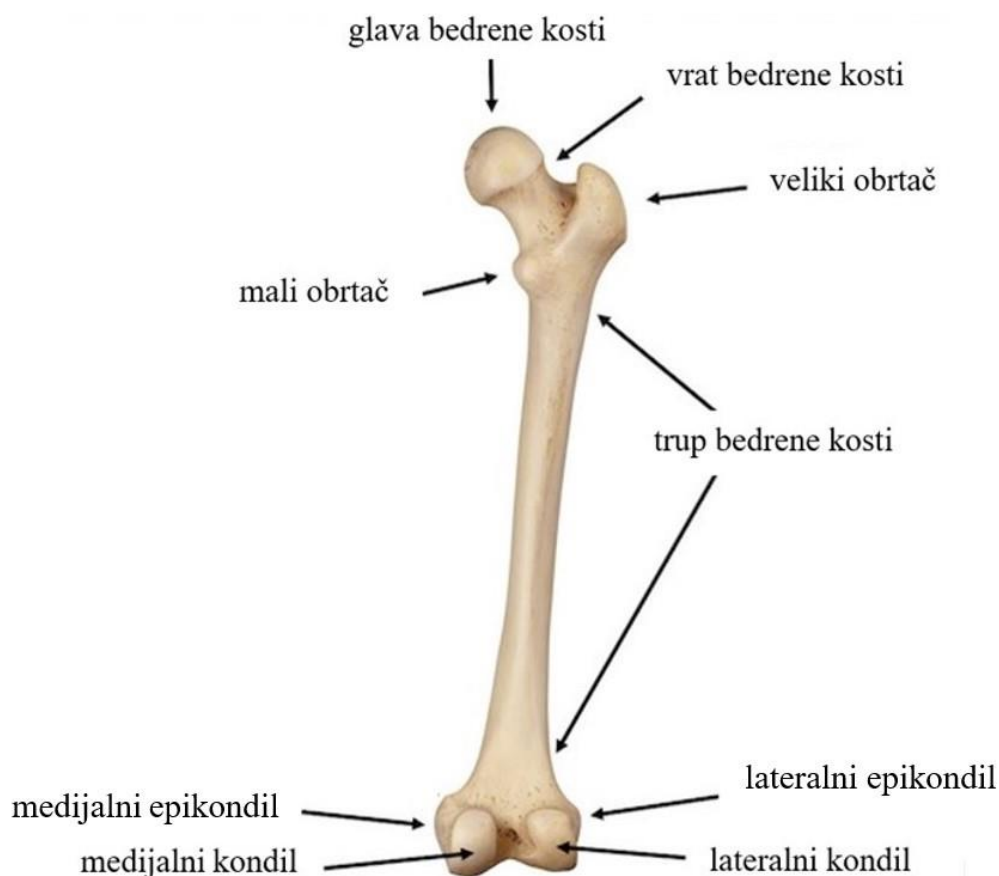
Osteoporoza je metabolički proces koji dovodi do redukcije koštanog tkiva unutar održanog volumena kosti, što smanjuje koštanu čvrstoću i povećava rizik od prijeloma kosti. Osteoporoza kod žena javlja se u 50-im godinama, što je ranije nego kod muškaraca kod kojih se javlja u 60-im godinama. Brzina gubitka koštane mase ovisi o mnogim faktorima poput metaboličkih, mehaničkih i genetičkih čimbenika, ovisi o prehrani, pušenju, hormonima, kroničnim i tumorskim bolestima i dr. Zbog osteoporoze, u starijoj populaciji najčešći su prijelomi kralježaka i proksimalnog dijela bedrene kosti, a od njih najčešći su upravo prijelomi vrata bedrene kosti.

Kod žena, najčešća je hormonalna osteoporoza uzrokovana menopauzom koja dovodi do osjetnog gubitka kalcija zbog manjka hormona estrogena. S obzirom da je koštani sustav primarno skladište kalcija kod čovjeka, taj se gubitak izražava na kostima. Gubitak kalcija najbolje se pokazuje histološkim pretragama trabekularne kosti. Gleda se stanje trabekula, nestanak poprečno-kosih trabekula, nastajanje resorptivnih šupljina i dr. Tijekom života, žene izgube 35-50% koštane mase, dok je kod muškaraca to 20-30%. U slučaju hormonalne osteoporoze, prevencija i terapija radi se u obliku supstitucijske terapije hormona estrogena, a u općem slučaju koristi se terapija vitaminom D za poboljšavanje apsorpcije kalcija u crijevima [13].

1.2. Bedrena kost

1.2.1. Anatomija bedrene kosti

Bedrena kost ili femur (Slika 6.), može biti dugačka i do pola metra, što ju čini najduljom ljudskom kosti. Spada u grupu dugih kostiju, a sastoji se od trupa (eng. *femoral shaft*), proksimalnog i distalnog kraja. Na proksimalnom kraju vezana je u zglob kuka, gdje je glava bedrene kosti (eng. *femoral head*) „umetnuta“ u čašicu zdjelice, odnosno acetabulum. Trup i glavu spaja vrat bedrene kosti (eng. *femoral neck*), na kojem se nalazi nekoliko udubina s rupama za ulaz krvnih žila (Slika 7.) [11, 18]. Prilikom loma vrata bedrene kosti, mogu se prekinuti i žile koje opskrbljuju glavu femura krvlju što može uzrokovati nekrozu, odumiranje tkiva i kolaps glave bedrene kosti. Prekid krvnih žila može imati utjecaja na terapiju prijeloma koja se kod starijih ljudi primarno vrši endoprotezama, a zatim osteosintezom [13].

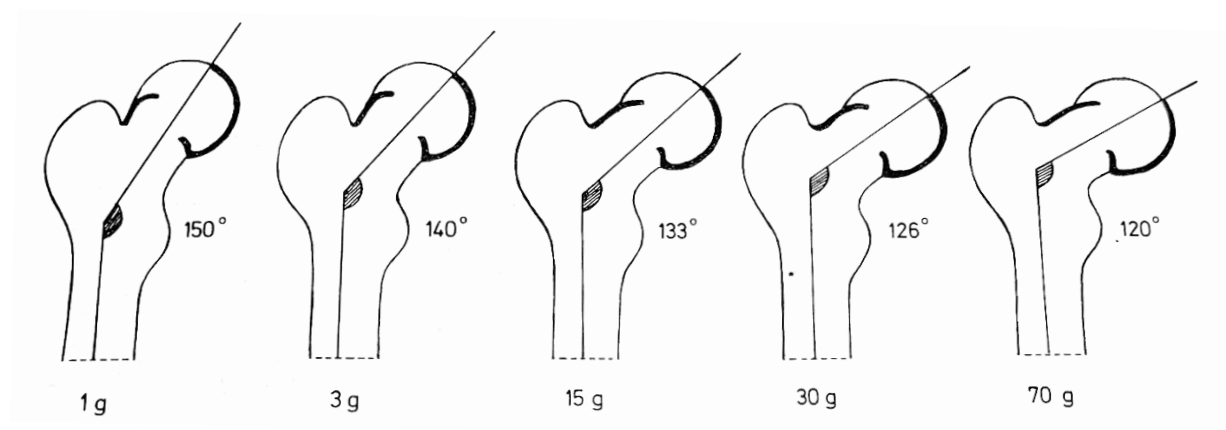


Slika 6. Anatomija bedrene kosti [17]

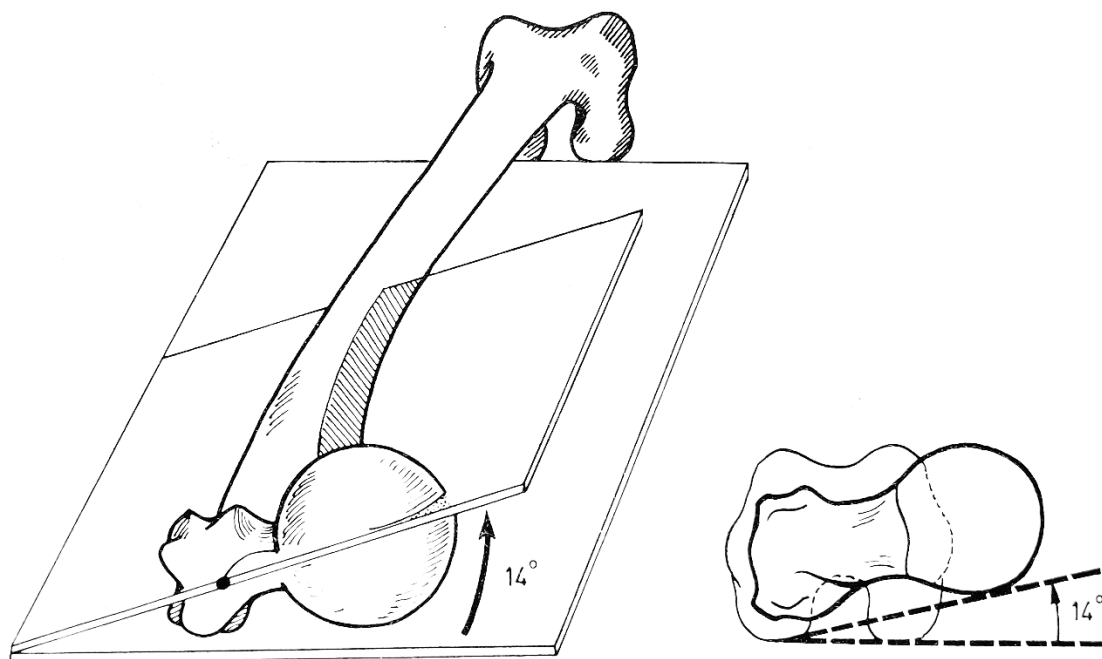


Slika 7. Opskrba proksimalnog femura krvlju [19]

Kut između osi vrata femura i osi dijafize, odnosno trupa femura (kolodijafizni kut) u prvoj godini života iznosi 148° , oko 128° u odraslih, a tijekom starosti može biti i oko 120° (Slika 8.) [11, 13, 18]. Anteverzija, naziv je za pomak glave i vrata bedrene kosti unaprijed u odnosu na dijafizu. Zakret mjerimo kao kut između ravnine koja sadrži centralnu os vrata i glave te ravnine transkondilarne osi (Slika 9.). Taj kut u odraslih iznosi između 10° i 14° [13].



Slika 8. Promjena kolodijafiznog kuta od djetinjstva do starosti [13]

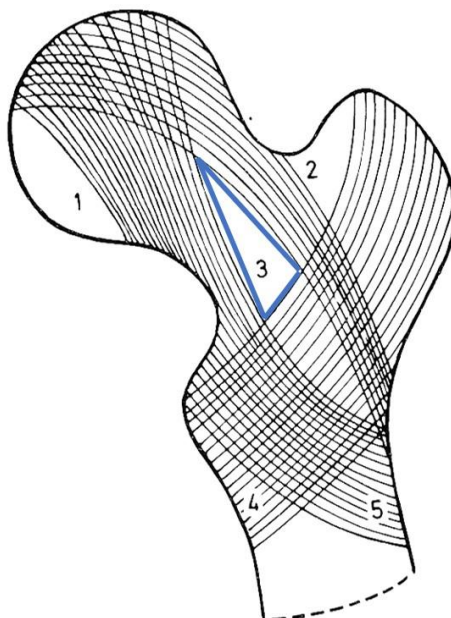


Slika 9. Anteverzijski kut u odraslih [13]

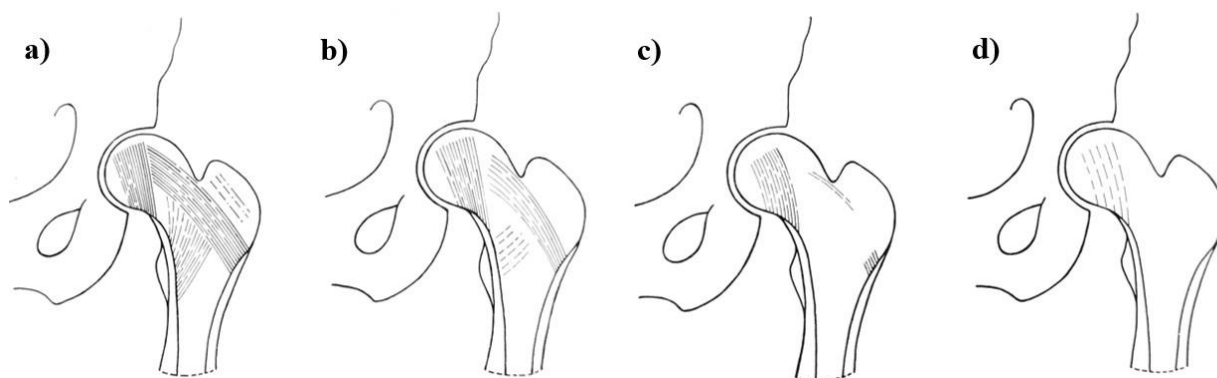
Vrat femura kod glave je uži, a prema bazi se postupno proširuje. Veliki obrtač ili trohanter (eng. *greater trochanter*) može se opipati pod kožom te služi za procjenu duljine noge i mjesto je na kojem se vežu mnogi mišići. Mali obrtač ili trohanter (eng. *lesser trochanter*) predstavlja izbočinu na mjestu gdje završava dijafiza i počinje vrat bedrene kosti [11, 13].

Distalni dio bedrene kosti veže se zajedno s potkoljениčnom kosti, goljениčnom kosti i patelom u zglob koljena. Donji kraj bedrene kosti deblji je od gornjeg i na njemu se nalaze medijalni kondil (eng. *medial condyle*) i lateralni kondil (eng. *lateral condyle*) ili čvor te između njih međučvorna udubina u kojoj se hvataju križni ligamenti koljena. Medijalni epikondil (eng. *medial epicondyle*) i lateralni epikondil ili izbočina (eng. *lateral epicondyle*) vežu se s tibijom i fibulom i formiraju zglob koljena. Ispred kondila nalazi se ploha na kojoj leži patela [11, 13].

Na proksimalnom dijelu bedrene kosti moguće je primijetiti specifičnu arhitektonsku građu trabekula koja je nastala kao posljedica djelovanja sila na femur. Na bedrenoj kosti možemo razlikovati primarne i sekundarne, tj. tlačne i vlačne trabekule te prazan prostor između njih koji nazivamo Wardov trokut (Slika 10.). Taj je prostor s godinama i pojavom osteoporoze sve veći (Slika 11.), a njegovo povećanje znači smanjenje funkcionalnog podražaja i gubitak lamelarne strukture te povećanu osjetljivost na lom [13].



Slika 10. Arhitektonska građa proksimalnog kraja femura: 1 – primarne tlačne trabekule; 2 – primarne vlačne trabekule; 3 – Wardov trokut; 4 – sekundarne tlačne trabekule; 5 – sekundarne vlačne trabekule [13]



Slika 11. Progressivan gubitak trabekularne građe proksimalnog femura: a) i b) normalna građa; c) i d) izrazita osteoporoza [13]

1.2.2. Opterećenje bedrene kosti

Opterećenje zgloba kuka sastoji se od kontaktnih sila i sila koje uzrokuje preko 20 različitih mišića pričvršćenih za kosti unutar zgloba. Lako je zaključiti da to je tako, no teško je *in vivo* odrediti te sile. Kod takvih složenih opterećenja, u biomehaničkim analizama koristimo računalne modele i mjerenja, koji mogu biti jednostavniji ili složeniji. Heller et al. [6] taj model opterećenja određuju preko brojnih veza koje oponašaju ponašanje mišića, no zbog složenosti *in vitro* istraživanja, broj točaka opterećenja i imitacija mišića reduciran je i pojednostavljen iz sustava sa Slike 12. a) u sustav na Slici 12. b). Taj je model opterećenja korišten dalje u radu i sveden na četiri točke opterećenja koje su opisane u poglavlju 2.1.



Slika 12. Model opterećenja noge: a) Složeni model; b) Pojednostavljen model [6]

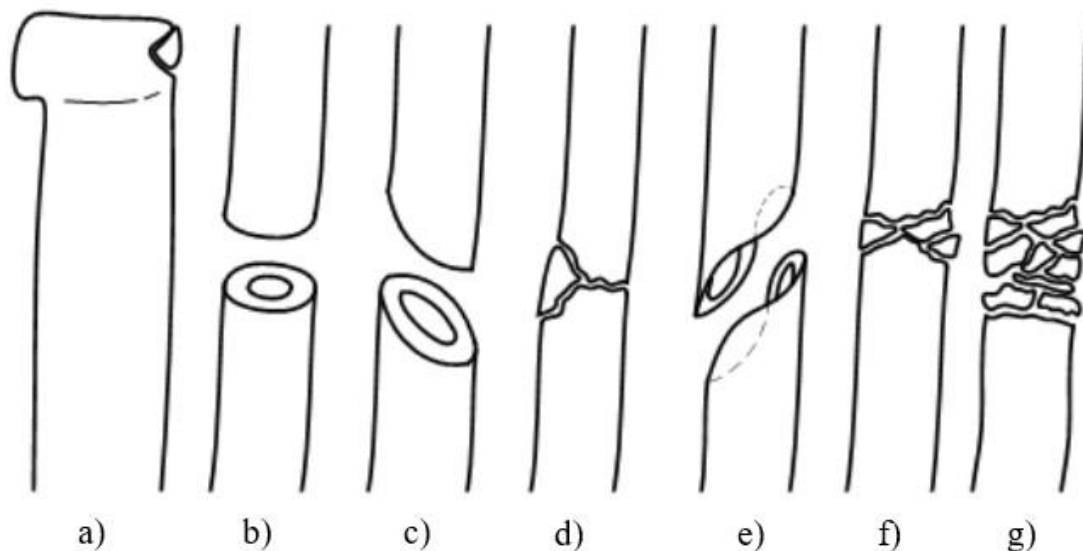
1.3. Prijelomi

Prijelom je prekid ili puknuće kosti. Uzrok prijeloma kosti je djelovanje mehaničke sile. Prijelomi se najčešće događaju u prometnim nesrećama, sportu, padovima i slično. Simptomi koji se javljaju tijekom prijeloma su bol, lokalna deformacija, gubitak funkcije slomljenog dijela i abnormalna pokretljivost [1]. Prijelom se može potvrditi rendgenskom snimkom, CT-snimkom (eng. *computed tomography* – računalna tomografija) ili MR-snimkom [1, 13]. Tijekom rendgenskog snimanja i CT-snimanja koriste se rendgenske zrake koje u slučaju potrebe ponavljanja snimanja imaju štetni učinak na ljudsko zdravlje stoga se preporučuju snimanja magnetskom rezonancom koja se koristi elektro-magnetskim zračenjem. Nedostaci MR-snimanja su buka koju proizvodi uređaj, nemogućnost snimanja ukoliko osoba ima neki metalni magnetni predmet u tijelu te viša cijena u odnosu na ostala spomenuta snimanja [20].

Prijelomi se mogu podijeliti na potpune i nepotpune (samo djelomično prekinuta kost), na zatvorene i otvorene (ako je prekinuta i koža) i na prijelom s međusobnim pomakom ulomaka ili bez pomaka [1].

Oblike prijeloma (Slika 13.) možemo podijeliti na:

- abrupciju,
- poprečni prijelom,
- kosi prijelom,
- poprečni prijelom s odbijenim trokutastim ulomkom,
- spiralni prijelom,
- višeiverni prijelom,
- kominutivni prijelom [21].



Slika 13. Oblici prijeloma: a) abrupcija; b) poprečni prijelom; c) kosi prijelom; d) poprečni prijelom s odbijenim trokutastim ulomkom; e) spiralni prijelom; f) višeiverni prijelom; g) kominutivni prijelom [21]

1.3.1. Prijelomi bedrene kosti

Prijelome bedrene kosti radi lakšeg snalaženja dijelimo na prijelome:

- proksimalne,
- srednje,
- distalne trećine.

Prijelomi srednje trećine bedrene kosti, odnosno dijafize, najčešće nastaju djelovanjem izravne sile na natkoljenicu i često dolaze u sklopu politrauma i s ozljedama i drugih vitalnih organa. Kod takvih prijeloma nastaje veliki frakturni hematoma i dislokacija prijelomnih ulomaka te dolazi do velikog krvarenja. Ovi se prijelomi dijele prema AO klasifikaciji. AO klasifikacija sistematizirani je sustav za klasifikaciju prijeloma i dislokacija. Koristeći slova i brojke, točno se može odrediti o kojoj je kosti riječ, na kojem dijelu kosti se nalazi prijelom, koja je vrsta prijeloma u pitanju te još neki dodatni opisi prijeloma. Prva brojka u klasifikaciji označava o kojoj je kosti riječ, a broj koji simbolizira bedrenu kost je 3. Sljedeća brojka govori nam radi li se o 1, proksimalnom, 2, dijafiznom ili 3, distalnom dijelu. Sljedeće treba odrediti radi li se o A, jednostavnom prijelomu, B, klinastom prijelomu ili C, multifragmentalnom prijelomu. Dalje nam brojke govore još specifičnosti o prijelomu pa bi tako oznaka za spiralni prijelom dijafize femura sa Slike 14., glasila 32-B1 [22, 23].



Slika 14. Spiralni prijelom dijafize femura – 32-B1 [23]

Prijelomi distalne trećine femura najčešće se događaju uslijed djelovanja izravne sile u predjelu koljena. Možemo ih podijeliti na:

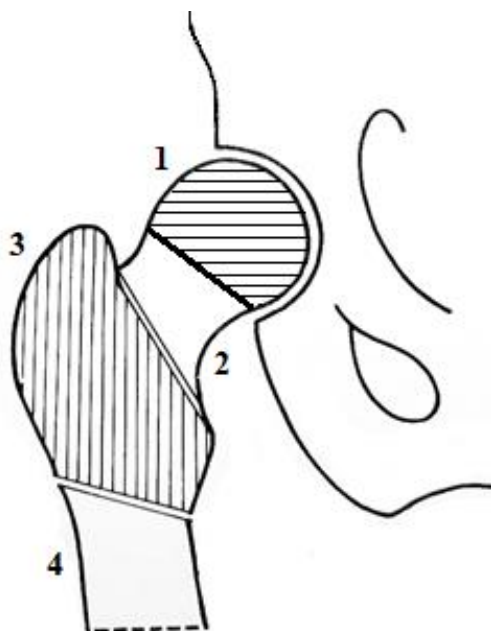
- suprakondilne,
- kondilne,

koji mogu biti multifragmentarni i kombinirani. Ova je podjela također temeljena na AO klasifikaciji [23].

Klasična i najstarija klasifikacija prijeloma proksimalne trećine bedrene kosti, dijeli prijelome na intrakapsularne, koji su unutar zglobne kapsule i na ekstrakapsularne, odnosno one izvan zglobne kapsule zgloba kuka [13].

Prijelome proksimalnog kraja femura možemo podijeliti i prema anatomskim odnosima te ih tada dijelimo na (Slika 15.) [13, 22]:

- prijelome glave bedrene kosti,
- prijelome vrata,
- intertrohanterne (pertrohanterne),
- subtrohanterne.



Slika 15. Klasifikacija prijeloma proksimalnog kraja femura: 1 – prijelomi glave bedrene kosti; 2 – prijelomi vrata bedrene kosti; 3 – intertrohanterni i 4 – subtrohanterni prijelomi [13]

Prijelomi proksimalnog kraja bedrene kosti mogu se također klasificirati pomoću AO klasifikacije [23].

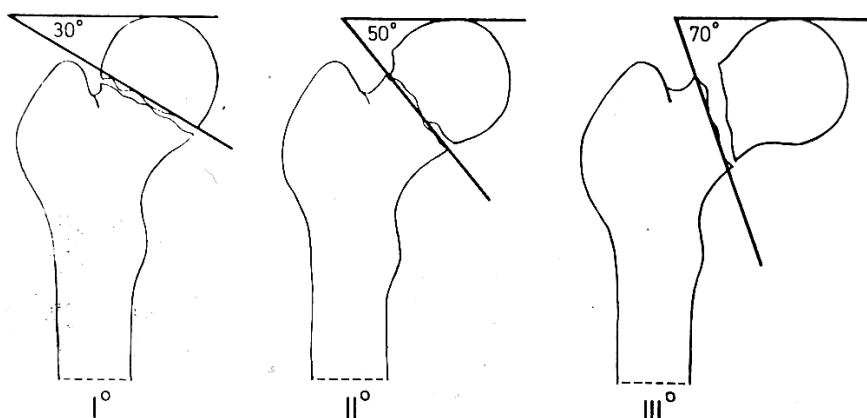
1.3.2. Prijelomi vrata bedrene kosti

Prijelomi vrata bedrene kosti najčešće se događaju u starijoj životnoj dobi te su često vezani uz osteoporozu i oslabljeni tonus mišića.

Postoji nekoliko podjela prijeloma vrata bedrene kosti poput Böhlerove podjele, Lintonove podjele, Gardenove podjele i Pauwelsove podjele. Najzastupljenije podjele su Pauwelsova i Gardenova podjela.

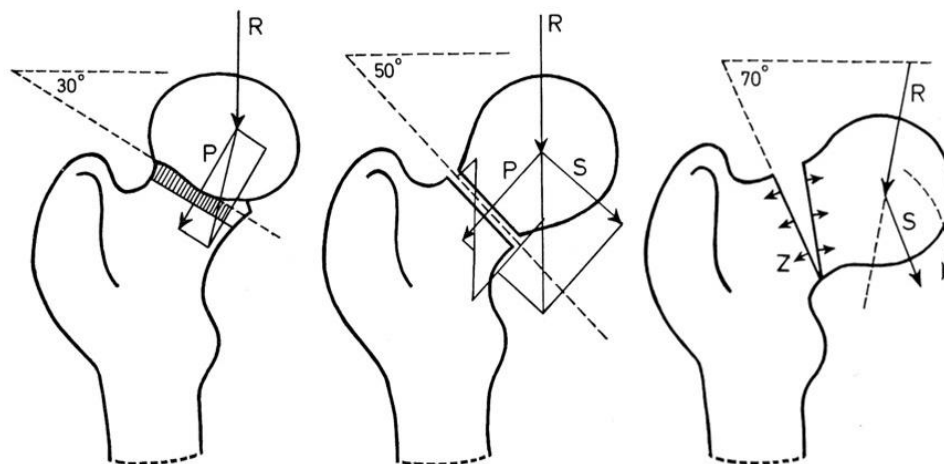
Pauwelsova podjela (Slika 16.) temelji se na razlikovanju nagiba kuta lomne plohe i horizontale te tako razlikujemo 3 tipa loma prema Pauwelsovoj podjeli:

- tip I (kut loma do 30°),
- tip II (kut loma do 50°),
- tip III (kut loma preko 70°).



Slika 16. Pauwelsova podjela prijeloma vrata bedrene kosti [13]

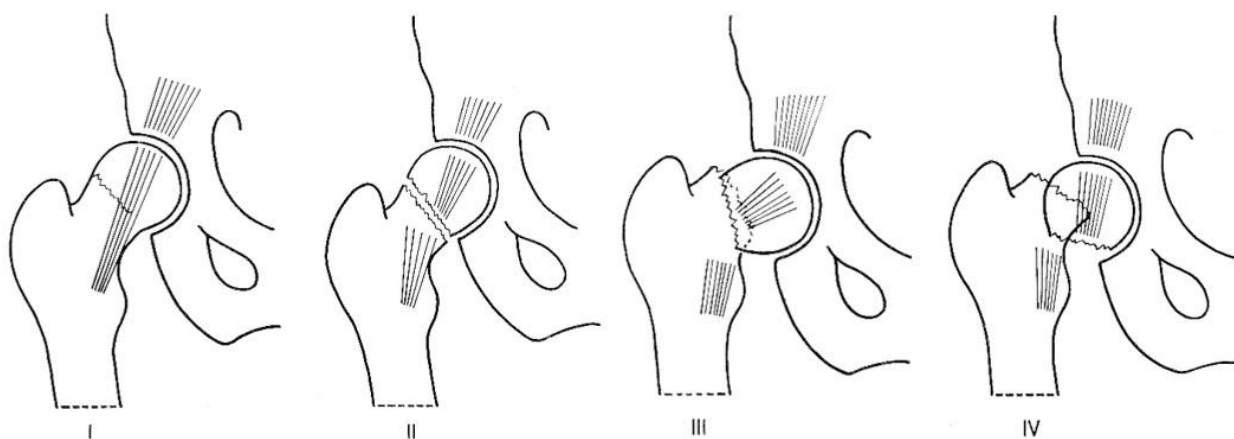
Prema Pauwelsu, na mjestu prijeloma djeluju tlak, smik i/ili vlak. Pauwelsova klasifikacija temelji se na tome kakva je sila koja je prouzročila prijelom, odnosno koja sila ili kombinacija sila djeluje na mjestu prijeloma (Slika 17.). Najpovoljniji kut loma za zarastanje ima lom tipa I jer jedino kod njega prevladava tlačna sila koja je raspoređena po čitavoj plohi loma, što je poželjno za cijeljenje. Kod tipa II opterećenje se sastoji od tlačne i smične sile od kojih je djelotvornija smična komponenta. Najnepovoljniji tip loma je tip III jer se kod njega uz smik javlja i vlačna sila koja nastoji fragment pomaknuti medijalno i prema dolje. U ovom slučaju, obje sile onemogućuju cijeljenje.



Slika 17. Djelovanje sile na mjestu prijeloma vrata femura prema Pauwelsovoj podjeli [13]

Gardenova podjela (Slika 18.) razlikuje 4 tipa loma:

- tip I,
- tip II,
- tip III,
- tip IV.



Slika 18. Gardenova podjela prijeloma vrata bedrene kosti [13]

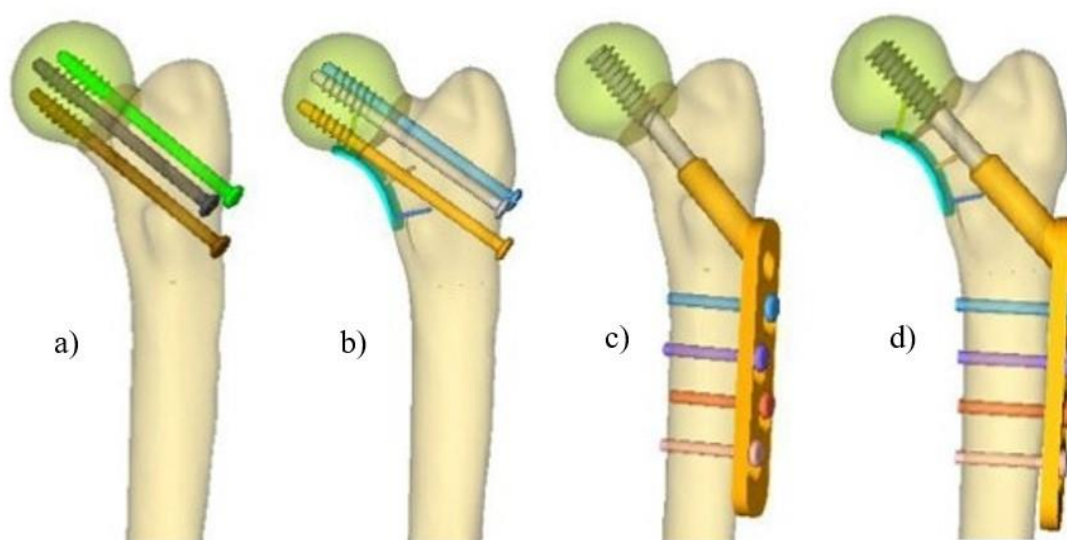
Tip I označava nepotpuni prijelom koji je ujedno i najrjeđi tip. Tip II označava potpuni prijelom, ali bez pomaka između fragmenata. Ova dva tipa prijeloma odgovaraju tipu I prema Pauwelsovoj podjeli i karakterizira ih dobro zarastanje. Najčešći tip prijeloma prema Gardenovoj podjeli je tip III, odnosno prijelom s pomakom u kojem je glava pod 90° u odnosu na dijafizu femura. Prijelome tipa IV karakterizira vrlo veliki pomak glave i položaj lomne plohe glave potpuno distalno [13].

1.3.3. Liječenje prijeloma vrata bedrene kosti

Postoje dva načina liječenja prijeloma vrata bedrene kosti: konzervativno i kirurško [23].

Konzervativne metode liječenja su imobilizacija gipsom te mirovanje i postavljanje antirotacijske longete. Ove se konzervativne metode liječenja primjenjuju kada su u pitanju prijelomi bez pomaka ulomaka. Metoda imobilizacije gipsom više se ne primjenjuje jer uključuje mnoge komplikacije i nema značajnijih prednosti u usporedbi s drugom metodom mirovanja i postavljanja longete [23].

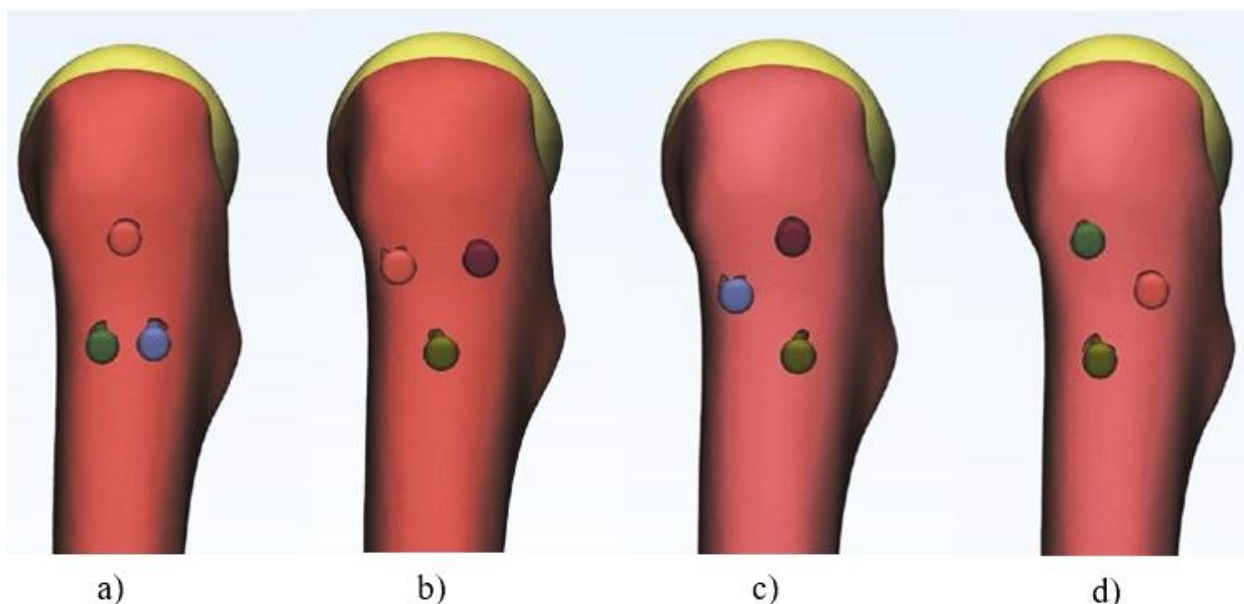
Kirurške metode liječenja primjenjuju se kod prijeloma s pomakom koštanih ulomaka. Odabir metode liječenja ovisi o vrsti i lokalizaciji prijeloma i o dobi bolesnika. Kirurško liječenje uključuje internu fiksaciju prijeloma, što vraća funkciju zgloba kuka i izbjegava dugotrajno ležanje bolesnika jer je rehabilitaciju moguće započeti vrlo brzo nakon operacije. Odabir načina fiksacije uvelike ovisi o ranije spomenutoj krvnoj opskrbi glave femura. Ukoliko se očekuje nekroza glave femura, radi se djelomična ili totalna endoproteza zgloba kuka. Ukoliko nije narušena krvna opskrba glave femura, druga je opcija osteosinteza [23]. Osteosinteza je kirurški postupak spajanja kosti. Kirurzi se koriste žicama, čavlima, vijcima i pločicama raznih vrsta kako bi uspostavili anatomske odnose, mehaničku stabilnost i očuvali krvnu opskrbu koštanih okrajaka [24]. Za osteosintezu vrata femura koriste se dinamički vijci za kuk (DHS), Smith-Petersenov čavao, Enderovi čavli, kanulirani vijci u raznim konfiguracijama te medijalna potporna pločica u kombinaciji s dinamičkim vijcima za kuk ili kanuliranim vijcima (Slika 19.) [5, 23]. U ovom radu detaljnije će bit predstavljene kanulirani vijci.



Slika 19. Primjeri osteosinteze prijeloma vrata bedrene kosti: a) kanulirani vijci; b) kanulirani vijci + medijalna potporna pločica; c) dinamički vijak; d) dinamički vijak + medijalna potporna pločica [5]

Postoji nekoliko konfiguracija u koje se može postaviti sustav kanuliranih vijaka. Obično se postavljaju dva do četiri vijka, a najčešće su to tri vijka. Vijke je potrebno postaviti tako da aksijalna os vijka bude okomita na plohu loma te osi vijaka trebaju biti međusobno paralelne. Neke od konfiguracija su [25]:

- trokut (eng. „triangle“) – Slika 20. a),
- obrnuti trokut (eng. „inverted triangle“) – Slika 20. b),
- prednji trokut (eng. „anterior triangle“) – Slika 20. c),
- stražnji trokut (eng. „posterior triangle“) – Slika 20. d).



Slika 20. Kanulirani vijci različitim konfiguracijama: a) trokut; b) obrnuti trokut; c) prednji trokut; d) stražnji trokut [25]

1.4. Cijeljenje koštanog tkiva

Koštano cijeljenje proces je koji se odvija nakon prijeloma kosti. Kako bi kost mogla pravilno zacijeliti, ulomke je potrebno dovesti u normalan međusobni položaj, odnosno u položaj prije frakture, što nazivamo redukcijom (repozicijom) frakture. Osim repozicije, potrebno je osigurati i mirovanje ulomaka. Ovisno o tome kakvi su uvjeti osigurani na mjestu prijeloma, razlikujemo primarno i sekundarno cijeljenje [12]. Koštano cijeljenje složen je proces koji uključuje veliki broj stanica i reakciju koštane srži, kosti, periosta i okolnog mekanog tkiva [26]. Tijekom cijeljenja, dolazi do umnožavanja stanica iz periosta koje formiraju omotač koštane tvari na mjestu prijeloma. Taj omotač nazivamo kalus, on okoštava i drži ulomke na mjestu. Potom se preoblikuje i zamijeni koštanim tkivom što smatramo zacijeljenom kosti [12].

1.4.1. Primarno koštano cijeljenje

Primarno koštano cijeljenje događa se u uvjetima apsolutnog mirovanja ulomaka i uključuje operacijsku repoziciju i osteosintezu s interfragmentarnom kompresijom. Stvaranje kalusa makroskopski nije vidljivo i prijelom cijeli direktno bez obilnog stvaranja kalusa jer se osteosintezom eliminira mogućnost pomaka ulomaka. Razlikujemo pukotinasto i kontaktno primarno cijeljenje, ovisno o tome postoji li pukotina između ulomaka ili ne.

Kontaktno primarno cijeljenje događa se kada su koštani ulomci dovedeni u kontakt interfragmentarnom kompresijom. Za ovu je vrstu cijeljenja karakteristično istodobno spajanje i rekonstrukcija kosti, a takva se vrsta pregradnje naziva Haversova pregradnja. Prva četiri tjedna nisu uočljive nikakve promjene na mjestu prijeloma. Nakon toga počinje direktna pregradnja Haversovih kanala gdje aksijalno usmjeren osteon izravno urasta iz jednog ulomka u drugi. Osteon djeluje poput svrdla na čijem su vrhu osteoklasti koji razgrađuju koštano tkivo, a na rubovima se nalaze osteoblasti koji ulažu mineralne soli po rubovima kanala i na taj način stvaraju lamelarnu kost [27]. Poželjno je da je ovakva vrsta cijeljenja prisutna kod cijeljenja prijeloma vrata bedrene kosti fiksiranog kanuliranim vijcima.

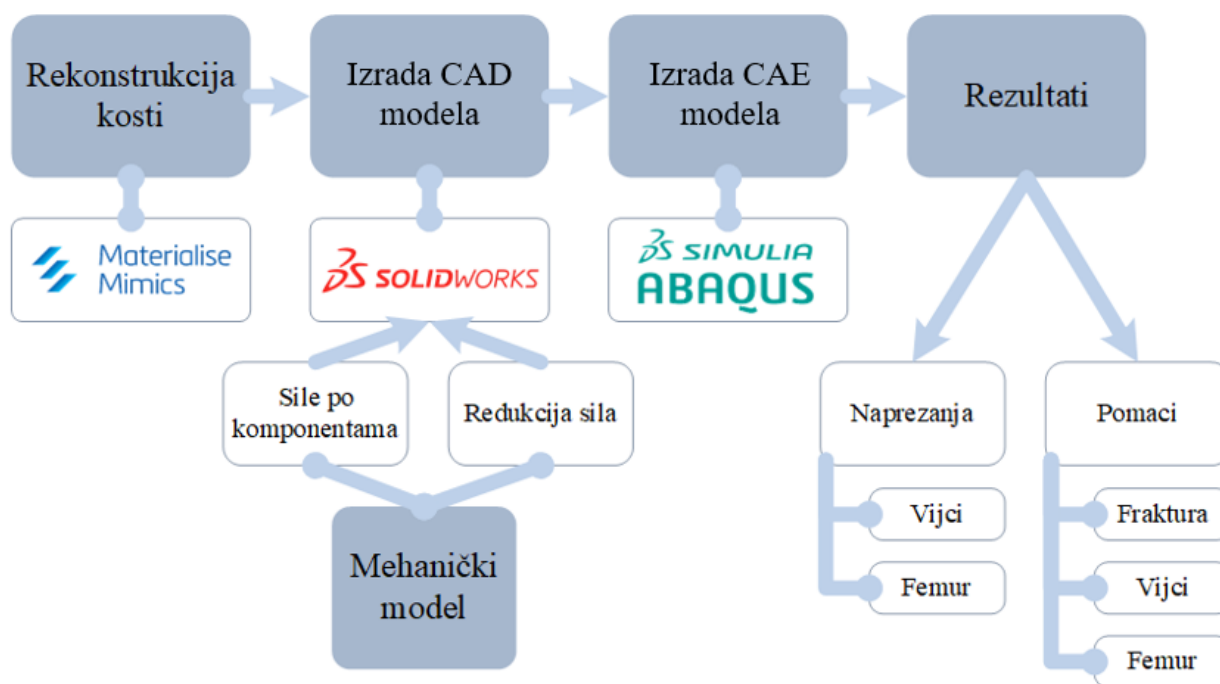
Pukotinasto primarno cijeljenje prisutno je u uvjetima potpunog mirovanja ulomaka i kada između njih postoji pukotina. U prvih osam dana, kroz pukotinu urastaju krvne žile, a osteoblasti stvaraju lamelarnu kost okomito na aksijalnu os kosti. Od četvrtog se tjedna poprečne lamele zamjenjuju sekundarno i tada počinje Haversova pregradnja kao i kod kontaktnog primarnog cijeljenja [27].

1.4.2. Sekundarno koštano cijeljenje

Sekundarno koštano cijeljenje uključuje reakciju kosti, periosta i mekanog tkiva. Neposredno nakon prijeloma, dolazi do povećeg krvarenja iz prekinutih žila unutar kosti, oštećenog periosta i mekanog okolnog tkiva te nastaje krvni ugrušak oko prekinutog koštanog tkiva i okolnih dijelova mekanog tkiva. Kroz sljedeća dva dana dolazi do raspadanja eritrocita i infiltracije leukocitima. Ubrzo nakon prijeloma počinje proliferacija stanica koja doseže maksimum 24 sata nakon prijeloma, a događa se u proširenoj zoni mekog tkiva oko prijeloma te se nakon nekoliko dana lokalizira na mjesto prijeloma. Periost može zacijeliti prijelom kosti veličine do pola promjera dijafize tako što u perifernom dijelu prijeloma stvara tvrdi kalus, dok unutar prijelomne pukotine stvara prokalus uz prethodno stvaranje hrskavice koju će nakon kalcifikacije zamijeniti koštano tkivo. Sekundarno koštano cijeljenje može se podijeliti u tri faze: inflamatornu, reparativnu i fazu remodeliranja [26, 27].

2. IZRADA MODELA BEDRENE KOSTI

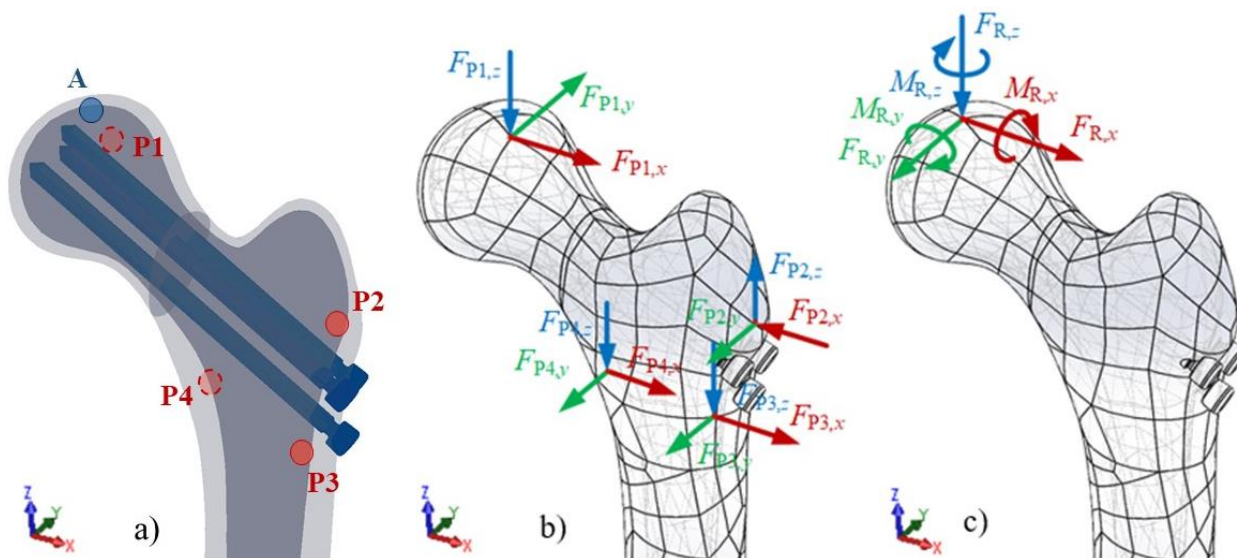
Izrada modela bedrene kosti za numerički proračun složen je proces koji uključuje različite računalne programe i postupke. U ovom su radu koraci opisani kronološki prema računalnim programima koji su korišteni (Slika 21.).



Slika 21. Dijagram toka izrade numeričkih modela

2.1. Mehanički model

Prema [5] i [6] opterećenja bedrene kosti mogu se postaviti u četiri karakteristične točke: P1, P2, P3, P4 vidljive na Slici 22. a). Točke se nalaze na mjestima u kojima su reducirana djelovanja mišića koji se vežu i djeluju na bedrenu kost. Tako se opterećenje u točki P1 sastoji od komponenata kontaktne sile i težine tijela iznad kuka, a opterećenje u točki P2 od komponenata uzrokovanih bedrenim abduktorima. Opterećenje u točki P3 uzrokuje *vastus lateralis*, a u točki P4 *vastus medialis*.



Slika 22. Mehanički model bedrene kosti: a) Položaj točaka u kojima djeluje opterećenje; b) Realne sile koje opterećuju bedrenu kost; c) Reducirane sile i momenti koje opterećuju bedrenu kost

Točka A, također vidljiva na Slici 22. a), mjesto je na kojem se uobičajeno postavljaju opterećenja tijekom proračuna čvrstoće bedrene kosti. Točka A nalazi se na vrhu glave femura i odabrana je tako da bude najviša točka u odnosu na koordinatni sustav. U Tablici 1. nalaze se koordinate točaka s obzirom na točku A koja ima koordinate (0, 0, 0). Vrijednosti udaljenosti očitane su u programu *SolidWorks* 2020 (Dassault Systèmes, Francuska).

Tablica 1. Relativne pozicije referentnih točaka s obzirom na točku A

Oznaka karakteristične točke na femuru	x [mm]	y [mm]	z [mm]
A	0	0	0
P1	-12,18	20,72	-13,90
P2	67,98	17,15	-44,29
P3	56,71	7,70	-75,37
P4	26,83	3,97	-82,45

Vrijednosti sila koje opterećuju bedrenu kost tijekom penjanja uz stepenice preuzete su iz [5] i [6]. U ovom slučaju sile u smjerovima x i y osi imaju različiti predznak od onih iz [5] i [6] jer je drugačije definiran koordinatni sustav kosti. Vrijednosti sila sa Slike 22. b) prikazane su u Tablici 2. Vrijednosti je bilo potrebno pomnožiti s prosječnom težinom ispitanika $G = 847$ N, odnosno s

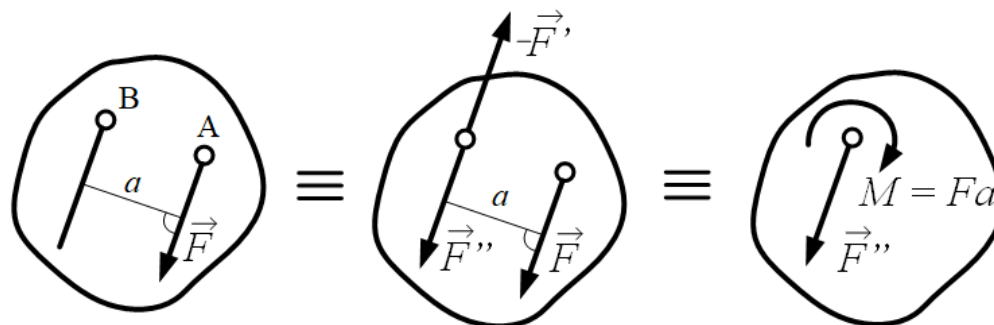
8,47, jer su vrijednosti u tablicama izražene u mjernoj jedinici %BW¹ N, tj. vrijednosti sila izražene su kao postotak ukupne težine ispitanika.

Tablica 2. Opterećenje bedrene kosti tijekom penjanja uz stepenice

Oznaka karakteristične točke na femuru	$F_{Pi,x}$ [N]	$F_{Pi,y}$ [N]	$F_{Pi,z}$ [N]
P1	612,381	750,442	-2595,208
P2	-703,010	-301,532	654,731
P3	18,634	-189,728	-1144,297
P4	74,536	-335,412	-2262,337

2.1.1. Redukcija sila

Redukcija sila u mehanici je koristan alat pomoću kojeg se sustav opterećenja silama može svesti na opterećenje u jednoj točki. Djelovanje sile u nekoj točki može se zamijeniti djelovanjem iste te sile i sprega sila u drugoj točki. Opći slučaj takve redukcije može se vidjeti na Slici 23.



Slika 23. Grafički prikaz pojma redukcije sile u ravnini

Takav se postupak, osim u ravnini, može provesti i u prostoru. Za redukciju u prostoru karakteristično je da jedna reducirana sila uzrokuje dva sprega. U Tablici 3. nalaze se rezultati redukcije sila iz točaka P1, P2, P3 i P4 (Tablica 2.) u točku A prema krakovima sila koji se nalaze u Tablici 1. Prikaz reduciranog opterećenja vidljiv je na Slici 22. c)

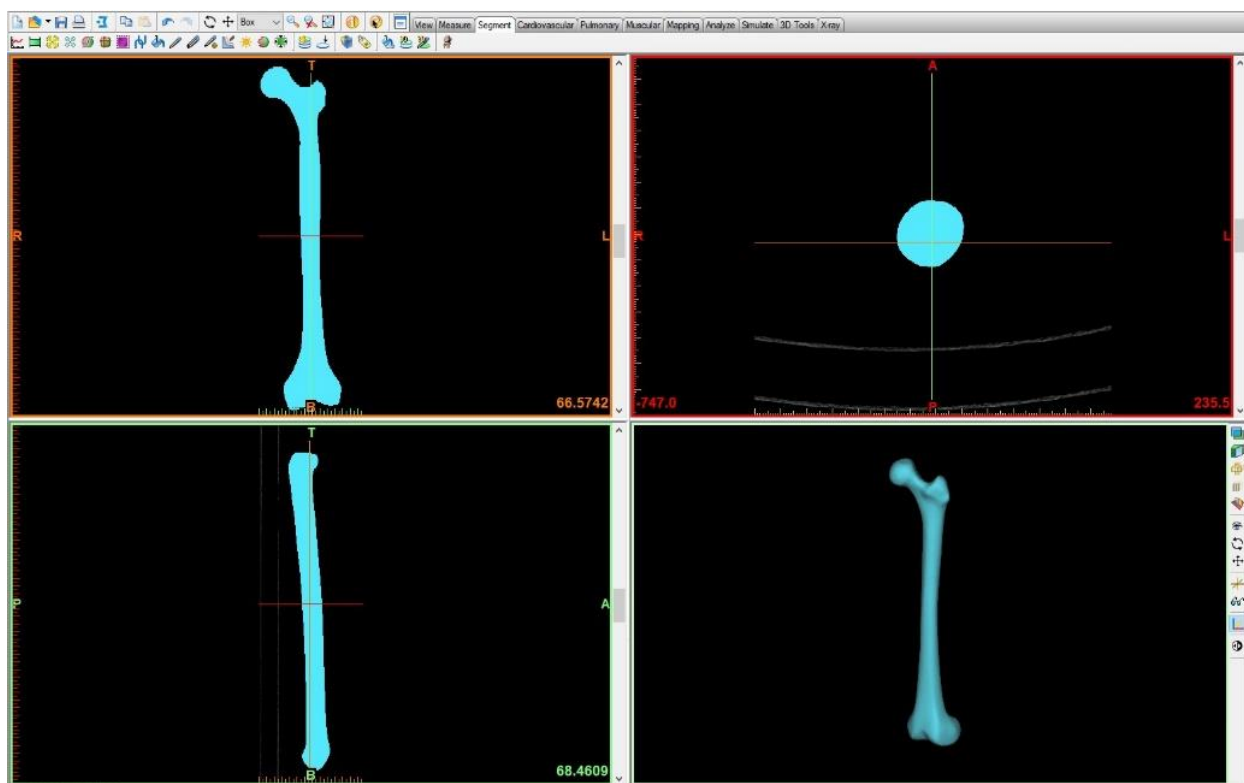
Tablica 3. Vrijednosti reduciranih sila F_R i reduciranih momenata M_R u točki A

Točka redukcije	$F_{R,x}$ [N]	$F_{R,y}$ [N]	$F_{R,z}$ [N]	$M_{R,x}$ [Nmm]	$M_{R,y}$ [Nmm]	$M_{R,z}$ [Nmm]
A	2,541	-76,230	-5347,110	-105214,865	64547,617	-50468,410

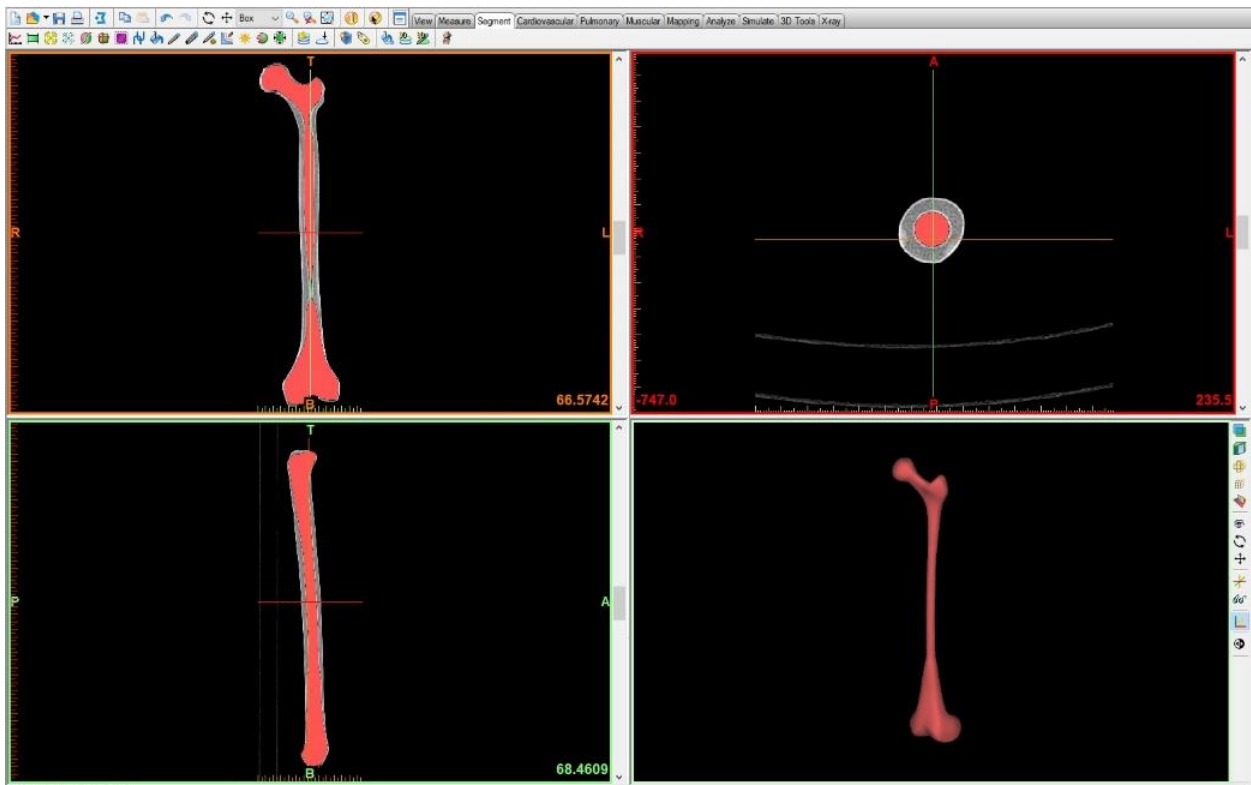
¹ %BW – eng. *percent of body weight*- postotak težine tijela

2.2. Rekonstrukcija kosti u programima *Materialise Mimics* i *3-matic*

Za izradu modela bedrene kosti korištena je CT-snimka lijevog kompozitnog femura četvrte generacije (Sawbones[®], SAD), u kojoj je debljina slojeva na skeniranim fotografijama iznosila 0,6 mm (mA: 35, kV: 120, vrijeme skeniranja: 0,4 s, duljina topograma: 769 mm). Snimka femura u DICOM formatu učitana je u računalni program *Materialise Mimics* (Materialise NV, Belgija) te dalje obrađena. Prema predodređenim vrijednostima gustoće izraženim u HU (Hounsfieldove jedinice) iz programa, učitane su zasebno kortikalna i trabekularna kost. Zbog nedovoljno oštre snimke, izdvojene dijelove bilo je potrebno prepraviti dodavanjem i brisanjem elemenata tako da točnije odgovaraju kosti sa snimke kako bismo mogli dobiti glatku kost. Cijela kost (Slika 24.) i trabekularna kost (Slika 25.) dalje su importirane u *Materialise 3-matic* (Materialise NV, Belgija) gdje su dodatno ugladene, a istim je korakom rekonstrukcija kosti završena.



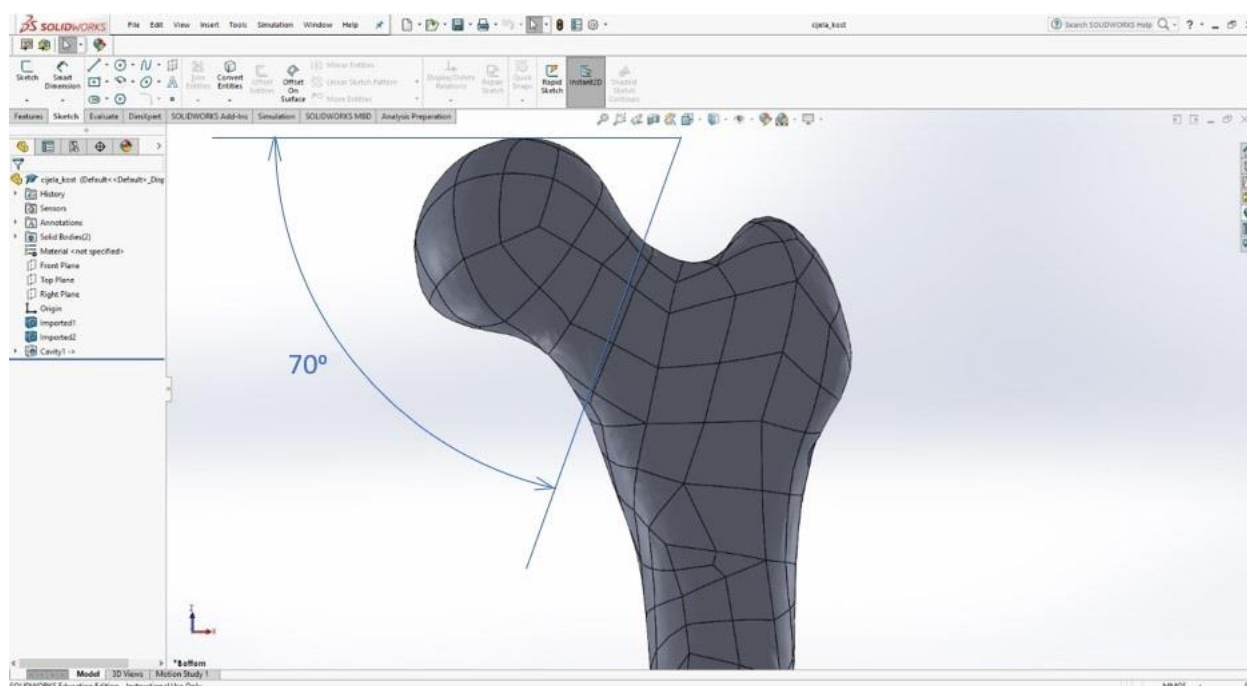
Slika 24. Prikaz cijele bedrene kosti u sučelju *Mimics-a*



Slika 25. Prikaz trabekularnog dijela kosti u sučelju *Mimics-a*

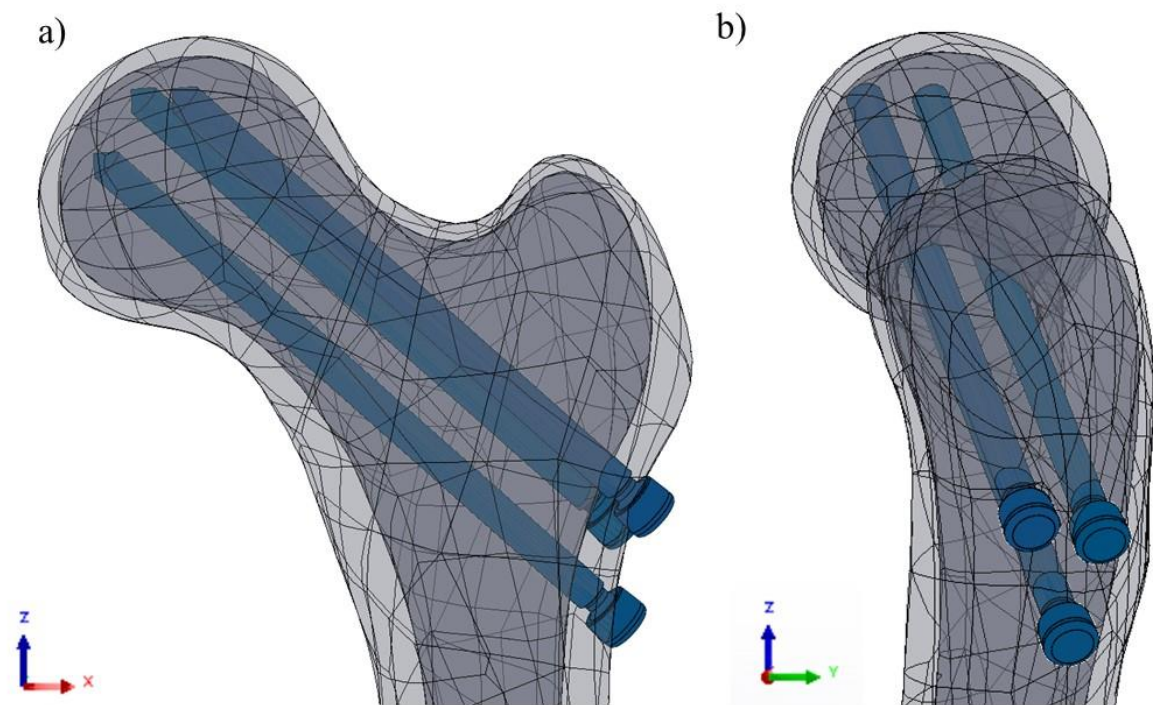
2.3. CAD model

Iz programa *3-matic* kosti su eksportirane u .igs formatu koji se dalje importira u *SolidWorks* gdje se naredbom *Cavity* pomoću trabekularne kosti izdubi cijela kost kako bi se dobila kortikalna kost. Potom se pomoću ravnine izreže lom vrata bedrene kosti tipa III prema Pauwelsevoj klasifikaciji što je vidljivo na Slici 26. Definira se ravnina okomita na os femura u najvišoj točki femura te ravnina pod 70° koja siječe femur otprilike sredinom vrata.

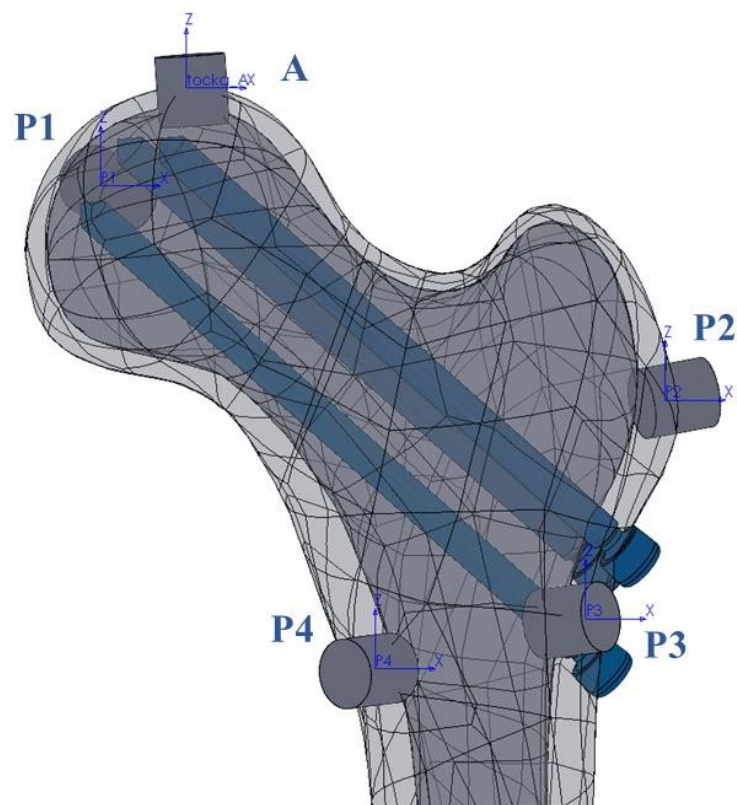


Slika 26. Model femura u sučelju *SolidWorks*-a

Dalje je potrebno u model smjestiti kanulirane vijke. U ovom radu korištena je konfiguracija obrnutog trokuta. Kanulirani vijci promjera su 5 mm, a duljina pojedinačnog vijka prilagođena je nakon postavljanja tako da je vrh vijka od površine glave femura udaljen otprilike 4 mm (Slika 27.), a da duljina vijka bude višekratnik broja 5. Svi vijci prolaze samo kroz trabekularnu kost, osim u dijelu glave vijka koja prolazi i kroz kortikalnu kost. Nakon fiksacije, iz obiju kosti izdubljena je geometrija vijka na isti način na koji su izdubljene kosti. Sljedeći je korak postavljanje karakterističnih točaka opterećenja i postavljanje točke redukcije koje su opisane u poglavlju 2.1. S obzirom da realne sile opterećenja ne djeluju u točkama već na nekoj površini, potrebno je na mjestima karakterističnih točaka postaviti valjčice promjera 10 mm (Slika 28.) kojima će se raditi particije u *Abaqus*-u 6.14-5 (Dassault Systèmes, Francuska) na koje će se postavljati kontinuirana opterećenja ekvivalenta djelovanju pripadajućih koncentriranih sila. Opterećenje definirano kontinuiranim opterećenjem na uskom području realnije je od opterećenja koncentriranim silama u pojedinim točkama te time prikladnije za korištenje u numeričkom proračunu.



Slika 27. Model femura s vijcima iz sučelja *SolidWorks*-a: a) *xz* ravnina; b) *yz* ravnina



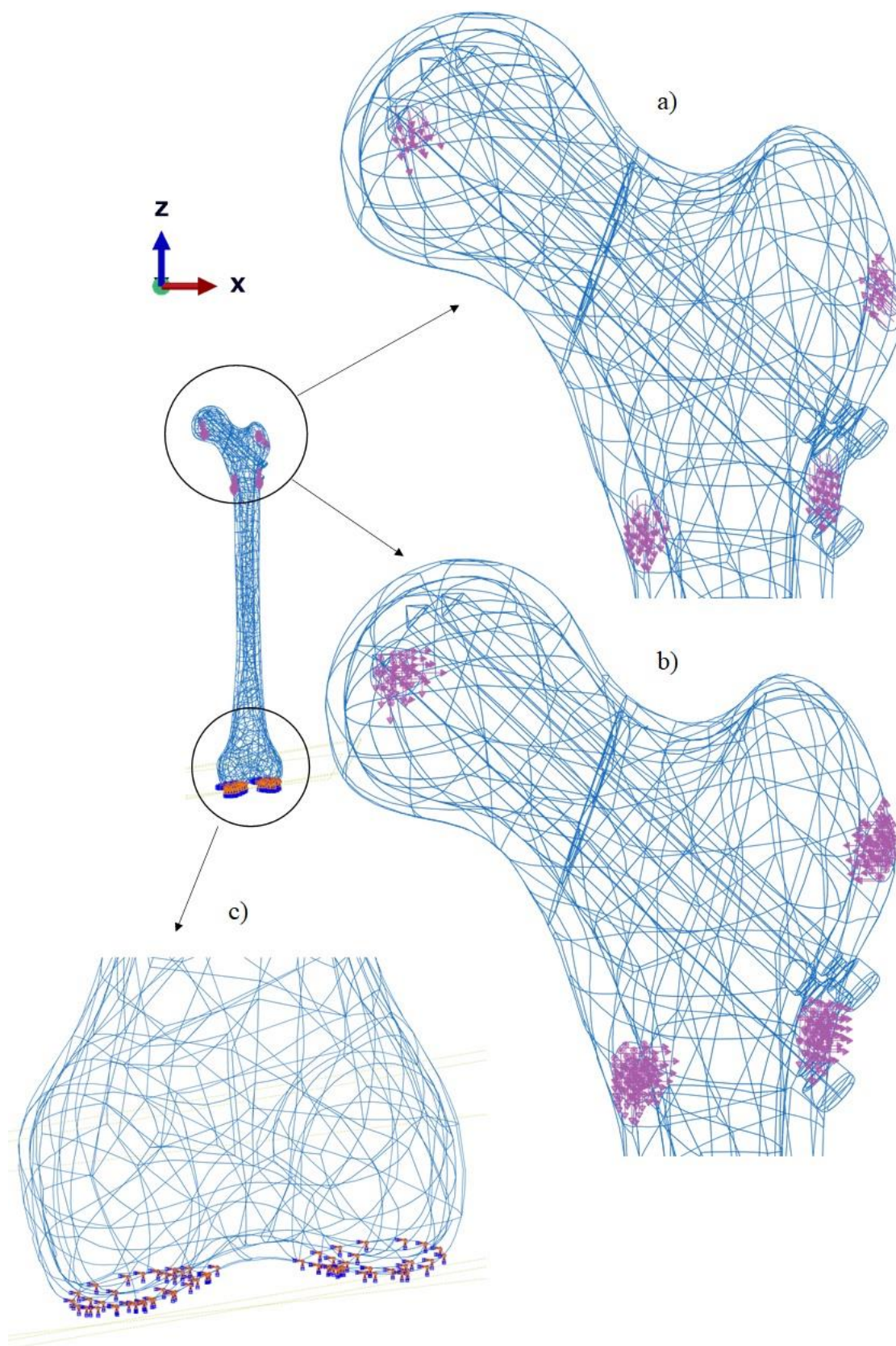
Slika 28. Model femura iz sučelja *SolidWorks*-a s točkama opterećenja i valjčićima

2.4. CAE model

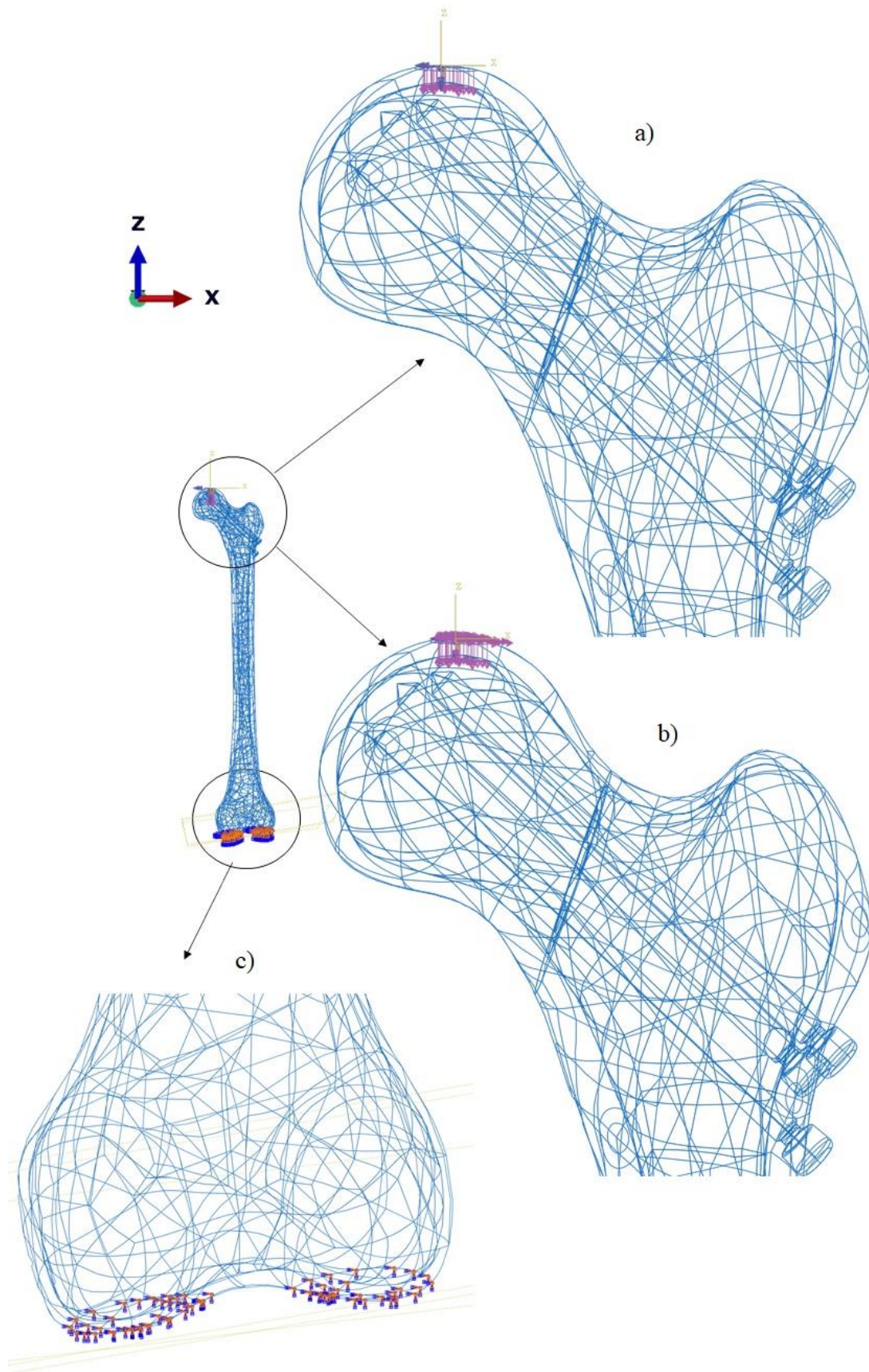
Iz *SolidWorks*-a, sklop je eksportiran u .step formatu i importiran u *Abaqus*. Prvi je korak kreiranje neovisnih instanci za svaki pojedini dio sklopa u *Assembly* modulu. Zatim je potrebno u *Property* modulu kreirati vrste materijala koji će se dodavati pojedinom dijelu. Prema [28] i [29], modul elastičnosti trabekularne kosti iznosi 1100 MPa, a modul elastičnosti kortikalne kosti 17000 MPa. Zadatom je definirano da su vijci izrađeni od titanija te da je vrijednost njihovog modula elastičnosti 110 GPa. Poissonov faktor jednak je za sve i iznosi 0,3. Kreiranjem i dodjeljivanjem sekcija, definiraju se materijali dijelova modela. Pomoću valjaka namještenih u *SolidWorks*-u, kreiraju se particije površinskog dijela kortikalne kosti kako bi se kasnije na te površine moglo nametnuti kontinuirano opterećenje. Pomoću dvije zasebne ravnine, kreiraju se particije na kondilima bedrene kosti na kojima se definira uklještenje (Slika 29. c).

Pri složenim sklopovima u modulu *Interaction* potrebno je definirati interakciju dijelova. U ovom slučaju postoji interakcija između kortikalne i trabekularne kosti, interakcija između vijaka i kosti te interakcija između glave i tijela femura na mjestu gdje se simulira lom. Prema [30], koeficijent trenja između dviju površina loma iznosi 0,2, dok se za sve ostale veze između modela definira čvrsta (*tie*) veza.

Sljedeće je potrebno u modulu *Step* kreirati korake (eng. *step*) u kojima će se zadavati opterećenja. U modulu *Load*, definirana su 4 različita slučaja opterećenja i sukladno s tim i pripadajući koraci. Tijekom opterećivanja rezultatnim silama (Slika 29. a) u 4 točke kreirana su 4 *stepa*, za svaku točku po jedan. Sljedeće su bile definirane jednake sile u istim točkama, ali je u svakoj točki umjesto rezultatnih sila, opterećenje bilo zadano po komponentama u smjeru x , y i z osi (Slika 29. b) te je za taj slučaj kreirano 12 *stepova*. Sljedeći slučaj opterećenja bilo je reducirano opterećenje u točki A, opisano u odlomku 2.1.1. Reducirano opterećenje zadano je u 2 *stepa* koristeći rezultatne vrijednosti sila i momenata (Slika 30. a). Za posljednji slučaj opterećenja, odnosno djelovanje komponenti rezultatnih momenata i sila u točki A (Slika 30. b), kreirano je 6 *stepova*, po jedan za svaku silu i moment.



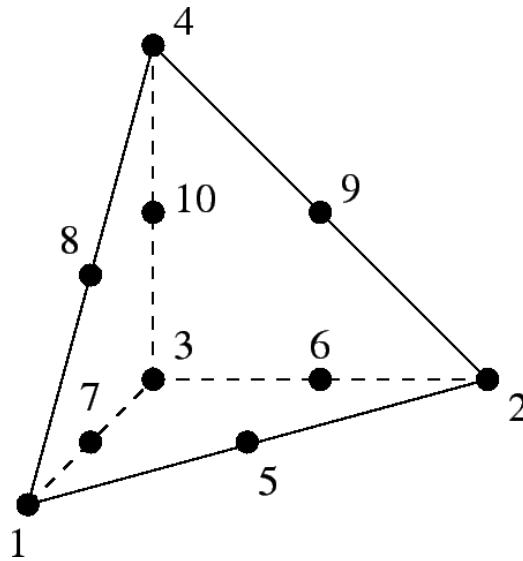
Slika 29. Opterećenje i rubni uvjeti modela s opterećenjem u karakterističnim točkama: a) rezultantne sile u točkama; b) komponente sile u točkama; c) uklještenje



Slika 30. Opterećenje i rubni uvjeti reduciranog modela: a) rezultantna reducirana sila i moment; b) reducirana sila i moment po komponentama; c) uklještenje

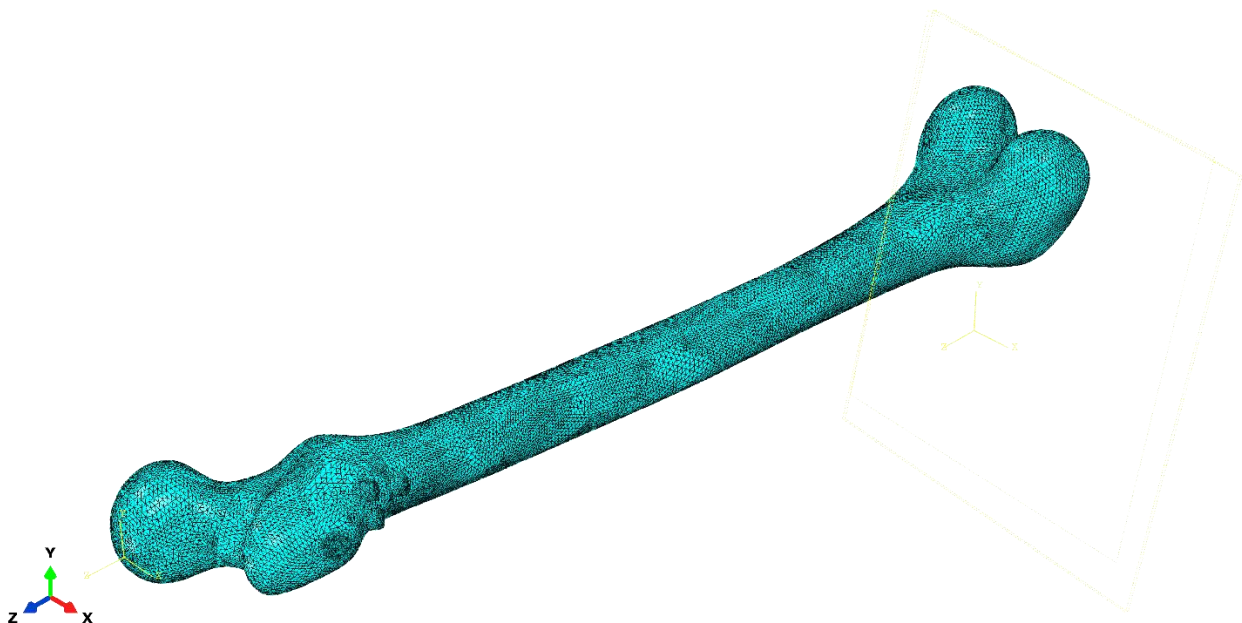
2.4.1. Kreiranje mreže konačnih elemenata

Mreža konačnih elemenata kreirana je korištenjem tetraedarskih elemenata s 10 čvorova (C3D10) prikazanog na Slici 31. Ovi se elementi koriste kao elementi za opće namjene [31].



Slika 31. Tetraedarski elementi s 10 čvorova – C3D10 [31]

U modelu su korišteni različiti *seed*-ovi za pojedine dijelove. Za kosti korištena je vrijednost *Approximate global size* od 1,66, a za vijke 0,6. Nakon korigiranja mreže konačnih elemenata (Slika 32.), ukupan broj elemenata iznosio je 865237.



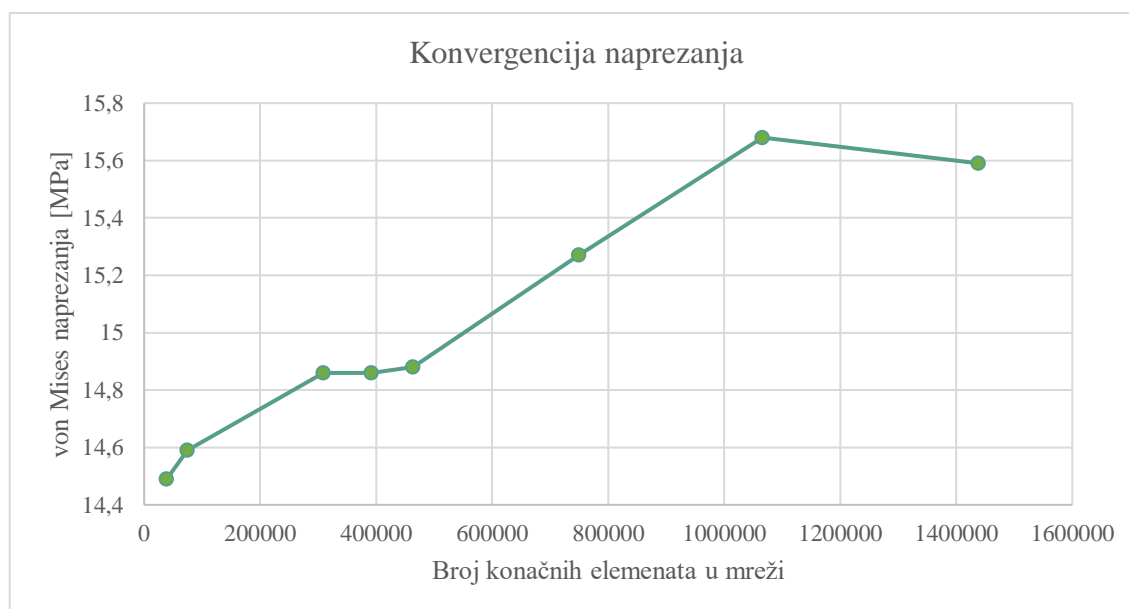
Slika 32. Mreža konačnih elemenata za sklop bedrene kosti

2.4.2. Konvergencija modela

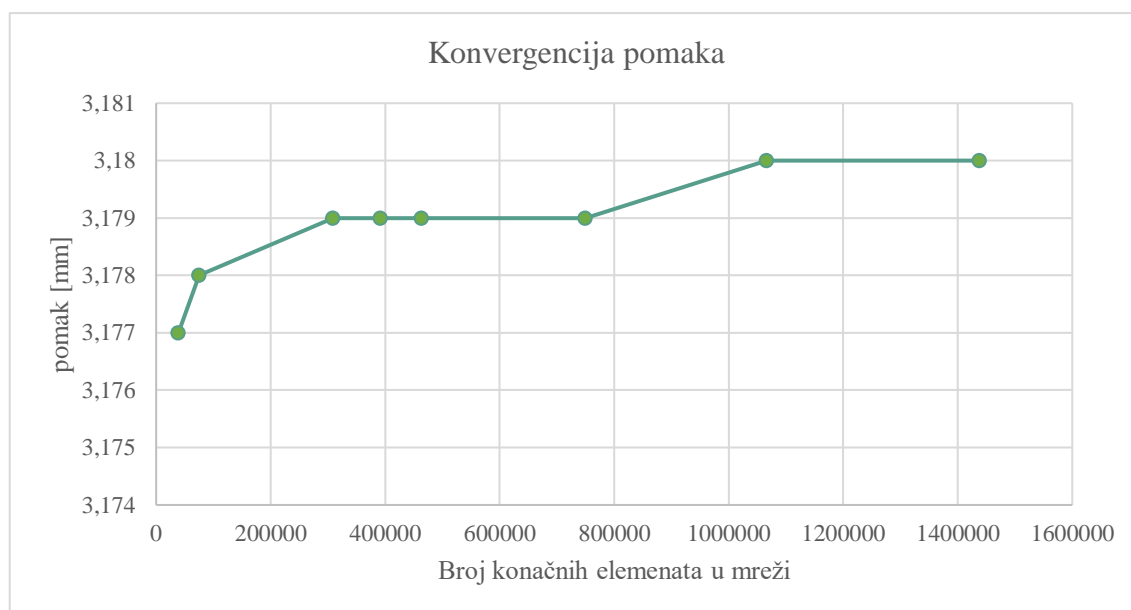
Vrijednost za *Approximate global size* dobivena je provjerom konvergencija rješenja. Provjera konvergencija provodi se tako da se bedrena kost bez prijeloma i vijaka optereti na isti način kao u analizi, a potom se uspoređuju dobivene vrijednosti naprezanja i pomaka za različite veličine *seed*-ova (Tablica 4, Slika 33., Slika 34.).

Tablica 4. Dobivene vrijednosti za pomak i naprezanja ovisno o veličini *seed*-a

Seed	Broj elemenata	Pomak [mm]	von Mises naprezanja [MPa]
8	38962	3,177	14,49
6	75028	3,178	14,59
3	309214	3,179	14,86
2,7	392201	3,179	14,86
2,5	463446	3,179	14,88
2	749438	3,179	15,27
1,7	1066272	3,18	15,68
1,5	1438187	3,18	15,59



Slika 33. Grafički prikaz konvergencija naprezanja



Slika 34. Grafički prikaz konvergencija pomaka

3. ANALIZA REZULTATA OPTEREĆENJA FIKSIRANE BEDRENE KOSTI

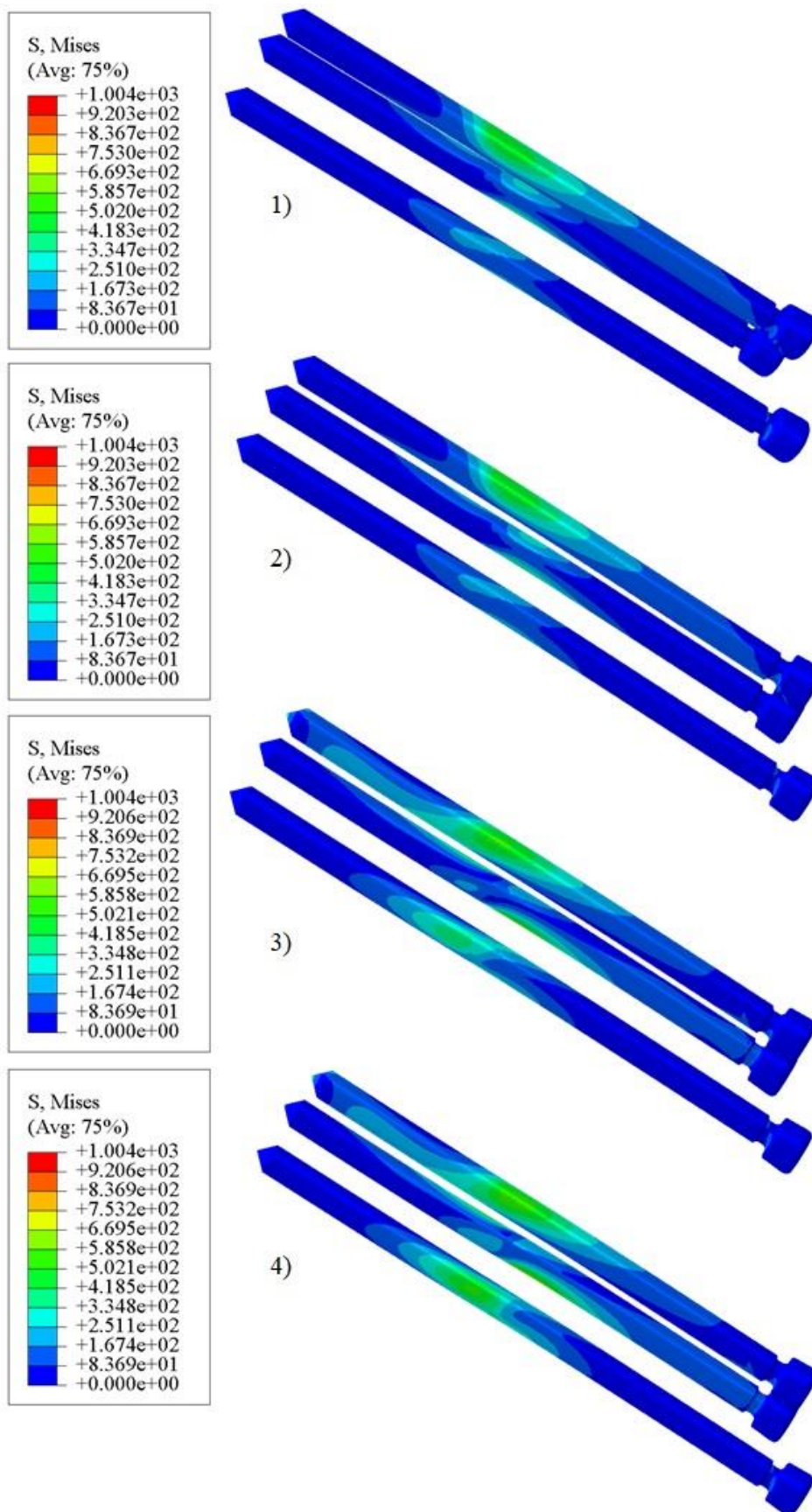
Kao što je već objašnjeno u poglavlju 2.4., bedrena kost fiksirana kanuliranim vijcima, opterećena je na četiri različita načina. Prvi način, koji će dalje biti nazivan „rezultante u točkama“, sadrži opterećenje u karakterističnim točkama koje je zadano kao rezultatna sila. Sljedeći način opterećenja, također je opterećenje u karakterističnim točkama, no zadano po komponentama i dalje ćemo ga nazivati „komponente u točkama“. Treći način opterećivanja, reducirano je opterećenje u točki A, čije su vrijednosti zadane pomoću rezultatnih sila i momenata te će se dalje nazivati „reducirano – rezultante“. Posljednji način opterećenja, dalje „reducirano – komponente“, označava reducirano opterećenje u točki A čije su vrijednosti zadane po komponentama. U Tablici 5. nalaze se podaci o trajanju simulacije i veličini datoteka s rezultatima.

Tablica 5. Podaci o trajanju simulacija i veličini datoteka s rezultatima

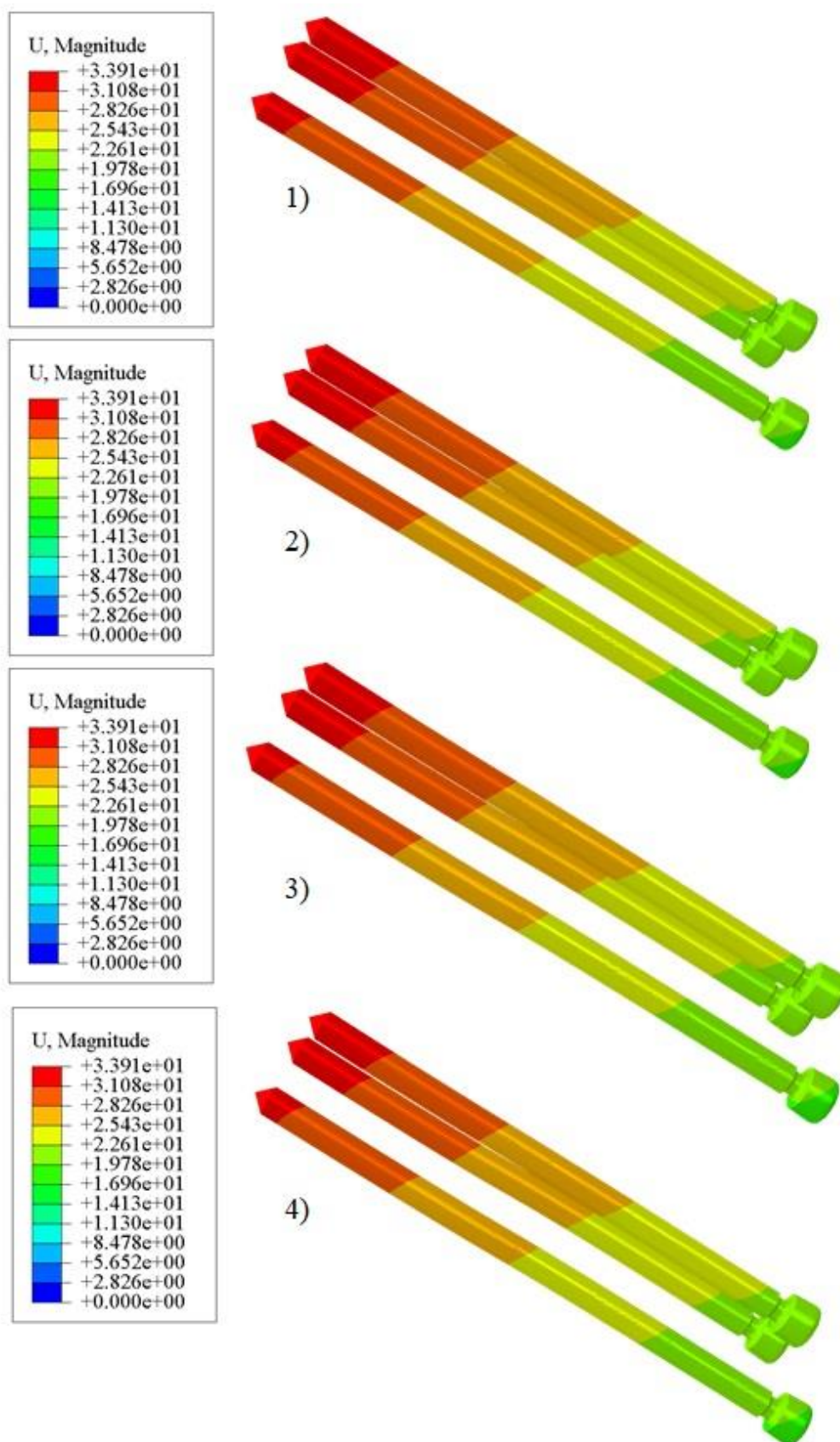
Simulacija	Trajanje simulacija	Veličina datoteke s rezultatima
rezultante u točkama	15 sati i 15 min	15,843 GB
komponente u točkama	43 sata i 55 min	47,325 GB
reducirano – rezultante	21 sat i 44 min	9,067 GB
reducirano – komponente	61 sat i 28 min	26,996 GB

3.1. Analiza globalno najvećih pomaka i naprezanja

Na Slici 35. nalaze se vrijednosti naprezanja kanuliranih vijaka u MPa. Vrijednosti pomaka kanuliranih vijaka u mm nalaze se na Slici 36. U Tablici 6. nalaze se maksimalne vrijednosti pomaka kanuliranih vijaka u mm te podaci o najvećim naprezanjima u MPa.



Slika 35. Von Misesova naprežanja na vijcima: 1) rezultante u točkama; 2) komponente u točkama; 3) reducirano – rezultante; 4) reducirano – komponente



Slika 36. Pomaci vijaka: 1) rezultante u točkama; 2) komponente u točkama; 3) reducirano – rezultante; 4) reducirano – komponente

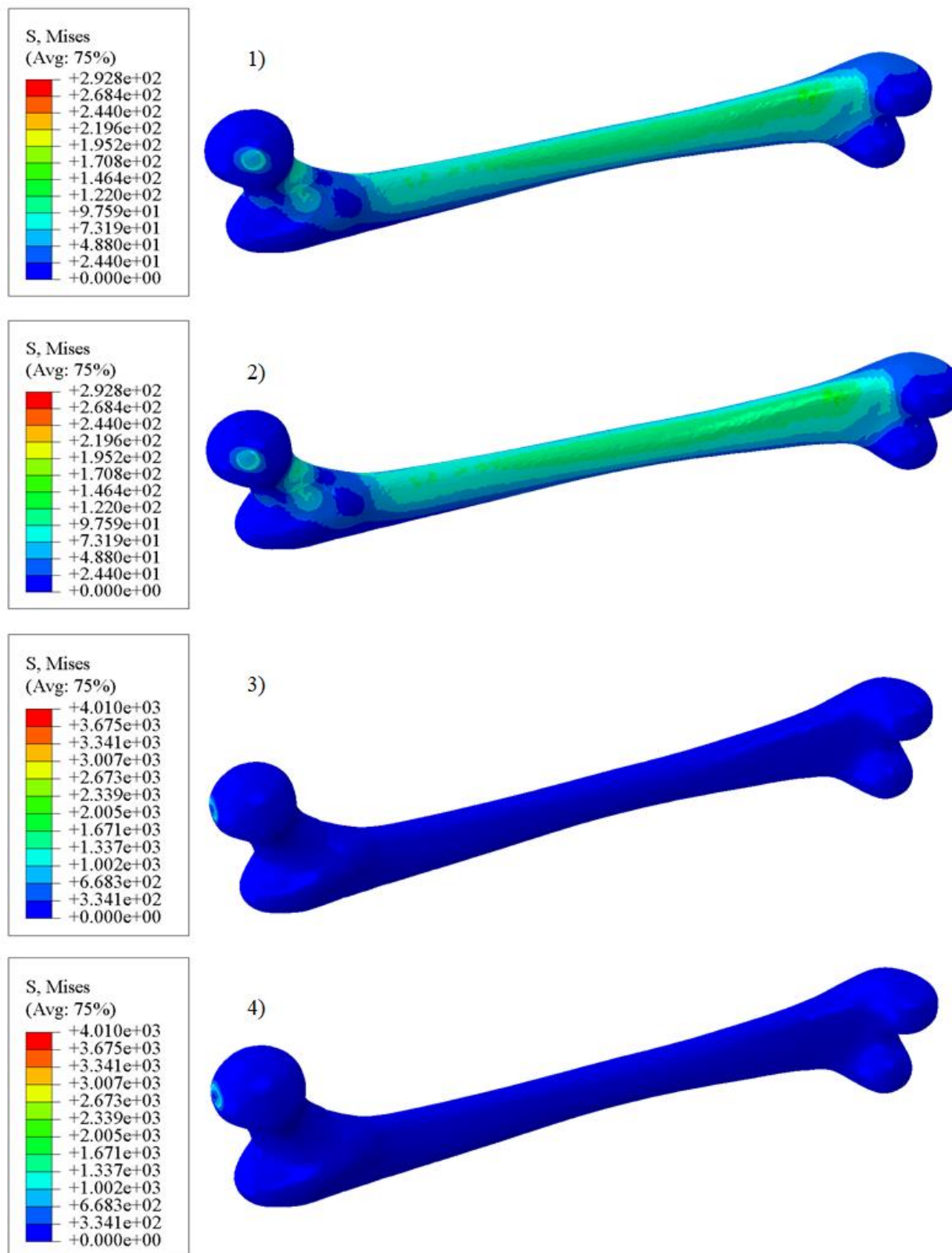
Tablica 6. Podaci o mjestu i vrijednostima najvećih von Misesovih naprezanja vijka i najvećeg pomaka vijka

Naziv simulacije	Najveće naprezanje vijka [MPa]	Mjesto najvećeg naprezanja vijka	Najveći pomak vijka [mm]	Mjesto najvećeg pomaka vijka
rezultante u točkama	603,470	sredina gornjeg desnog vijka	33,1678	vrh gornjeg desnog vijka
komponente u točkama	607,323		33,1774	
reducirano – rezultante	855,241		32,8824	
reducirano – komponente	1004,290		32,9066	

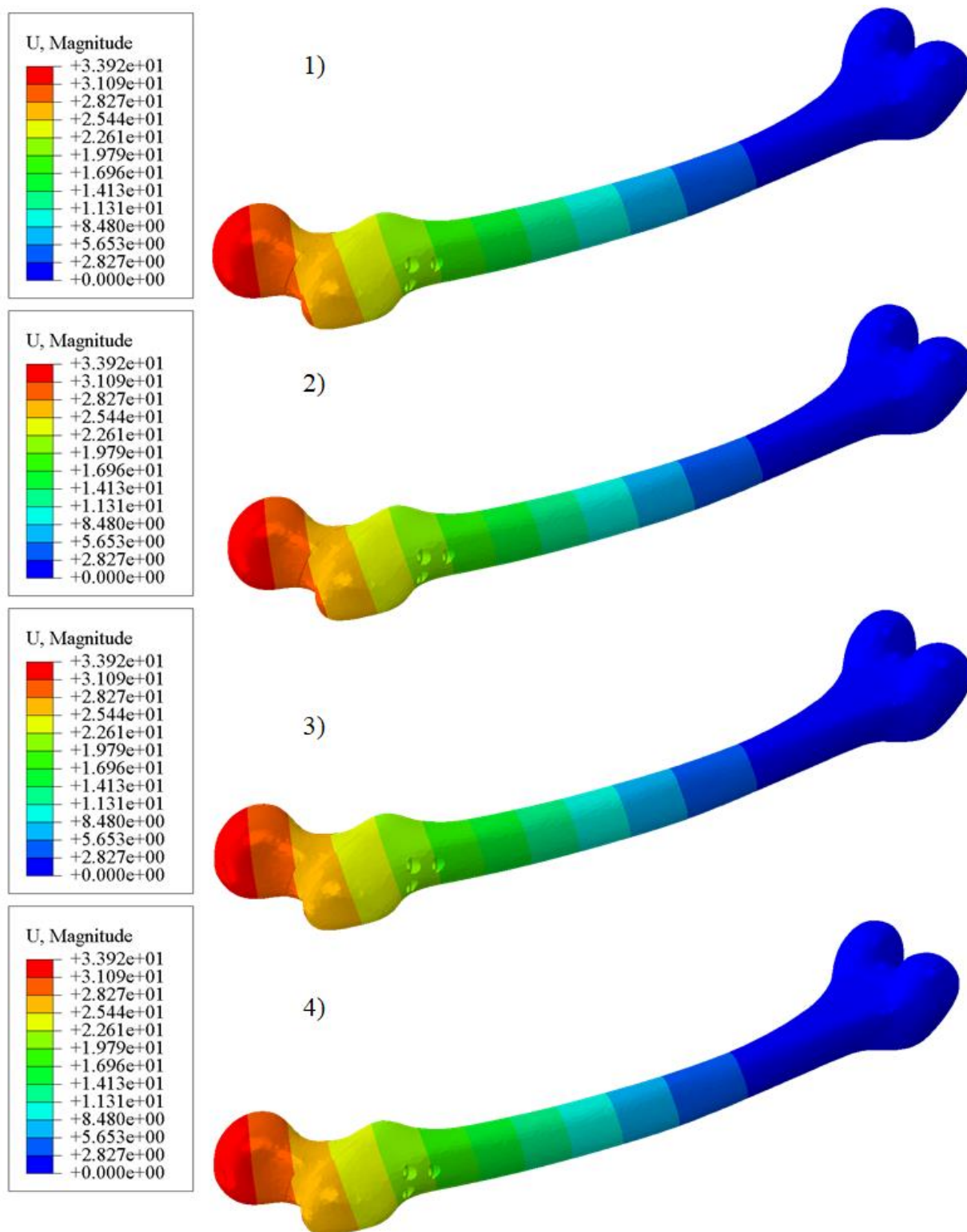
Na Slici 37. nalaze se vrijednosti naprezanja femura u MPa, a na Slici 38. vrijednosti pomaka femura u mm. U Tablici 7. nalaze se podaci o maksimalnim vrijednostima naprezanja i pomaka femura te mjesto na kojem se oni nalaze.

Tablica 7. Podaci o mjestu i vrijednostima najvećih von Misesovih naprezanja na femuru i najvećeg pomaka femura

Naziv simulacije	Najveće naprezanje femura [MPa]	Mjesto najvećeg naprezanja femura	Najveći pomak femura [mm]	Mjesto najvećeg pomaka femura
rezultante u točkama	291,982	provrt gornjeg lijevog vijka	33,9101	vrh glave femura
komponente u točkama	292,771		33,92	
reducirano – rezultante	4009,06	točka A	32,8824	
reducirano – komponente	4008,5		33,6763	



Slika 37. Von Misesova naprezanja femura: 1) rezultante u točkama; 2) komponente u točkama; 3) reducirano – rezultante; 4) reducirano – komponente



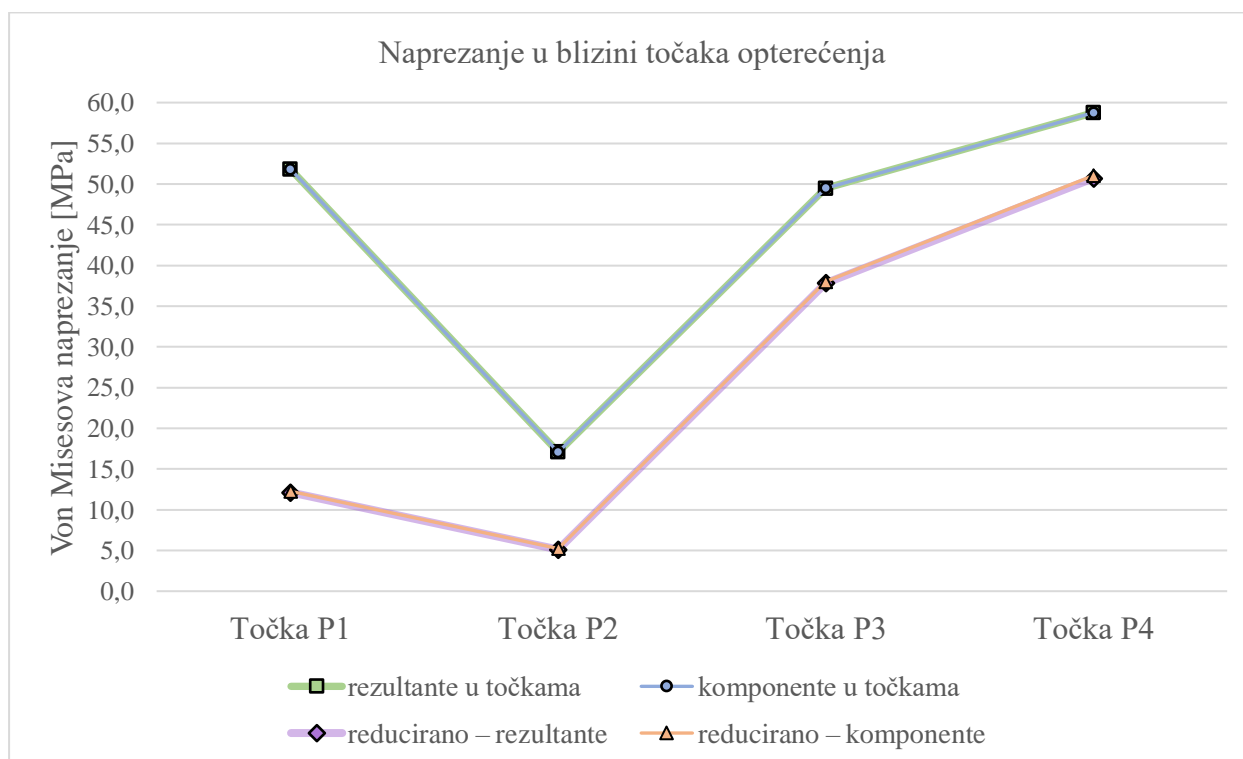
Slika 38. Pomaci femura: 1) rezultante u točkama; 2) komponente u točkama; 3) reducirano – rezultante; 4) reducirano – komponente

3.2. Analiza pomaka i naprezanja u karakterističnim točkama

U Tablici 8. i na Slici 39. nalaze se vrijednosti naprezanja u karakterističnim točkama opterećenja na kosti izražene u MPa. S obzirom da točka, odnosno čvor ne sadrži podatak o naprezanju, u tablici su prikazane vrijednosti jedne stranice elementa kojoj je karakteristična točka jedan od vrhova. U svim modelima očitane su vrijednosti za iste elemente, kako bi se zadržala jednoznačnost.

Tablica 8. Vrijednosti Von Misesovih naprezanja u točkama opterećenja u MPa

Naziv simulacije	Naprezanje [MPa]				
	Točka	Točka P1	Točka P2	Točka P3	Točka P4
	Element	17891	276521	154748	274493
rezultante u točkama		51,8217	17,0751	49,4452	58,7488
komponente u točkama		51,8187	17,0777	49,5068	58,7634
reducirano – rezultante		12,1235	5,1156	37,8480	50,7121
reducirano – komponente		12,2459	5,2353	38,0238	51,0377

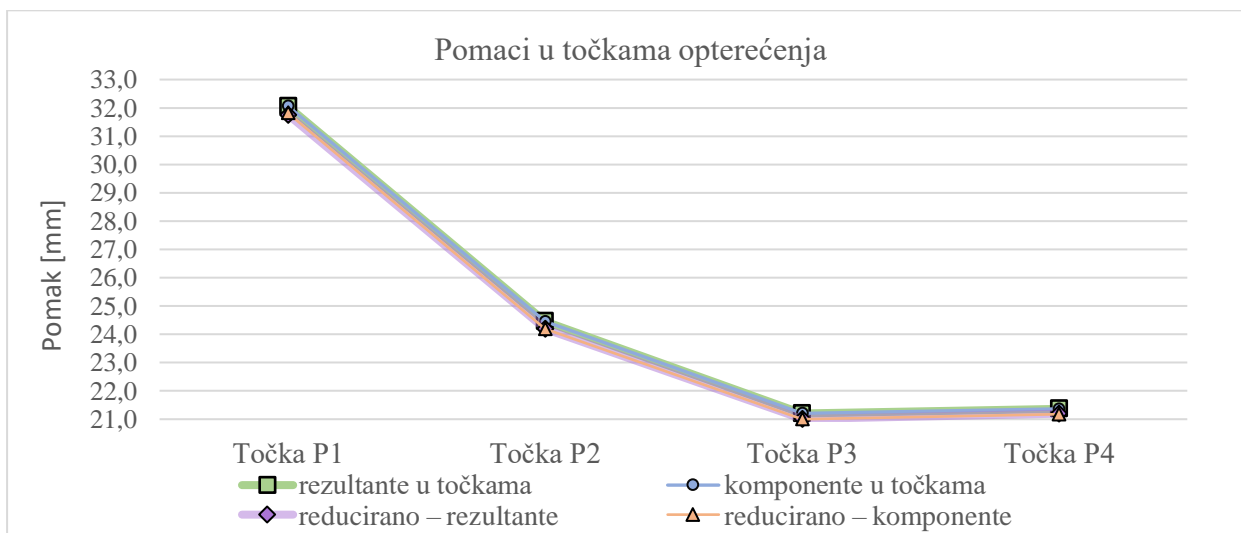


Slika 39. Von Misesova naprezanja u blizini točaka opterećenja

Tablica 9. i Slika 40. sadrže podatke o pomaku točaka opterećenja u mm. U Tablici 9. naveden je i točan broj čvora u kojem se nalazi točka opterećenja. U svim modelima očitane su vrijednosti za isti čvor, kako bi se zadržala jednoznačnost.

Tablica 9. Vrijednost pomaka točaka opterećenja

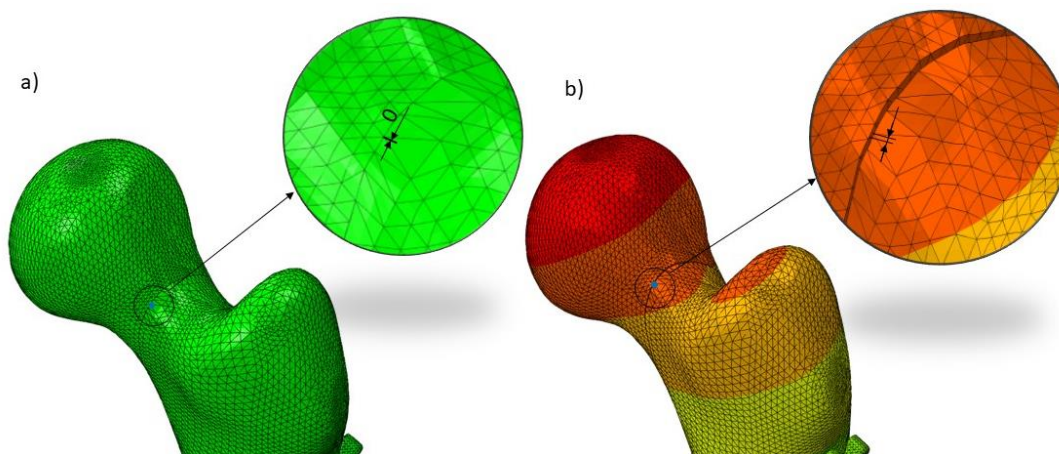
Naziv simulacije	Pomak [mm]				
	Točka	Točka P1	Točka P2	Točka P3	Točka P4
	Čvor	64	684	801	857
rezultante u točkama		32,0513	24,4615	21,2036	21,3710
komponente u točkama		32,0596	24,4635	21,2051	21,3727
reducirano – rezultante		31,7548	24,1960	21,0087	21,1967
reducirano – komponente		31,8136	24,1909	21,0000	21,1825



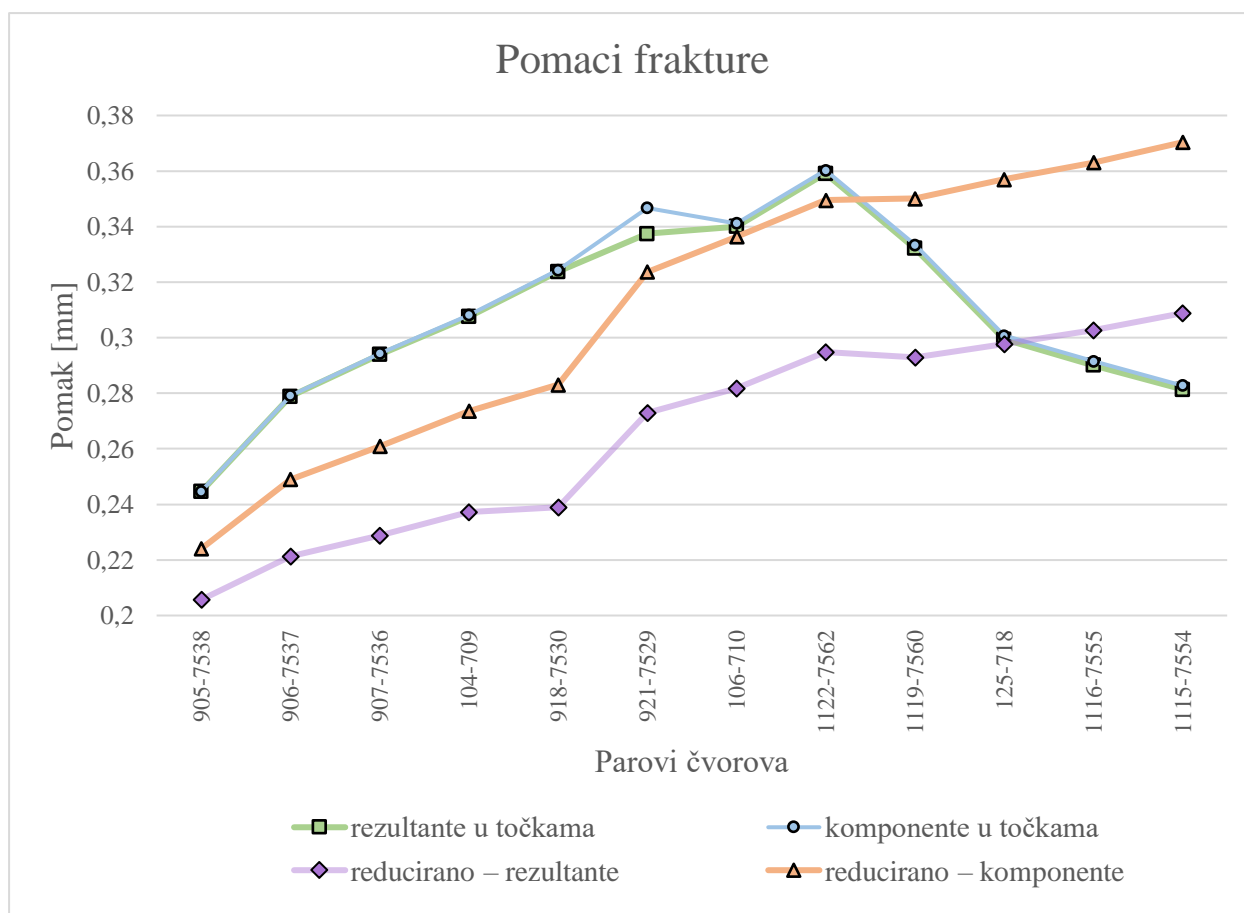
Slika 40. Pomaci točaka

3.3. Analiza pomaka frakture

Na Slici 42. nalaze se podaci o pomacima čvorova frakture na gornjem dijelu vrata femura u mm. Odabrani su čvorovi na glavi kortikalne kosti i pripadajući čvorovi na trupu kortikalne kosti te su mjerene relativne udaljenosti između njih (Slika 41.).



Slika 41. Mjerenje relativnog pomaka frakture: a) nedeformirana kost; b) deformirana kost



Slika 42. Pomaci frakture

4. RASPRAVA O REZULTATIMA

Vrijeme trajanja simulacije tri puta je kraće kada se opterećenje definira pomoću resultantnih vrijednosti u odnosu na opterećenje zadano pomoću komponenata. Trajanje simulacija kod opterećenja u karakterističnim točkama, kraće je od simulacija provedenih za reducirana opterećenja. Simulacija opterećenjem u karakterističnim točkama (rezultante), 40% je kraća od simulacije reduciranim opterećenjem u točki A, što valja uzeti u obzir ukoliko je vrijeme bitna varijabla tijekom analize.

Najveća naprezanja vijaka nalaze se uvijek na istome mjestu, odnosno na sredini gornjeg desnog vijka kao što je to slučaj i u [5]. Vrijednosti naprezanja za komponente i rezultante kod opterećenja u karakterističnim točkama ne razlikuju se značajno, dok se vrijednosti naprezanja kod reduciranog naprezanja razlikuju za otprilike 150 MPa, odnosno oko 15%. U svakoj od četiri simulacije, najveći pomak ima gornji desni vijak. Vrijednosti pomaka za opterećenje u karakterističnim točkama, razlikuju se u drugoj decimali, a vrijednosti pomaka za reducirano opterećenje u prvoj decimali, ali s obzirom da se radi o mm, možemo zaključiti da se vrijednosti pomaka neznatno razlikuju.

Naprezanje kosti, za slučaj opterećenja u karakterističnim točkama, najveće je na mjestu gdje gornji lijevi vijak dodiruje kost. Vrijednosti naprezanja redom veličine i raspodjelom odgovaraju naprezanjima iz [32], no opterećenje i rubni uvjeti u tom radu zadani su drugačije nego u ovom pa se identične vrijednosti ni ne mogu očekivati. U slučaju reduciranog opterećenja najveće je naprezanje oko točke A, što je tako zbog načina definiranja opterećenja. Vrijednost kontinuiranog opterećenja u točki A dvostruko je veća od onog najvećeg u slučaju opterećenja u karakterističnim točkama. Koncentrirane sile i momenti uzrokuju koncentracije naprezanja što vrijednosti tih naprezanja čini nerealnima. Najveći pomak femura na istome je mjestu u sve četiri simulacije (vrh glave femura), a iznos im se međusobno znatno ne razlikuje.

Naprezanja oko karakterističnih točaka i u slučaju reduciranog opterećenja i u slučaju opterećenja u karakterističnim točkama neznatno se razlikuju kada se uspoređuju vrijednosti dobivene resultantnim opterećenjem i opterećenjem po komponentama. Razlika naprezanja između opterećenja u točkama i reduciranog opterećenja značajna je, te do nje dolazi zbog toga što u slučaju reduciranog opterećenja na tom području nema aktivnih vanjskih sila, dok se u slučaju opterećenja u karakterističnim točkama upravo ovdje one i zadaju. Pomaci se neznatno razlikuju, ako se uspoređuju opterećenje rezultantom i komponentama, ali se razlikuju oko 1% ako se uspoređuju rezultati kod opterećenja u točkama i reducirano opterećenje u točki A.

Iako su maksimalni pomaci vijaka i glave femura u modelima znatno većeg reda veličine nego što se to očekuje u realnosti kod prijeloma vrata bedrene kosti, to se ne treba smatrati zabrinjavajućom činjenicom jer je cilj ovog rada bio isključivo usporediti dva mehanički jednaka slučaja opterećenja i promatrati naprezanja i pomake koji su proizašli iz njih. Model kosti je u simulacijama bio uklješten samo na strani kondila koji su u doticaju s tibijom, za razliku od realne kosti u tijelu čovjeka koja je okružena kostima zdjelice, mišićima, tetivama i ostalim mekim tkivom zbog kojih su pomaci znatno manji od pomaka dobivenih u ovom istraživanju. Također, ovako veliki (a u isto vrijeme praktički identični) pomaci iskazuju kako je model opterećen reduciranim silama i momentima zaista jednak u mehaničkom smislu kao i model opterećen silama u četiri karakteristične točke. Da su pomaci mnogo manji (reda veličine <1 mm), tada bi i sama metoda bila upitna jer se na tako malim pomacima ne bi mogla zaključiti jednoznačnost između dva mehanički jednako opterećena modela.

Vrijednosti pomaka na mjestu frakture od velikog su značaja jer o njima ovisi hoće li doći do zacjeljenja prijeloma. Izmjerene vrijednosti malih su iznosa, ali se razlikuju kada uspoređujemo reducirani slučaj opterećenja i opterećenja u karakterističnim točkama.

5. ZAKLJUČAK

Cilj ovog rada je usporedba biomehanički ispravnog načina opterećenja s uobičajenim reduciranim opterećenjem na vrhu glave femura pomoću numeričkih modela. Opterećenje je provedeno u četiri različita slučaja te su iz rezultata simulacija provedenih u računalom programu *Abaqus* izvedeni zaključci.

Bez obzira na to kako je kost opterećena, dobivaju se jednaki iznosi pomaka vijaka i kosti, što je ključno zbog toga što osteosintezom želimo postići stabilnost fragmenata koja je potrebna za uspješno koštano cijeljenje. Analiza pomaka frakture pokazuje male vrijednosti pomaka (do 0,37 mm) između glave i trupa bedrene kosti na mjestu loma. Rezultati naprezanja dobiveni u slučaju reduciranog opterećenja su veći od onih dobivenih opterećenjem u karakterističnim točkama zbog velikih koncentracija naprezanja. Koncentracije naprezanja prisutne su zbog djelovanja reduciranog momenta i reduciranih sila u točki. Iako je u ovom radu opterećenje zadano kao kontinuirano, a ne kao koncentrirana sila, koncentracije naprezanja svejedno postoje. Moguće je još napraviti simulacije s većom površinom opterećenja za izbjegavanje i dalje prisutnih koncentracija naprezanja što bi skratilo vrijeme simulacija jer bi se smanjio broj iteracija potrebnih za izračun i tada bi reducirano opterećenje bila brža opcija proračuna koja bi se mogla koristiti kada nas zanimaju samo pomaci.

Optimalan način fiksacije loma vrata bedrene kosti još uvijek ne postoji. Vrijednosti naprezanja relevantne su kod dizajniranja novih implantata stoga bi se ipak trebao koristiti slučaj opterećenja u točkama jer je pretpostavka opterećenja točnija od one u reduciranom slučaju. Poželjno bi bilo provesti dodatne simulacije opterećenja tako da se koristi drugi model kosti s istim i/ili različitim načinom fiksacije. U ovom je radu pretpostavljeno da su kosti linearno elastičan, izotropan i homogen materijal, što u stvarnosti nije slučaj i moguće je u budućim simulacijama dodatno specificirati mehanička svojstva kosti. Tijekom kreiranja modela, moguće je definirati skupine elemenata s približno sličnim svojstvima i dodijeliti im određeni modul elastičnosti koji se definira iz CT-snimke pomoću Hounsfieldovih jedinica gustoće.

Kao dodatna usporedba povedena je analiza opterećenja kada sile zadajemo kao rezultante i kada ih zadajemo kao komponente. Analizom rezultata pomaka, naprezanja i vremenskog trajanja, može se zaključiti da nema potrebe za opterećivanjem kosti pomoću komponenata opterećenja te da *Abaqus* nema problema s izvršavanjem simulacija zadanih pomoću resultantnog opterećenja, ali nije moguće u svim točkama istovremeno zadati opterećenje.

Za potrebe verificiranja rezultata, moguće je provesti eksperimentalna ispitivanja koja bi nam omogućila zadavanje opterećenja u svim točkama istovremeno. Takav bi sustav trebao biti vrlo složen, složeniji od trenutno postojećih sustava za biomehanička ispitivanja kosti, stoga je u ovom radu analiza provedena samo numeričkim putem, a rezultati su uspoređeni s dostupnim podacima iz literature.

LITERATURA

- [1] prijelom kosti. *Hrvatska enciklopedija, mrežno izdanje*. Leksikografski zavod Miroslav Krleža, 2021., <<http://www.enciklopedija.hr/Natuknica.aspx?ID=50340>>, Pristupljeno 27. 1. 2022.,
- [2] Brkić Biloš I., Čukelj P.; *Ozljede u Republici Hrvatskoj*; HZJZ, Zagreb, 2021.,
- [3] Bone Fracture Facts, *mrežno*, <<https://www.osteopharma.com/bone-fracture-facts>>, Pristupljeno 27.1.2022.,
- [4] Posebni prijelomi. *MSD priručnik dijagnostike i terapije, mrežno izdanje*. <<http://www.msd-prirucnici.placebo.hr/msd-prirucnik/ozljede-i-trovanja/prijelomi-iscasenjan-uganuca/posebni-prijelomi>>, Pristupljeno 27.1.2022.,
- [5] Zeng W., Liu Y, Hou X., Biomechanical evaluation of internal fixation implants for femoral neck fractures: A comparative finite element analysis, *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 2020;196
- [6] Heller M. O., Bergmann G., Kassi J. P., Claes L., Haas N. P., Duda G.N., Determination of muscle loading at the hip joint for use in preclinical testing, *Journal of Biomechanics* 2005;38:1155-1163,
- [7] lokomotorni sustav. *Hrvatska enciklopedija, mrežno izdanje*. Leksikografski zavod Miroslav Krleža, 2021., <<http://www.enciklopedija.hr/Natuknica.aspx?ID=37038>>, Pristupljeno 31. 1. 2022.,
- [8] koštani sustav. *Hrvatska enciklopedija, mrežno izdanje*. Leksikografski zavod Miroslav Krleža, 2021., <<http://www.enciklopedija.hr/Natuknica.aspx?ID=33428>>, Pristupljeno 31. 1. 2022.,
- [9] kost. *Hrvatska enciklopedija, mrežno izdanje*. Leksikografski zavod Miroslav Krleža, 2021., <<http://www.enciklopedija.hr/Natuknica.aspx?ID=33352>>, Pristupljeno 31. 1. 2022.,
- [10] Vinković L., *Završni rad, PMF, Zagreb, 2020.*,
- [11] Krmpotić-Nemanić, J., Marušić, A.: *Anatomija čovjeka*, Medicinska naklada, Zagreb, 2002.,
- [12] Guyton A. C., Hall J. E.: *Medicinska fiziologija*, Medicinska naklada, Zagreb, 2017.,
- [13] Posinković B., *Prijelom vrata bedrene kosti*, Školska knjiga, Zagreb, 1985.,
- [14] Podjela ljudskih kostiju, *mrežno*, <https://images.saymedia-content.com/.image/t_share/MTc0MzcwOTA2OTUxMzk0OTUw/interesting-and-surprising-facts-about-the-human-skeleton.png>, Pristupljeno 4.2.2022.,
- [15] Cullinane D. M., Einhorn T. A.: *Principles of Bone Biology; Chapter 2- Biomechanics of Bone*, Academic Press, 2002.,

- [16] Bankoff A. D. P.: Biomechanical characteristics of the bone, In Tech ,2012. <<http://www.intechopen.com/books/human-musculoskeletal-biomechanics/biomechanical-characteristics-of-the-bone>>,
- [17] Pelvis hip anatomy, mrežno, <<https://anatomy.lexmedicus.com.au/collection/pelvis-hip>>, Pristupljeno 9.2.2022.,
- [18] Ptičar A., Završni rad, MEF, Zagreb, 2017.,
- [19] Thigh, knee and popliteal fossa, mrežno, <https://www.amboss.com/us/knowledge/Thigh,_knee,_and_popliteal_fossa>, Pristupljeno 9.2.2022.,
- [20] MRI vs. CT Scan, mrežno, <<https://www.healthimages.com/mri-vs-ct-scan/#who-not-have-ct-scan>>, Pristupljeno 17.2.2022.
- [21] Adamović P., Diplomski rad, FSB, Zagreb, 2019.,
- [22] Wilber J.H. et al.: Journal of Orthopaedic Trauma, Wolters Kluwer, Hagerstown, 2018.
- [23] Bukvić N., Lovrić Z., Trninić Z.: Traumatologija, Zagreb, 2008.,
- [24] osteosinteza. *Hrvatska enciklopedija, mrežno izdanje*. Leksikografski zavod Miroslav Krleža, 2021., <<http://www.enciklopedija.hr/Natuknica.aspx?ID=45773>>, Pristupljeno 12. 2. 2022.
- [25] Jiantao L., Menglin W., Jianfeng Z., Lin H., Hao Z., Chen L., Lianting L., Ming H.: Optimum Configuration of Cannulated Compression Screws for the Fixation of Unstable Femoral Neck Fractures: Finite Element Analysis Evaluation, *BioMed Research International*, 2018;2018:Article ID 1271762,
- [26] Šantić V., Legović D., Gulan G., Lab B., Nemeč B., Matovinović D.: Koštano cijeljenje. *Medicina* 2003;40:79-83,
- [27] Šišljagić V.: Cijeljenje kosti. *Med Vjesn* 2000;32(1-4):105-109,
- [28] Rho JY, Ashman RB, Turner CH. Young's modulus of trabecular and cortical bone material: Ultrasonic and microtensile measurements. *J Biomech.* 1993;26(2):111-119,
- [29] Hoffmeister BK, Smith SR, Handley SM, Rho JY. Anisotropy of Young's modulus of human tibial cortical bone. *Med Biol Eng Comput.* 2000;38:333-338,
- [30] Zhou L, Lin J, Huang A, Gan W, Zhai X, Sun K, Huang S, Li Z. Modified cannulated screw fixation in the treatment of Pauwels type III femoral neck fractures: A biomechanical study. *Clin Biomech.* 2020;74:103-110,

-
- [31] Ten-node tetrahedral element (C3D10 and F3D10), *mrežno*, <https://web.mit.edu/calculix_v2.7/CalculiX/ccx_2.7/doc/ccx/node33.html>, Pristupljeno 13.2.2022.,
- [32] Dang K., Yang W., Zhu J., Cheng X., Wang H., Hao D., Yinuo S., Zhu Y., Zhang Y., Chen W., Zhang Q.: Titanium alloy cannulated screws and biodegradable magnesium alloy bionic cannulated screws for treatment of femoral neck fractures: a finite element analysis. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, 2021;16:511