

UNIVERZITET U BEOGRADU

MEDICINSKI FAKULTET

Dr Branislav Z. Krivokapić

**ANALIZA TRAJNOSTI BESEMENTNE
FEMORALNE KOMPONENTE
ENDOPROTEZE KUKA**

doktorska disertacija

Beograd, 2018.

UNIVERSITY OF BELGRADE

MEDICAL SCHOOL

Branislav Z. Krivokapić, MD

**A METHOD FOR PREDICTION OF NON-
CEMENTED FEMORAL COMPONENT OF
HIP PROSTHESIS DURABILITY**

Doctoral Dissertation

Belgrade, 2018.

PODACI O MENTORU I ČLANOVIMA KOMISIJE

MENTOR:

Prof.dr Zoran Blagojević, redovni profesor Medicinskog fakulteta u Beogradu, ortopedski hirurg u Institutu za ortopedsko-hirurške bolesti „Banjica“.

KOMENTOR:

Akademik Prof. Teodor Atanacković, redovni profesor Mašinskog fakulteta Univerziteta u Novom Sadu.

ČLANOVI KOMISIJE:

1. Prof.dr Zoran Bašćarević, vanredni profesor Medicinskog fakulteta u Beogradu, ortopedski hirurg na Institutu za ortopedsku hirurgiju i traumatologiju „Banjica“;
2. Doc. Dr Nemanja Slavković, docent Medicinskog fakulteta u Beogradu, ortopedski hirurg na Institutu za ortopedsku hirurgiju i traumatologiju „Banjica“;
3. Prof. dr Dora Seleši, redovni profesor Matematičkog fakulteta Univerziteta u Novom Sadu.

DATUM ODBRANE:

ZAHVALNICA

Zahvaljujem se svojim mentorima prof.dr Zoranu Blagojeviću i akademiku prof. Teodoru Atanackoviću kao i akademiku prof. Stevanu Pilipoviću koji su svojim velikim iskustvom, nesebičnim savetima i konstruktivnim idejama omogućili da u potpunosti sagledam problematiku biomehanike kuka, artroplastike kuka kao i revizione artroplastike.

Posebno bih se zahvalio svojoj porodici – supruzi Ani, sinu Vuku i ćerki Ivoni, kao i roditeljima Dragani i Zoranu na nesebičnoj podršci, razumevanju i strpljenju koji su bili neophodni prilikom izrade ove disertacije.

Izražavam punu zahvalnost kolegama i osoblju Instituta za ortopedsko-hirurške bolesti „Banjica“ na saradnji i pomoći u izradi ove disertacije.

Rezime

Uvod

Uloga ove studije je da se na osnovu matematičkog modela i četiri parametra: telesne težine, femoralnog *offset*-a, fizičke aktivnostii životnog stila, proceni trajnost femoralne komponente endoproteze kuka.

Materijal i metode

U studiju je uključeno ukupno 18 bolesnika(12 žena i 6 muškaraca), uzrasta 35–55 godina kojima je 1990. godine, na IOHB „Banjica“, ugrađena totalna endoproteza kuka, i na kojima je zatim, u istoj ustanovi, naknadno izvršena njena revizija. Kriterijumi za uključivanje pacijenata u studiju bilisu: precizna veličina i pozicija femoralnog stema, mladii aktivni pacijenti sa dobrim kvalitetom kosti, dok sukriterijumi za isključenje iz studije bili: značajana displazija kuka, bolesnici sa sistemskim bolestima i bolesnici sa značajnim preoperativnim invaliditetom.

Rezultati

Matematičkim modelom iizračunavanjem parametara na osnovu podataka za tri bolesnika, uspeali smo da predvidimo trajnost femoralne komponente endoproteze kuka za ostalih 15 bolesnika. Koristili smo Man-Vitni U test (*Mann-Whitney U test*) da bismo uporedilirezultate dobijene matematičkim modelom i stvarne rezultate trajanja endoproteze ($p=0.713$) koji su pokazaliizuzetnu preciznost matematičkog modela. Statistička analiza urađena je *Statistica* softverom (Statsoft, Dell). Prosečno trajanje endoproteze kod bolesnika ženskog pola bilo je nešto duže (240.89 meseci) u odnosu na pacijente muškog pola (199.5 meseci), ali razlika nije statistički značajna (*MWU test*, $p=0.07$). Sa druge strane, telesna težina, dnevna aktivnost i femoralni*offset* pokazalisu značajnu statističku korelaciju ($p < 0.05$). Sobzirom na statističke rezultate, došlo se do zaključka da ni godine starosti, kao ni pol, nemaju značajan uticaj na trajnost endoproteze kuka.

Zaključak

Ovom studijom smo pokazali da primena matematičkog modela, koji se bazira na individualnom pristupu svakom bolesniku, sa relativno velikom sigurnošću može predvideti trajanje endoproteze kuka kodsvakog pacijenta, sa standardnom greškom od oko 10 meseci. Merenjem femoralnog *offset*-a na RTG snimku ortoped može precizno proračunati trajnost proteze specifičnu za određenog bolesnika, na osnovu njegove fizičke aktivnosti, životnog stila i telesne težine.

Ključne reči: aseptično razlabavljenje, endoproteza kuka, artroplastika, Baskinov zakon, femoralni *offset*, telesna težina, fizička aktivnost

Naučna oblast: Medicina

Uža oblast: Rekonstruktivna hirurgija

UDK broj:

Abstract

Background

The purpose of this work is to develop a new mathematical model that can accurately predict the durability of a hip prosthesis due to the following four parameters: body weight, femoral offset, duration and intensity of daily physical activities of a patient.

Methods

We retrospectively reviewed data of 18 patients (12 female and 6 male) who underwent total hip arthroplasty in 1990 and who subsequently went on to revision surgery. The average age of patients in this study group was 38.2 years (range 35–55 years). Inclusion criteria for choosing patients were: accurate size and positioning of femoral stem, young and active patients with good bone quality, while the exclusion criteria were: significant dysplasia of the hip, patients with systemic diseases and patients with significant pre-operative functional disability.

Results

Based on mathematical model and the calculation of parameters by the data of three patients, a formula was used to calculate the predicted durability of each person's prosthesis for 15 patients to assess the compliance between predicted and actual results. The Mann-Whitney U test of ranks was performed to compare the distribution of calculated values and recorded values of the prosthesis duration, resulting in acceptance of the hypothesis of their equality ($p = 0.713$). The average duration of prostheses in female patients was slightly higher (240.89 months) than in male patients (199.5 months), but this difference did not perform as statistically significant (MWU test, $p = 0.119$). On the other hand, body mass (Q), daily exercise activity (T) and femoral offset (h) have all proven to have a statistically significant correlation ($p < 0.05$). Therefore, we can conclude

that neither age nor gender have a significant impact on the expected duration of prostheses.

Conclusion

This study demonstrates the fact that with the application of a mathematical model and the input of individualized patient information, one can confidently predict the durability of a prosthesis for an individual patient with a standard error of ca. 10 months. Once the femoral offset h is measured from the X-ray diagnostics, the orthopedist may accurately estimate the prosthesis durability for the specific patient based on the patient's life style (physical activity) and body weight.

Keywords: aseptic loosening, fatigue, hip implant, arthroplasty, Basquin's law, femoral offset, body weight, physical activity

Naučna oblast: Medicina

Uža oblast: Rekonstruktivna hirurgija

UDK broj:

SADRŽAJ

1. UVOD	1
1.1.1. Anatomija zgloba kuka	1
1.1.2. Vaskularizacija zgloba kuka	3
1.1.3. Biofizijologija zgloba kuka	6
1.1.4. Biomehanika zgloba kuka	7
1.1.5. Morfologija proksimalnog femura	13
1.1.5.1. Odnos vrata i tela butne kosti	13
1.1.5.2. Odnos Glave i vrata butne kosti	15
1.2. OSTEOARTROZA	22
1.2.1. Katabolizam hondrocita i hrskavice	22
1.2.2. Subhondralna kost i njena uloga	23
1.3. OSTEOARTROZA KUKA (KOKSARTORZA)	24
2.2.1. Biološko tumačenje nastanka osteoartroze kuka	24
2.2.2. Biomehaničko tumačenje nastanka osteoartroze kuka	25
2.2.3. Podela koskartroze	25
1.4. ALOARTROPLASTIKA KUKA	26
1.4.1. Istorijat aloartroplastike kuka	27
1.4.2. Totalana endorpoteza zgloba kuka	28
1.4.2.1. Frikcija i lubrikacija endorpoteze kuka	29
1.4.2.2. Tipovi fiksacije endorpoteze	30
1.5. Revizionna artroplastika kuka	31
1.5.1. Razlozi razlabavljenja endoproteze kuka	32
2. CILJ ISTRAŽIVANJA	36

3. MATERIJAL I METODE	37
3.1. Matematički model veze femoralnog stema i butne kosti	41
4. REZULTATI	51
5.1. Statistička validacija modela	51
5.2. Interpretacija modela	53
5.3. Ukrštena validacija modela	57
5. DISKUSIJA	61
6. ZAKLJUČCI	69
7. LITERATURA	70

1. UVOD

1.1.1 ANATOMIJA ZGLOBA KUKA

Kuk (art. *Coxae*) je zglob između bedrene i karlične kosti. To je kuglasti zglob koji povezuje glavu butne kosti (*caput femoris*) sa zglobnom čašicom karlične kosti (*acetabulum*). Na rubu zglobne čašice nalazi se fibrozno-hrskavični prsten – čašična usna (*labrum acetabulare*) koja produbljuje acetabulum za približno 21% i povećava zonu kontakta zgloba, prenoseći opterećenje za približno 28%. Unutrašnja konstrukcija zgloba kuka učvršćenaje snažnim ligamentima: *lig.orbicularis*, *lig.iliofemorale-Bertini*, *lig.ishiofemorale*i*lig.pubofemorale*. Zglob kuka je najveći zglob u ljudskom telu. Njegova funkcija je održavanje težine, balans tela u statičkom (stajanje) i dinamičkom (hodanje ili trčanje) položaju, služi za zaštitu reproduktivnog i donjeg digestivnog sistema.

Sferična glava butne kosti je sadržana u konkavnom acetabulumu karličnih kostiju, formirajući zglob kuka (21, 22, 23, 24, 25). Glava butne kosti je glatka, sferična i orijentisana unutra, naviše i napred, u odnosu na osovinu butne kosti. Predstavljena je kao dve trećine lopte koja je simetrično postavljena na vrat i sa njim gradi kolo-kapitalnu osovinu. Ponekad može imati nagib naviše i naniže, i/ili pozadi ili napred (26).

Vrat butne kosti je spljošten od napred ka nazad, u bazi je širi, a prema glavi se sužava. Ima prednju i zadnju stranu i gornju i donju ivicu. Gornja ivica vrata je široka, perforisana otvorima za prolaz krvnih sudova, i znatno je kraća ali i šira od donje ivice.

Morfološki oblik gornjeg okrajka butne kosti varira u dve ravni. U frontalnoj ravni glava i vrat butne kosti čine tup ugao koji nazivamo kolodijafizarni ugao, a normalne vrednosti ovog ugla iznose između 120° i 135°. Grade ga osovina dijafize butne kostii osovina vrata.

Zglob kuka je okružen snažnom i elastičnom zglobnom kapsulom koja omogućava širok obim pokreta ali isnažnu stabilizaciju zgloba. Kapsula kuka je ojačana snažnim vezama koje vezuju femur sa kostima koje grade acetabulum, dodatno stabilizujući kuk (Slika 1,2).



Slika 1. Koštane strukture zgloba kuka (*Netterimages.com*)



Slika 2. Kapsuloligamentarne strukture zgloba kuka (*Netterimages.com*)

Zglob kuka formira primarnu vezu između kostiju noge i kostiju gornjeg dela tela. Zbog ove funkcije, tu su smešteni najveći i najsnažniji mišići tela. U čovečjem telu postoji oko 696 pojedinačnih mišića i oni čine 40% telesne težine, a najsnažnije grupe su mišići natkolenice i glutealne regije, i oni su odgovorni za pokrete i stabilnost zgloba kuka (28, 29, 30).

1.1.2 VASKULARIZACIJA ZGLOBA KUKA

Vaskularizacija kostiju, sobzirom na funkciju i potporu koštanog sistema, od izuzetnog je značaja, te je važno podsetiti se današnjih postavki vaskularne anatomije. Aferetni vaskularni sistem tubularnih kostiju sastoji se iz sledećih glavnih arterija:

1. glavne nutritivne arterije koja kroz korteks ulazi u medularni kanal i deli se na ascedentnu i descendentnu medularnu arteriju. Obe grane dolaze do metafiza tubularne kosti;
2. metafizarnih arterija, koje ulaze u kost u predelu metafize i zajedno sa završecima dijafizarnih grana prave anastomoze;
3. epifizarnih arterija, koje predstavljaju završne grane arterija tetiva, mišića i kapsule koje se pripajaju u predelu epifiza kosti, i one u spongioznom delu epifizarne kosti čine rasprostranjenu mrežu krvnih sudova.
4. periostalnih arteriola, koje na mestima pripoja fascija, tetiva i mišića ulaze u kost, odnosno korteks, prolaze kroz Volkmanove kanale i prave anastomozu sa granama dijafizarnih i metafizarnih arterija.

Ovakva vaskularna anatomija važi za sve tubularne kosti osim za proksimalni femur. Ova razlika u vaskularizaciji zapažena je još u 19-om veku od strane Palet (*Palette*, 1820), Kupera (*Cooper*, 1823) a kasnije i drugih (Leksera (*Lexer* 1904), Musbauma (*Mussbaum*, 1924), Doana (*Doan*, 1922), Kolodnija (*Kolodny*, 1925), Volkota (*Wolcott*, 1943), Takeri (*Tucker*, 1949), Houva i sar. (*Howe et al.*, 1950) i dr.). Trueta (1957)[1–3] je dao najbolju studiju vaskularne anatomije glave butne kosti u toku rasta i ona je idanas najprihvatljivija. On je dokazao da se vaskularna anatomija u toku rasta, od rađanja pa do zrelosti, modifikuje i prilagođava, da bi se u adultnom dobu čoveka ustalila. To prilagođavanje odvija se u pet faza:

I faza – od rođenja pa do kraja trećeg meseca života u ishrani dečijeg kuka učestvuje *aa. metaphysales superiores i inferiores* i *aa. ephysales laterales*, a ponekad može učestvovati *ia. ligamenti teretis*.

I I faza – od kraja trećeg meseca života pa sve do kraja treće godine u ishrani kuka učestvuje *aa. metaphysales superiores i inferiores* i *aa. ephysales laterales*.

I II faza – od četvrte pa sve do kraja sedme godine života u ishrani kuka učestvuje jedino *aa. ephysales laterales*. U ovoj fazi života dolazi do formiranja epifizarne ploče koja stvara barijeru između epifize i metafize.

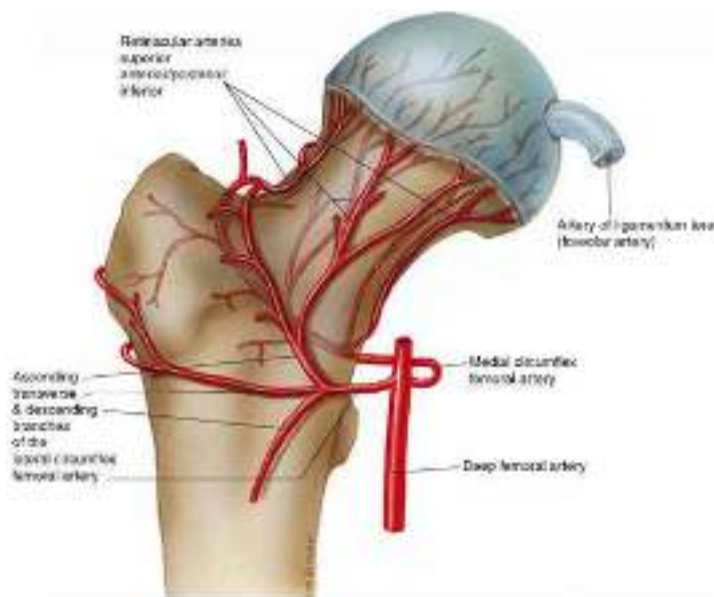
IV faza – od osme do kraja desete godine života kuk ishranjuju *aa. ephysales laterales* i *a. ligamenti teretis*. Epifizna ploča u ovom periodu i dalje predstavlja barijeru.

V faza – od jedanaeste pa do kraja petnaeste godine života završava se rast proksimalnog okrajka butne kosti i dolazi do zatvaranja epifizarne pukotine. Ponovo se uspostavlja metafizarni krvotok, tase uspostavlja definitivni krvotok glave i vrata butne kosti sa tri različite strane: *aa. epiphysales laterales*, *aa. metaphysales superiores* i *inferiores* i *a. ligamenti teretis*.

Kod odraslih, snabdevanje krvlju vrata i glave butne kosti odvija se preko sledećih arterija:

- u segmentu vrata butne kosti – *a. retinaculae*, grane *a. circumflexe femoralis medialis*, koje su smeštene u sinovijalnim plikama na zadnje-gornjem delu vrata. Među njima glavne su *a. retinaculae inferior*. Manje važne su *a. retinaculae anterior et posterior*. Sve zajedno čine međusobno razgranatu mrežu – *circulus articuli vasculosum* (W. Hunter, 1973). Najvažnije među njima su, svakako, *a. retinaculae superior*, čije završne grane ulaze u glavu sa lateralne strane kao *a. epiphysales laterales*. (Slika 3)
- u segmentu glave butne kosti:
 - a) *a. epiphysales laterales*, završne grane *a. retinaculae superiores* ulaze u glavu sa njene lateralne strane, prate „bivšu“ epifiznu ploču, dajući grane za skoro $\frac{3}{4}$ glave. Njene završne grane anastomoziraju se sa *a. epiphysales medialis* (*a. ligamenti teretis*);

- b) *a. epiphysales medialis* predstavlja kontinuitet *a. ligamenti teretis*, acetabularne grane *a. obturatorie*, ishranjujući deo glave oko *fovae centralis* i *lig. teres-a*;
- c) *a. metaphysales superiores et inferiores*, takođe grane *a. retinaculae superiores*, sudeluju u malom obimu u ishrani glave.



Slika 3. Vaskularizacija proksimalnog femura (Anderson JE: *Grant's Atlas of Anatomy*, 7th ed. Baltimore: Williams & Wilkins, 1978)

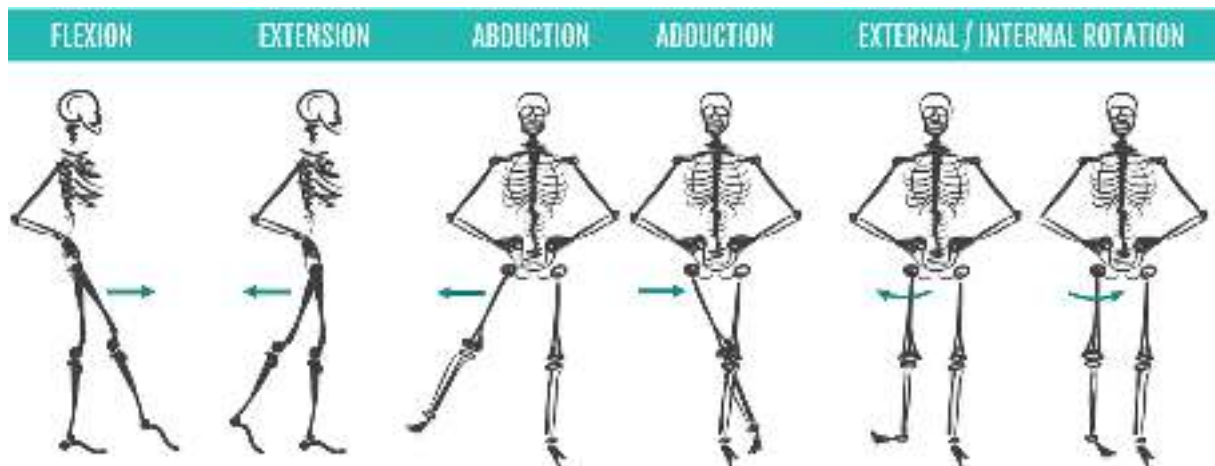
Važno je istaći da uopšte nema anastomoza između završnih nutritivnih grana femura sa metafizarnim arterijama, dok između *a. epiphysales laterales* i metafizarnih arterija postoje izvesne anastomoze koje se razvijaju posle završetka rasta, preko „bivše“ epfizarne ploče.[4]

Put venske mreže krvnih sudova identičan je putu arterijskih. Iz kapilara i sinusoida, venule, a zatim vene sve šireg promera, u svom interosealnom toku pridružuju se odgovarajućim arterijama u segmentu glave i vrata butne kosti.[1]

1.1.3 BIOFIZIOLOGIJA ZGLOBA KUKA

Zglob kuka funkcionira po tipu kugličnog zgloba, glava butne kosti, kao kugla, šeta po acetabulumu, čiji oblik odgovara toj kugli, obuhvatajući najveći deo njenog obima. Zglob je ojačan i stabilizovan snažnom zglobnom čaurom, ligamentima i jakim i masivnom muskulaturom, te su na taj način mogući pokreti u gotovo svim pravcima.

Sobzirom na to da je zglob kuka kuglastog tipa u njemu su mogući svi pokreti: fleksija, ekstenzija, abdukcija, addukcija, spoljašnja i unutrašnja rotacija. (Slika 4)



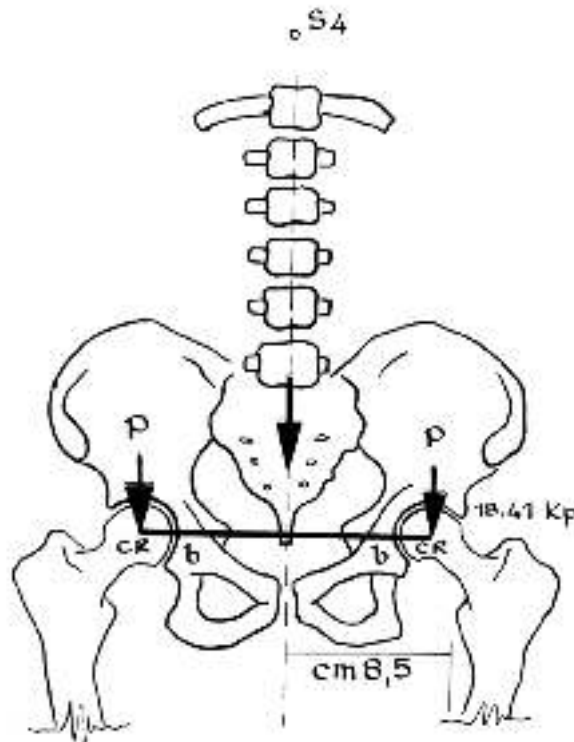
Slika 4. Fiziološki pokreti u kuku (*Sequencewiz.com*)

Ono što je specifično je da normalan zglob kuka ima obim pokreta predimenzioniran za svakodnevni život i fiziološke potrebe, a to se naročito odnosi na abdukciju i spoljašnju rotaciju. Ipak, taj „višak“ pokreta izuzetno je dobro iskorišćen, i samim tim čoveka postavlja u superioran položaj u odnosu na sva živa bića. Veći obim abdukcije daje mogućnost normalnog seksualnog života i produženja vrste, dok veći obim spoljašnje rotacije omogućava sedenje sa prekrštenim nogama. Da bi normalan hod bio moguć potrebno je da minimum obima pokreta u kuku bude 45° fleksije, spoljnje u unutrašnje rotacije oko 5–10 ° i abdukcije i addukcije oko 10°. U kombinaciji sa fleksijom u zglobukolena, navedeni obim pokreta omogućava hod tako da se u najmanjoj mogućoj meri pomeri uspravni centar gravitacije tela.

1.1.4 BIOMEHANIKA ZGLOBA KUKA

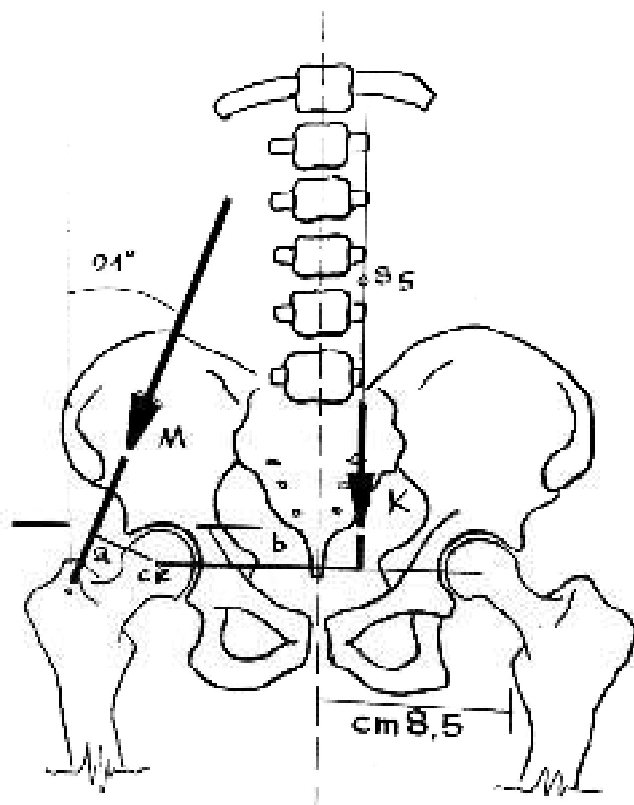
Tokom života zglob kuka je opterećen stalnim dejstvom gravitacionih i antigravitacionih sila. Mnogi autori su istraživali biomehaniku zgloba kuka, a najveće doprinose dali su Pauwels (*Pauwels*)[5] i Bombelli (*Bombelli*)[6]. Za razumevanje biomehaničkih dejstava sila na zglob kuka moraju se navesti neke osnovne postavke statičkog opterećenja kuka pri bipedalnom i monopodalnom osloncu.

Gravitacionu silu kod čoveka, pri stajanju na obe noge, čini težina tela, odnosno: glava, trup i dva gornja ekstremiteta. Tada je centar gravitacije tela u telu S4 pršljena, gravitaciona sila prolazi kroz središnji deo tela, a u horizontalnoj ravni prolazi kroz intervertebralni prostor i diskus u regiji Th. 10 – Th. 11. Iz ove tačke gravitaciona sila se deli na dva kraka, koja predstavljaju podjednako duge poluge sile koje polaze iz centra rotacije glave butne kosti (Slika 5)[4].



Slika 5. Biomehanički odnos kod bipedalnog oslonca (M.Zlatic, B.R., *Degenerativna oboljenja kuka. Hirurško lečenje*. Vol. 1. 1989, Beograd: Zavod za stručno usavršavanje i izdavačku delatnost „Beograd“. 215.)

Pri stajanju na jednoj nozi, u fazi mirovanja, značajno se menjaju biomehanički odnosi u zglobu kuka opterećene noge [5]. Centar gravitacije tela prelazi u S5 pršljen, a gravitaciona sila se pomera 2,5cm lateralno od opterećene noge. Kako bi se zadržala horizontalna pozicija karlice dolazi do kontrakcije abduktornih mišića zgloba kuka, koji sepo Fiku (*Fick*)dele u dve grupe: u prvoj su *m.tensor fasciae latae*, *m.sartorius* i *m.rectus femoris*; u drugoj grupi su *m.gluteus medius*, *m.gluteus minimus* i *m.piriformis*. Sila abduktornih mišića ima pravac upolje i dole pod uglom od 21° (Sila **M** po Pauelsu). Sila **M** deluje na centar rotacije glave opterećene noge preko poluge, a ujedno treba da kompenzuje dejstvo telesne težine pod čijom silom karlica teži da se nagne na suprotnu stranu. Sila koja deluje na centar rotacije opterećene noge može se predstaviti kroz dve sile: jedna predstavlja telesnu težinu (**K**) koja deluje vertikalno na dole, kroz centar gravitacije tela S5 pršljena, preko poluge **b**; dok druga sila predstavlja dejstvo abduktornih mišića (**M**) koja deluje preko poluge **a**. Obe sile deluju na centar rotacije glave butne kosti. Bitno je navesti da je poluga **a** za oko tri puta kraća od poluge **b**, što govori u prilog tome daje potrebna trostruko veća sila kontrakcije da bi se karlica zadržala u horizontalnom položaju, abduktorne muskulature kuka, dok je opterećenje kuka oslonjene noge četiri puta veće (Slika 6) [3].



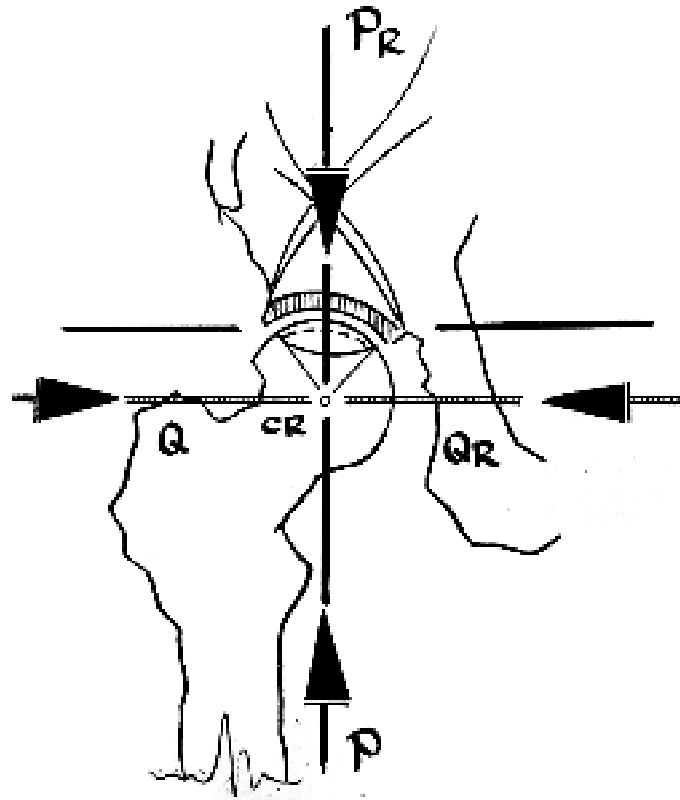
Slika 6. Biomehanički odnos kod monopodalnog oslonca (M.Zlatic, B.R., *Degenerativna oboljenja kuka. Hirurško lečenje*. Vol. 1. 1989, Beograd: Zavod za stručno usavršavanje i izdavačku delatnost „Beograd“. 215.)

ZONE OPTEREĆENJA

Zglob kuka stalno se nalazi pod opterećenjem, kako kod stajanja, tako i u hodu. Acetabularni deo kuka, koji je fiksiran, konstatno se nalazi pod opterećenjem, dok glava butne kosti, koja se pokreće i kruži u acetabulumu, prima opterećenja na različitim eksponiranim delovima, zavisno od faze hoda. Koliko koji deo kuka prima opterećenja zavisi od više faktora: anatomsko-morfoloških faktora, pravca dejstva sila opterećenja, telesne težine, mišićnih akcija, statičkih ili dinamičkih dejstava sila i dr.

Na acetabularnom delu kuka, tačnije ilijačnom delu acetabuluma, postoji zona koja uvek trpi opterećenja, ona predstavlja horizontalni artikularni deo krova acetabuluma, polumesečastog je oblika, i na predlog Pauelsa naziva se *soursil*. Sile

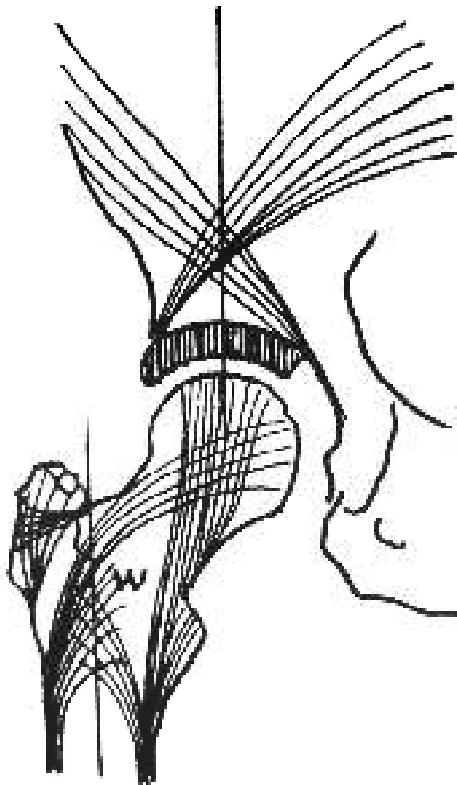
opterećenja stalnog smera prolaze kroz centar ove zone. Na radiografiji ova zona se prezentuje kao lučna, polumesečasta površina kondenzovane kosti krova acetabuluma, i predstavlja reakciju subhondralne kosti u vidu skleroze, kao odgovor artikularnog dela ilijuma na stalne stresove izazvane kompresivnim silama koje deluju na njega. U predelu ilijačne kosti, posmatrajući radiografiju, primećuje se karakterističan raspored koštanih gredica. Trajektorije koštanih gredica grade formu trougla gde bazu čini *sourcil*, a medijalnu i lateralnu stranu čine putanje koštanih gredica na gore, koje se seku i daju izgled „gotskog luka“. Nakon ukrštanja nastavljaju put, lateralne upolje i gore, a medijalne unutra i gore, prema sakroilijačnom zglobu. Mesto ukrštanja koštanih gredica je iznad *sourcil*-a i daje karakterističan izgled sužavanja peščanog sata (Slika 7).



Slika 7. *Sourcil* acetabuluma i peščani sat trajektorija koštanih trabekula (M.Zlatic, B.R., *Degenerativna oboljenja kuka. Hirurško lečenje*. Vol. 1. 1989, Beograd: Zavod za stručno usavršavanje i izdavačku delatnost „Beograd“. 215.)

U predelu glave butne kosti deo glave koji se nalazi naspram zone opterećenja acetabuluma naziva se zona opterećenja glave butne kosti. Zona opterećenja glave butne kosti menja se pri hodu. Sile pritiska deluju na glavu, preko sinovijalne tečnosti, distribuiraju se po obodu glave butne kosti, pa se usmeravaju prema njenom centru rotacije.

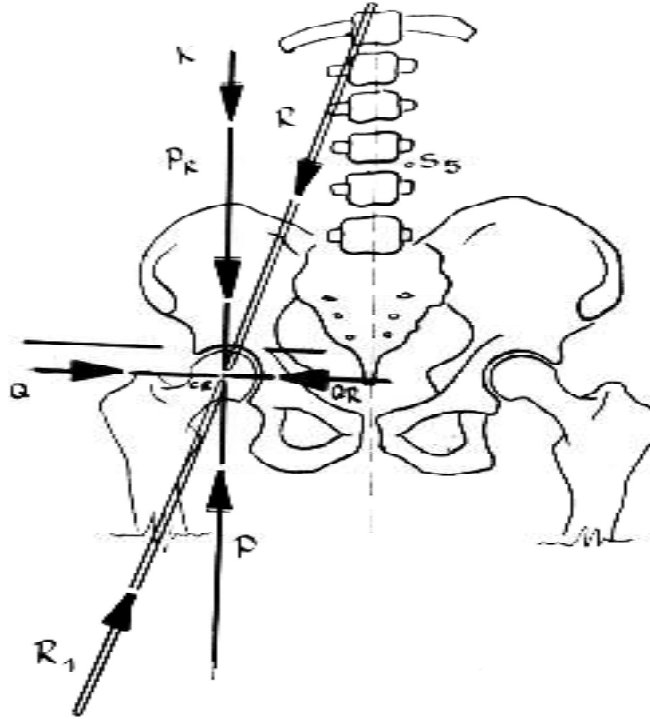
Kompresivne sile se preko glave i vrata butne kosti prenose na proksimalni deo femura. Delovanjem ovih, ali i tenzionih sila, stvara se karakterističan raspored koštanih trajektorija u predelu glave i vrata butne kosti. Dolazi do formiranja tenzionih i kompresivnih koštanih gredica koje međusobno grade najslabiji deo vrata, tzv. Vardov trougao (*Ward's triangle*) (Slika 8).



Slika 8. Koštane gredice u predelu glave i vrata butne kosti, Vardov trougao (M.Zlatic, B.R., *Degenerativna oboljenja kuka. Hirurško lečenje*. Vol. 1. 1989, Beograd: Zavod za stručno usavršavanje i izdavačku delatnost „Beograd“. 215.)

Jedan snop trajektorija koštanih gredica ide sa unutrašnje i donje strane glave butne kosti prema napred, spolja i gore, prema donjem rubu vrata, i dalje ka velikom trohanteru. Drugi snop trajektorija, ide sa spoljašnje i gornje strane glave, prema donjem rubu vrata butne kosti i malom trohanteru. Koštane gređice u ovoj regiji su stalno izložene sili opterećenja, kompresivnim i tenzionim silama i trpe promene. U njima dolazi do mikrofraktura i spontane osteogeneze, ali uvek su u celini i prenose gravitacione sile od glave, preko vrata do dijafize butne kosti.

Zglob kuka konstantno je izložen dejstvima različitih sila. Gravitacione i mišićne sile, kojima je zglob kuka izložen, pridružuju se i antigravitacione sile (dejstvo tla na kome čovek stoji). One su jednake po jačini dejstva ali suprotne po smeru i nazivaju se ekvilibrantne sile. Rezultna dejstva gravitacione sile (težine tela i abduktorne muskulature) je sila **R_i**, koja može da se podeli na dve komponente: vertikalna sila **P_r** – koja gura karlicu nadole, i horizontalna sila **Q_r** – koja gura glavu butne kosti upolje, smicajuća sila. Antigravitaciona, ekvilibrantna sila je **R₁**. Ona predstavlja silu tla i takođe se može podeliti na dve komponente: silu vertikalnu nagore **P** – koja je jednaka po veličini ali suprotna po smeru od sile **P_r**, i na horizontalnu silu **Q** – koja je suprotnog smera, ali jednaka po jačini sile **Q_r**, i ona gura glavu butne kosti unutra u acetabulum (Slika 9).



Slika 9. Sile dejstva na zglob kuka (M.Zlatic, B.R., *Degenerativna oboljenja kuka. Hirurško lečenje.* Vol. 1. 1989, Beograd: Zavod za stručno usavršavanje i izdavačku delatnost „Beograd“. 215.)

1.1.5. MORFOLOGIJA PROKSIMALNOG FEMURA

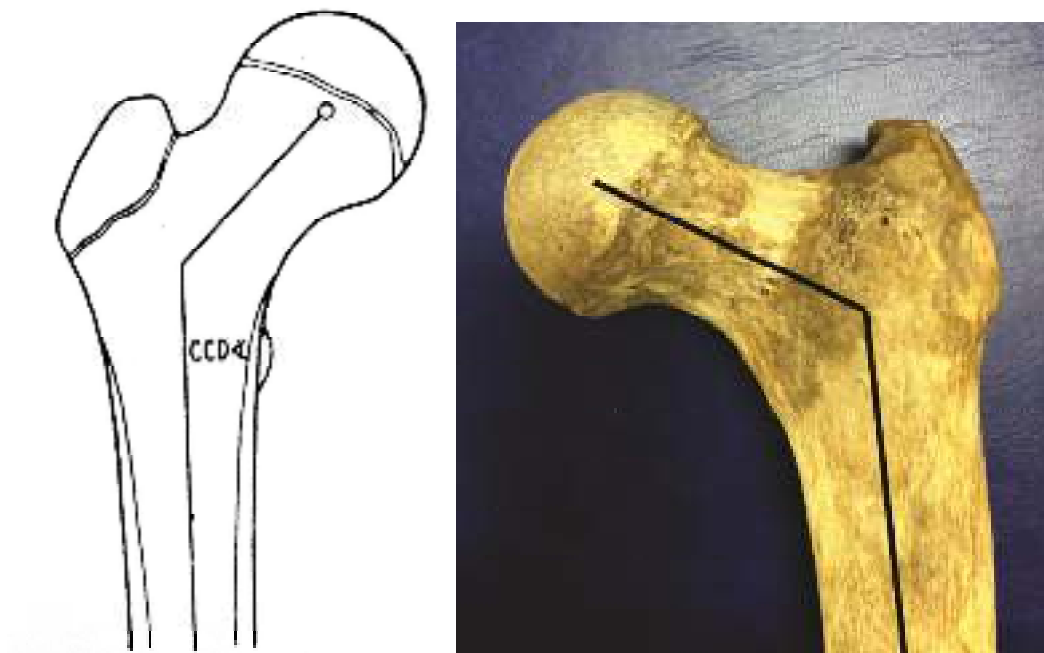
Morfologiju proksimalnog okrajka butne kosti predstavljaju anatomske odnose između vrata i glave butne kosti. Odnosi u ovom delu su jako bitni i važni za biomehaničku ulogu, kao i razvoj osteoartroze. Abnormalni odnos između glave i vrata butne kosti jedan je od najbitnijih uzroka za destrukciju zgloba i nastanak osteoartroze [7–10].

1.1.5.1 Odnos vrata i tela butne kosti

Odnos ovih elemenata definiše se na osnovu sledećih parametara:

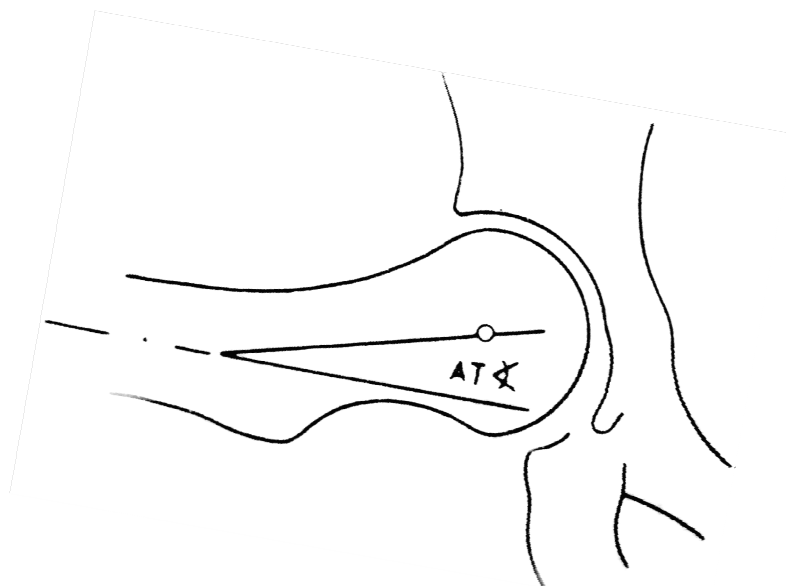
1. odnos dijafize i vrata butne kosti je kolodijafizarni ugao (CD), koji se meri na radiografiji kuka u anteroposteriornoj (AP) projekciji. Ovaj ugao gradi presek

linije osovine tela butne kosti i središnje linije vrata. Normalne vrednosti ovog ugla se kreću u opsegu od 125° – 135° , najčešće oko 129° (Slika 10);



Slika 10. Kolodijafizarni ugao CD (Marko D. Mladenović: Uloga hirurških procedura u prevenciji i lečenju osteoartroza kuka nastalih morfološkim promenama vrata butne kosti)

2. verzija vrata butne kosti predstavlja ugao torzije vrata. Ovaj ugao grade zamišljene linije koje čine presek osovine vrata i transkondilarne linije. Ugao se meri na profilnom snimku proksimalnog femura. Najčešće se vrat butne kosti uvrće napred i to je anteverzija. Ugao u proseku iznosi 12° (10° – 20°), a ukoliko postoji uvrtnje unazad, to se naziva retroverzija vrata butne kosti (Slika 11).



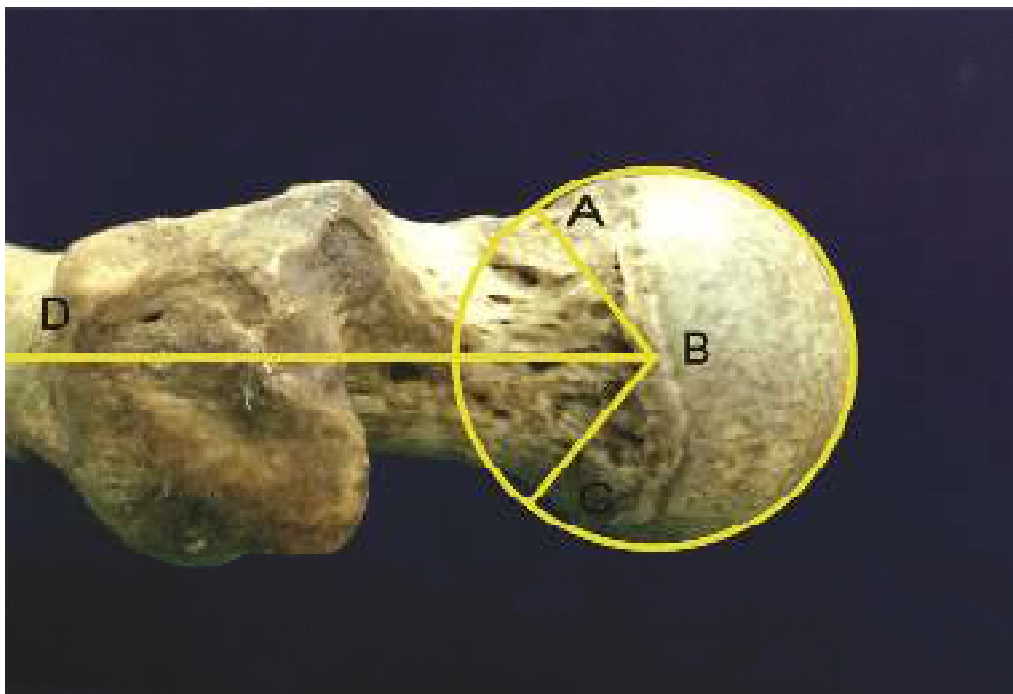
Slika 11. ATugao torzije (anteverzije) vrata butne kosti (Marko D. Mladenović: Uloga hirurških procedura u prevenciji i lečenju osteoartroza kuka nastalih morfološkim promenama vrata butne kosti)

1.1.5.2 Odnos glave i vrata butne kosti

Ovaj odnos definišu sledeći parametri:

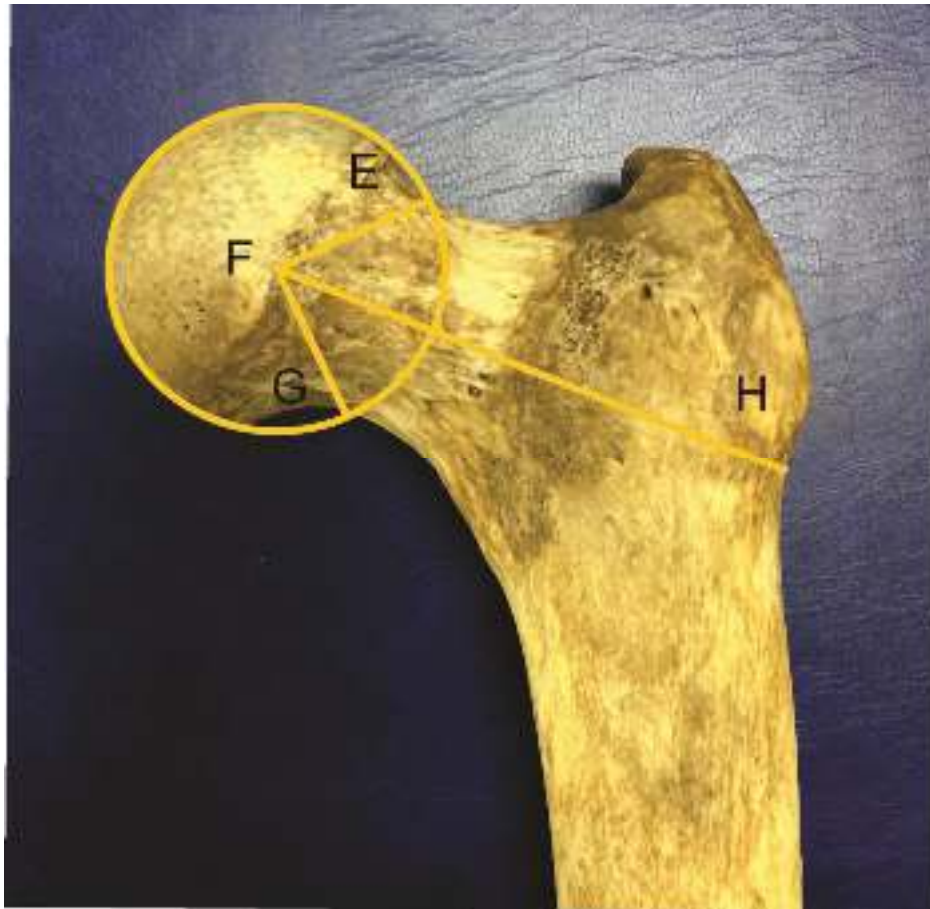
1. parametar konveksiteta glave butne kosti određuje sferičnost glave na njenom spoju sa vratom. Postoje četiri mere koje je definisao Nocli (*Notzli*)[11]. Normalne vrednosti ovih uglova su oko 45°;

Ugao alfa i beta u profilnoj projekciji kuka (Slika12)



Slika 12. Tačka B je centar rotacije femoralne glave. Tačka A je tačka gde se nalazi kortikalna površina spoja glave i vrata butne kosti. Linija BD je osovina vrata butne kosti. Ugao između linija AB i BD je *alfa* ugao. Ugao između linija BC i BD je *beta* ugao. (Marko D. Mladenović: Uloga hirurških procedura u prevenciji i lečenju osteoartroza kuka nastalih morfološkim promenama vrata butne kosti)

Ugao *gama idelta* u anteroposteriornoj projekciji kuka (Slika 13).

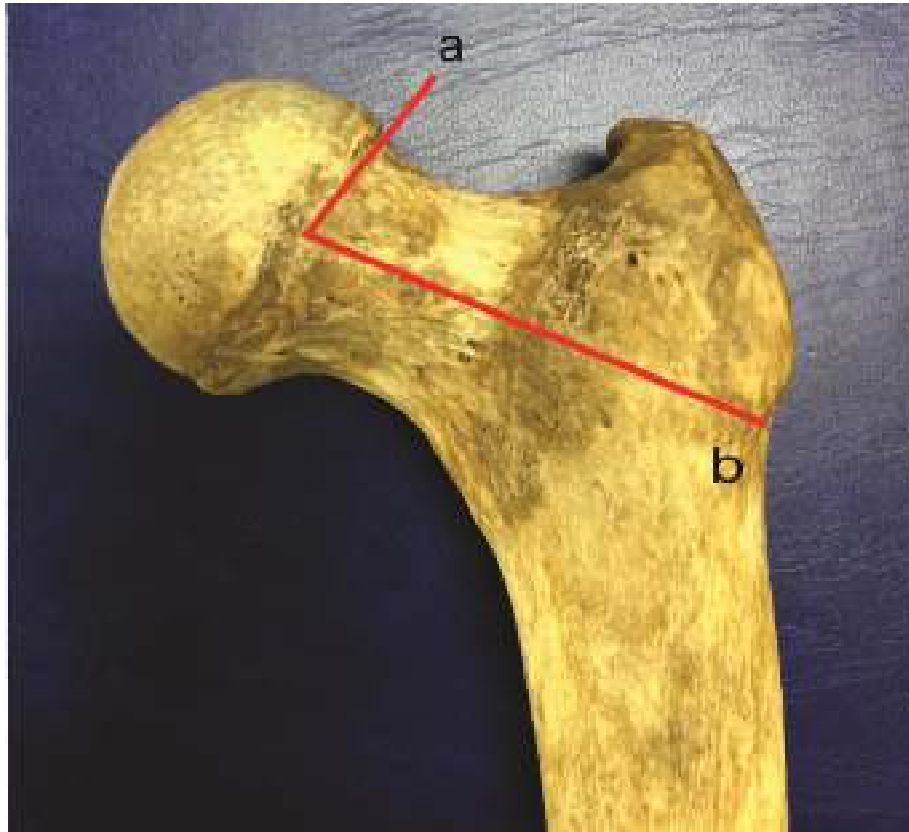


Slika 13. Tačka F je centar rotacije glave butne kosti. Tačka E je tačka gde je kortikalna površina spoja glave i vrata butne kosti. Linija FH predstavlja osovinu vrata butne kosti. Ugao između linija EF i FH je ugao *gama*. Ugao između linija FG i FH je ugao *delta*. (Marko D. Mladenović: Uloga hirurških procedura u prevenciji i lečenju osteoartroza kuka nastalih morfološkim promenama vrata butne kosti)

Ukoliko su uglovi alfa, beta, gama i delta veći, to je znak da je odnos glave i vrata butne kosti manje konveksan.

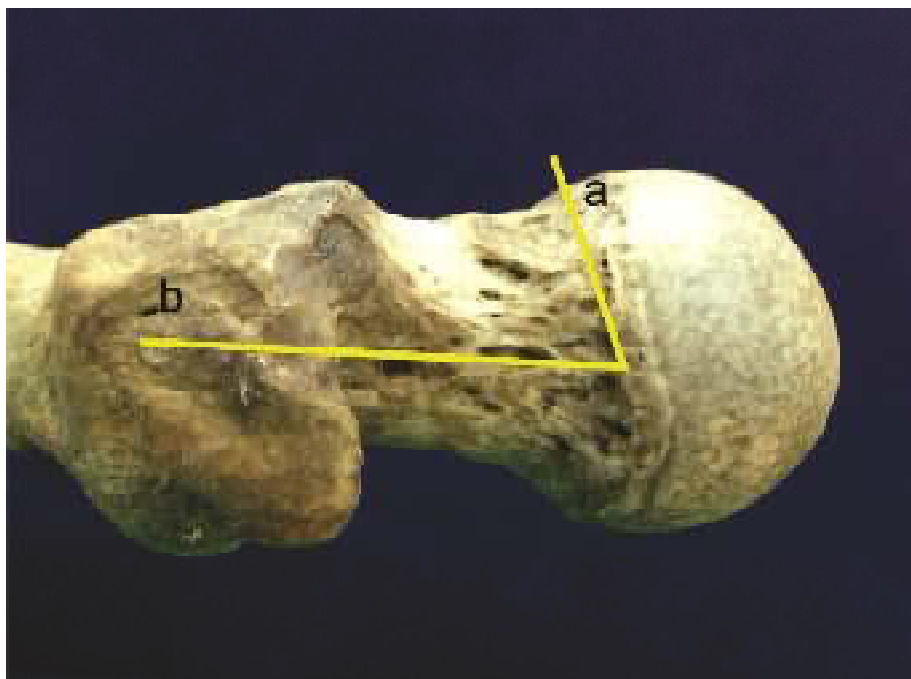
2. Rotaciono pomeranje glave butne kosti je veoma česta pojava i može da se sretne i kod zdravih osoba, ali sa blagim stepenom rotacije. Izdvajaju se dva epifizealna ugla koja definišu rotaciju glave butne kosti u odnosu na vrat:

- a. anteroposteriorni epifizni ugao, koji grade linija osovine vrata butne kosti i linija koja predstavlja nekadašnju epifizealnu ploču rasta u AP projekciji. Normalna vrednost ovog ugla je do 90° (Slika 14);



Slika 14. AP epifizealni ugao je ugao između linija a i b. (Marko D. Mladenović: Uloga hirurških procedura u prevenciji i lečenju osteoartroza kuka nastalih morfološkim promenama vrata butne kosti)

- b. lateralni epifizealni ugao, predstavlja isti ugao sa dve iste linije samo u profilnoj projekciji kuka (Slika 15).



Slika 15. Lateralni epifizealni ugao je ugao između linija a i b (Marko D. Mladenović: Uloga hirurških procedura u prevenciji i lečenju osteoartroza kuka nastalih morfološkim promenama vrata butne kosti)

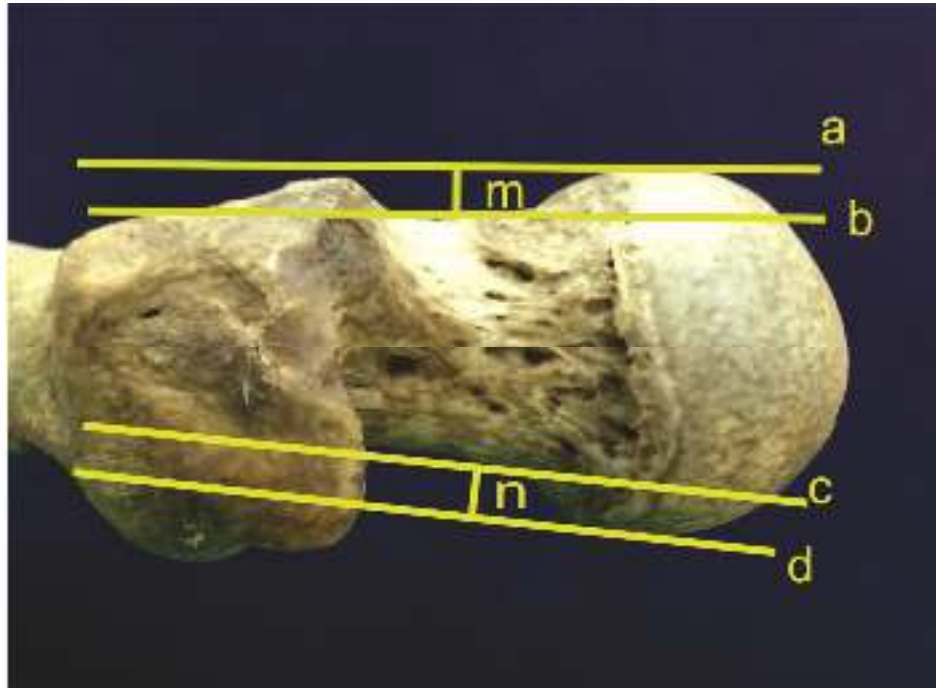
Ako su pomenuti uglovi veći od 90° , onda je glava butne kosti u addukciji, odnosno retroverziji. Ako su uglovi manji od 90° , onda je glava butne kosti u abdukciji, odnosno anteverziji.

3. parametar translacije glave butne kosti predstavlja poziciju glave u odnosu na vrat butne kosti. Najčešće je glava butne kosti postavljena centralno, pa osovina vrata butne kosti prolazi kroz osovinu glave, kroz njen centar, ali se takođe viđaju varijacije gde glava butne kosti može biti translirana gore, dole, napred, nazad ili kombinovano.

Normalan, ali ipatološki anatomski odnos glave i vrata butne kosti, definišu četiri *offset* parametra. [10]

Na profilnoj projekciji proksimalnog okrajka butne kosti (Slika 16):

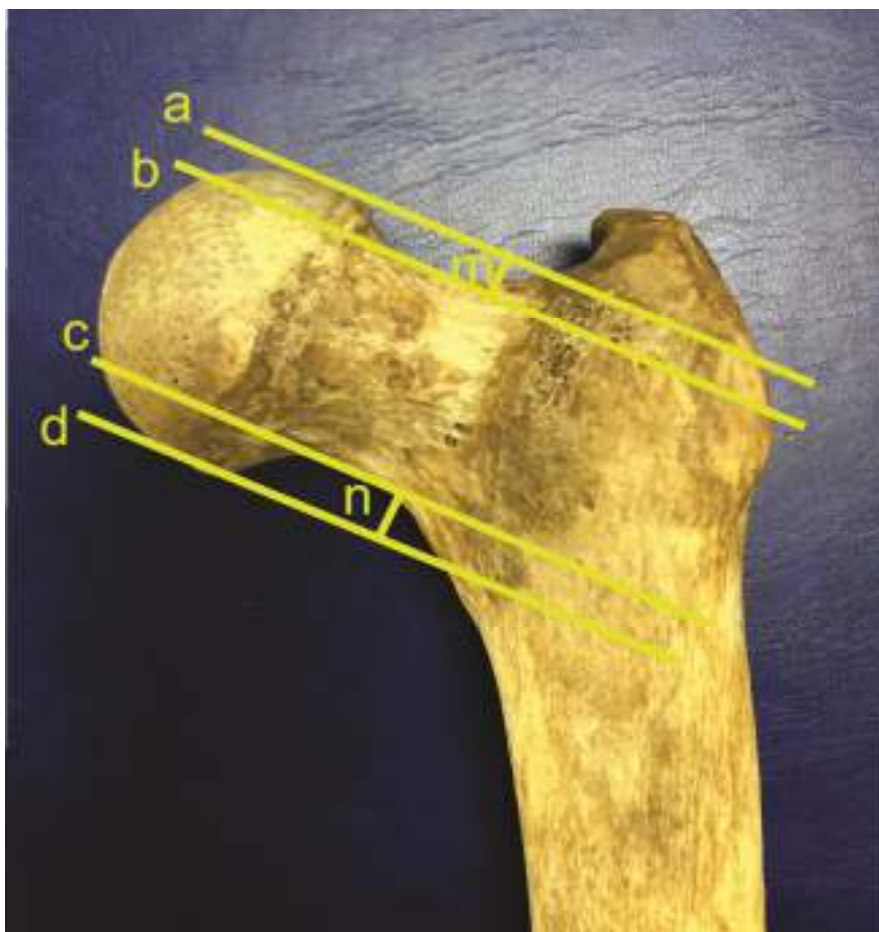
- anteriornioffset(AOS)
- posteriornioffset(POS)



Slika 16. AOS je vertikalno rastojanje m koje se nalazi između linija a i b, koje predstavljaju tangentu na najkonveksniji, odnosno najkonkavniji deo glave butne kosti sa njene prednje strane. POS je vertikalno rastojanje n koje se nalazi između linija c i d, koje definišu iste parametre glave, samo sa zadnje strane. (Marko D. Mladenović: Uloga hirurških procedura u prevenciji i lečenju osteoartroza kuka nastalih morfološkim promenama vrata butne kosti)

Na anteroposteriornoj projekciji proksimalnog okrajka butne kosti (Slika17):

- superiornioffset(SOS)
- inferiornioffset(IOS)



Slika 17. SOS je vertikalno rastojanje m koje se nalazi između linija a i b, koje predstavljaju tangentu na najkovenksniji odnosno najkonkavniji deo glave butne kosti sa njene gornje strane. IOS je vertikalno rastojanje n koje se nalazi između linija c i d, koje definišu iste parametre glave, samo sa donje strane. (Marko D. Mladenović: Uloga hirurških procedura u prevenciji i lečenju osteoartroza kuka nastalih morfološkim promenama vrata butne kosti)

Kada se navedeni parametri AOS/POS i SOS/iOS stave u međusobni odnos dobijaju se tzv. *Offset* indeksi i oni predstavljaju translaciono pomeranje glave butne kosti u odnosu na vrat u sagitalnoj, odnosno frontalnoj ravni. Normalne vrednosti *offset* indeksa su 0,80–1,20. Ako je *offset* indeks veći od 1,20, onda je glava butne kosti translirana gore

i/ili napred, dok vrednosti *offset* indeksa niže od 0,80 ukazuju na to da je glava butne kosti translirana dole i/ili pozadi.

1.2. OSTEOARTROZA

Osteoartroza je jedno od najčešćih oboljenja zglobova i uglavnom se javlja u starijoj životnoj dobi, mada može da se javi i kod mlađih pacijenata. Bolest je podjednako zastupljena i kod muškaraca i kod žena i karakterišu je progresivna degeneracija zgloba i propadanje hrskavice, koja dovodi do oštećenja funkcije, kao i pojave bola [12].

Hrskavica predstavlja strukturu koja se nalazi na površini kostiju koje učestvuju u formiranju zgloba. Ona predstavlja amortizer stresa, ali ovu važnu funkciju ne može obaviti bez aktivne pomoći periartikularnih mišića i pasivne pomoći subhondralne kosti. Hipotrofija, slabost gluetalne muskulature i natkolene muskulature je važan faktor rizika za nastanak osteoartroze kuka i kolena. Takođe, promene u zglobnoj hrskavici praćene su promenama u subhondralnoj kosti (osteoskleroza, subhondralne ciste sa znacima osteocitne i medularne nekroze), reaktivnim promenama na ivicama zgloba– formiranje osteofita i, ređe, inflamatornom reakcijom u sinovijalnoj membrani.

Osnovni mehanizam propadanja hrskavice u osteoartrozi je i dalje enigma. Utvrđena je moguća veza osteoartroze sa dugim stajanjem, prekomernim opterećenjem. Takođe razvoju osteoartroze i propadanju hrskavice doprinose i biološki manje vredna zglobna tkiva, forma i oblik koštanih okrajaka koji grade zglob, morfološke promene i veća odstupanja od anatomskih karakteristika normalnog zgloba, sinovija, subhondralna kost, kapsula, ligamenti i periartikularna muskulatura [13].

1.2.1. Katabolizam hondrocita i hrskavice

Osteoartroza počinje aktivacijom hondrocita i poremećajem metabolizma, kada započinje proces destrukcije i enzimske hidrolize makromolekularnog matriksa [14]. Početak destrukcije hrskavice nastaje poremećajem ravnoteže između anaboličkih i kataboličkih aktivnosti hondrocita. Različiti faktori kao što su faktori rasta i citokini, mogu narušiti integritet strukture matriksa, što inicira destrukciju hrskavice. U takvim

uslovima, hondrociti sintetišu abnormalne konstituente matriksa[15]. Nakon inicijalne destrukcije hrskavice dolazi do formiranja degradativnih proizvoda organskih makromolekula matriksa hrskavice koji aktiviraju mehanizme inflamacije u sinovijalnoj ovojnici. Zapaljenju sinovijalne ovojnice doprinose i kristali hidroksiapatita i kalcijum-pirofosfata. Dolazi do aktivacije sinovijalnih fibroblasta koji su glavni izvor citokina, glavnih medijatora destrukcije zglobne hrskavice, remodeliranja subhondralne kosti kao i stvaranja osteofita. Citokini potom pokreću ekspresiju brojnih proteina i enzima i tako počinje progresivna destrukcija hrskavice. Navedenim procesom sinovijalna tečnost i membrana trpe promene, nastaje smanjenje elastičnosti što umanjuje lubrikaciju i zaštitu hrskavice [15, 16]. U ovakvoj novonastaloj sredini povećava se nivo faktora rasta i njegovih antagonista, gremlina i folistatina[17]. Dolazi do aktivacije hondrocita, proliferacije i sinteze matriksa: proteoglikana, kolagena i hijalurona. Novostvorene komponente matriksa su drugačije, manje vredne i hrskavica u celini gubi svoja biomehanička svojstva, što dovodi do progresivne osteoartroze koja je neminovnost. Hipertrofijska reparacije zglobne hrskavice je karakterističan znak rane osteoartroze. Osteoartroza predstavlja proces, gde dolazi do aktivacije homeostatskih regulatornih mehanizama u odgovoru na egzogene i druge činioce unutrašnje sredine, koji nisu dovoljno poznati.

1.2.2. Subhondralna kost i njena uloga

Subhondralna kost se nalazi ispod hrskavice, za ostatak kosti se vezuje svojom kalcificiranom zonom i predstavlja drugu zonu koja se odupire stresu.

Na silu stresa, u zglobu kuka inicijalno reaguje zglobna hrskavica a potom i subhondralna kost, nakon toga dolazi do nastanka elastične deformacije, kako bi se podudarnost zglobnih površina povećala i na taj način smanjila stres. Kada dođe do opterećenja zgloba, ekstracelularni matriks se komprimuje i dolazi do istiskivanja vode iz njega. Ako je ovo opterećenje konstatntno (povećana telesna težina) ili dolazi do opeterećenja zgloba naporom: trčanje, skakanje dugo stajanje na nogama, dolazi do dehidracije i posledičnog prevremenog oštećenja hrskavice.

Uloga subhondralne kosti je naročito od velikog značaja u uslovima povećanog opterećenja zgloba. Hronična ili periodična opterećenja dovode do pojave trabekularnih mikrofraktura. Broj mikrofraktura i njihovo zarastanje, kalusnog tipa, imaju za posledicu smanjenje elastičnosti subhondralne kosti, koje direktno utiču na njenu ulogu pasivnog zaštitnika zgloba.

Poslednjih godina postoje saznanja o definisanju koštanog edema koji se identifikuje na magnetnoj rezonanci, a koji se smatra najranijim znakom osteoartroze, iako postoje mišljenja da su promene u subhondralnoj kosti posledica promena u zglobnoj hrskavici[18–20].

1.3. OSTEOARTROZA KUKA (KOKSARTROZA)

Koksartroza predstavlja degenerativno oboljenje zgloba kuka i jedno je od najčešćih degenerativnih oboljenja kod odraslih osoba. Učestalost koksartroze raste tako da do 50. godine života oko 5% populacije boluje od koksartroze, između 50-te i 70-te godine života ovo oboljenje je prisutno u oko 25% populacije, dok je kod ljudi starijih od 70 godina rizik oboljevanja od koksartroze oko 70%[21]. Koksartroza predstavlja kompleksan problem i multifaktorijalno oboljenje gde faktori udruženi ili samostalni mogu dovesti do degenerativnog oboljenja kuka. Patogeneza degenerativnih promena se može tumačiti na osnovu bioloških ili mehaničkih faktora, dok treći koncept uzima u obzir oba faktora.

1.3.1. Biološko tumačenje nastanka osteoartroze kuka

Najstarije tumačenje koksartroze je dao Harison (*Harrison*), na osnovu biološke patogeneze[22]. Teorija je bazirana na hiperplaziji intraosalnih arterija u glavi butne kosti koje dovode do remodelacije artikularnih površina, što posledično dovodi do promene na zglobnim okrajcima njihove inkongruencija (zone nekroze i osifikata) što izaziva bol. Remodelacija je aktivnija u starijoj životnoj dobi i najviše je izražena u zonama opterećenja, a degenerativne promene najverovatnije objašnjava proliferacija krvnih sudova pri obnovi subhondralnog tkiva.[23–25]. Paradoksalno je da je u ovom slučaju glava butne kosti prepunjena krvlju, a dolazi do nekroze. Razlog nastanka ovog fenomena je blokiran odvod venske krvi iz glave butne kosti, što dovodi do povećanog intraosalnog

pritiska, a potom i strukturalnih promena u subhondralnom spongioznom koštanom tkivu. Uprkos višku krvi, bez dovoljne oksigenacije za ishranu tkiva dolazi do nastanka ishemije[26, 27].

1.3.2. Biomehaničko tumačenje nastanka osteoartroze kuka

Pauels i Bombeli (*Pauwels and Bombelli*) su prvi postavili biomehanički kocept patogeneze osteoartroze kuka [6]. Njihov koncept se bazira na rezultatu uzajamnih dejstava sila koje deluju na kuk, detaljno obrađenog u predhodnom poglavlju. Postoje aktivni i pasivni faktori koji utiču razvoj koksartroze. Od pasivnih faktora najbitniji su: telesna težina, oblik glave butne kosti, morfološke karakteristike vrata butne kosti, oblik i sadržanost acetabuluma. Najbitniji aktivni faktori koji utiču su: sile mišića (m. iliopsoas, abduktori i aduktori kuka), ligamenti i kapsula kuka. Kod poremećenih i promenjenih odnosa između acetabuluma i glave butne kosti dejstvo aktivnih faktora na razvoj koksartroze je naizraženije.

1.3.3. Podela koksartroza

Narazvoj koksartroze utiču različiti etiološki faktori, samostalno ili udruženo. Artroze kuka se generalno dele na primarne i sekundarne.

Široko je prihvaćeno da primarne koksartroze nastaju u starosti, mada je još uvek nepoznata i nedefinisana tačna etiologija nastanka. Primarne artroze kuka nastaju kada postoji prevalencija kataboličkih nad anaboličkim reakcijama tkiva. Vremenom su mnogi autori nalazili primarnu koksartrozu u različitim procentima, recimo Marej (*Murray*) u 35%[28], dok ih Solmonnalazi u 8% [29].

Sekundarne artroze kuka imaju poznatu etiologiju i ima ih u značajno većem broju. Navešćemo najčešće faktore koji utiču na razvoj sekundarne koksartroze:

- urođene anomalije, nesadržajnost zgloba kuka (razvojni poremećaj kuka, subluksacije i luksacije);
- anomalije zgloba stečene za vreme rasta i razvoja (*Morbus Perthes*, epifizioliza...);

- mehanički disbalans, donosno poremećen odnos vrata i glave butne kosti (valgus, varus vrata, inklinacija karlice i acetabuluma);
- traumatska oštećenja zgloba;
- malformacija vrata femura;
- avaskularna nekroza glave butne kosti;
- infekcije zgloba (specifične i nespecifične);
- sistemska oboljenja (reumatoidni artritis, lupus...);
- hormonski i metabolički poremećaji;
- neurogena oboljenja zgloba;
- neoplazme zgloba.

Pojedinačno ili udruženo ovi faktori dovode do propadanja zglobne hrskavice, što uzrokuje bol i ograničenje pokreta u zglobu kuka.

1.4. ALOARTROPLASTIKA KUKA

Aloartroplastika kuka predstavlja zamenu obolelog zgloba kuka veštačkim materijalom, odnosno protezom, kako bi se uspostavila bezbolna i korektna lokomocija. Ova hirurška procedura je jedna od najčešće izvedenih hirurških zahvata u modernom svetu medicine. U svetu se godišnje uradi između 800.000 i 1.000.000 ovakvih procedura [30, 31], a pretpostavlja se da će broj ovih hirurških zahvata u narednim decenijama biti i znatno veći [32]. Rezultati aloartroplastike kuka su zadovoljavajući, sa većinom pacijenata koji su jako zadovoljni postoperativnim ishodom [33]. Naime, više od 90% pacijenata nakon operacije nema značajan bol i ima značajno bolje pokrete u operisanom kuku [34].

Kako bi zamena zgloba kuka bila uspešna i dala zadovoljavajuće rezultate nakon operacije potrebno je da se obezbede rešenja sledećih problema:

- da se eliminiše bol;
- da se sačuva i poboljša motilitet;
- da se koriguje deformitet;
- da se izjednači dužina donjih ekstremiteta;
- da se postigne reparacija statičke i dinamičke stabilnosti kuka.

1.4.1. Istorijat aloartroplastike kuka

Prvu hiruršku intervenciju koja je imala karakteristike artroplastike kuka uradio je Vajt (White) 1822. godine[35]. On je ekscidirao glavu butne kosti kod deteta koje je imalo septički artritis kuka.

Olijer je 1883. godine prvi počeo da se bavi tzv. interpozicionom artroplastikom kuka kako bi izbegao ankilozu kuka, tako što je kao interpozit umetao artikularnu kapsulu između zglobnih površina[36].

Profesor Temistokles Gluk (*Themistocles Gluck*) konstruisao je 1891. godine zglojni deo kuka od slonove kosti i fiksirao ih čeličnim šrafovim, a za ojačanje fiksacije koristio je i neku vrstu lepka[37]. Hej Grouvs (*Hey Groves*) 1922. godine materijalom od slonove kosti zamenjuje glavu butne kosti kod preloma vrata butne kosti[38].

Najveći napredak u artroplastici kuka tog vremena dao je američki hirurđ Marijus Smit-Petersen (*Marius Smith-Petersen*), koji je 1938. godine uveo proceduru *cup plastica*. Naime on je na oštećenu glavu butne kosti plasirao vitalijumsku kapicu oko koje se glava pomera a pokreti postoje i između kapice i acetabuluma, što je preteča dvojne pokretljivosti[39, 40] (danas *dual mobility*).

Prvu metalnu subtotalnu endoprotezu kuka uveo je Ostin Mur (*Austin Moore*) 1940. godine. Ona je menjala glavu i vrat butne kosti, ali je njen nedostatak bio što je bila fiksirana kroz trohanterni masiv [41]. Slične proteze su konstruisali i drugi autori, ali je svima bila zajednička nestabilnost. Ostin Mur je 1950. godine konstruisao drugi tip proteze gde su glava i vrat proteze bili iz jednog dela, a ona je plasirana u intramedularni kanal butne kosti, pa je time postignuta značajno bolja stabilnost.

U isto vreme razvijanja subtotalnih endoproteza razvijale su se i primenjivale subtotalne acetabularne proteze. Ovaj koncept prvi su predložili Mac i Gnuc (*Matz & Gnutz*) 1950. godine.

Subtotalne endoproteze su imale velike nedostatke, kao što su nestabilnost i intenzivna proliferacija vezivnog tkiva.

1.4.2. Totalna endoproteza zgloba kuka

Filip Vajls (*Philip Wiles*) se smatra pionikom savremene totalne endoproteze kuka. On je 1938. godine konstruisao i ugradio endoprotezu od nerđajućeg čelika, acetabulum je fiksirao šrafovim, a glava proteze je bila plasirana kroz trohanterni masiv i vrat butne kosti[43].

Engleski hirurk Džordž Makki (*George McKee*) je 1953. godine prvi put primenio totalnu endoprotezu kuka sa metal-metal oslanjajućim parovima. Koristio je modifikovan Tompsonov stem (neka vrsta hemiartoplastike) sa kobalt-hrom acetabularnom kapom kao novim acetabulumom. Ova proteza je pokazala dobre rezultate sa preživljavanjem od čak 74% preko 28 godina nakon ugradnje[44]. Ova endoproteza je postala nepopularna sredinom sedamdesetih godina prošlog veka zbog tzv. bolestisitnih čestica koja je viđena kod revizije hirurgije[45].

Ortopedski hirurk Ser Džon Čarnli (*Sir John Charnley*), koji je radio u ortopedskoj bolnici u Mančesteru, smatra se ocem moderne aloartoplastike kuka. Endoprotezu koju je on konstruisao 1960. godine, po istim principima mi koristimo i danas. Endoproteza se sastoji iz tri komponente: metalnog femoralnog stema, acetabularne komponente od polietilena i akrilnog koštanog cementa koji je on pozajmio od stomatologa[46].

U novijoj istoriji totalna endoproteza zgloba kuka zauzela je značajno mesto u savremenoj ortopediji. Ona omogućuje formiranje jednog potpuno novog zglobnog sistema koji je sposoban da prihvati potrebe svakodnevnih životnih aktivnosti.

Iako je zglob kuka u mehaničkom smislu kugličasti zglob i relativno ga je lako oponašati u izradi veštačkog, uvek treba imati na umu da je normalan zglob kuka jedan savršen biomehanički kompleks i da ga je čak upotrebom najsavršenijih materijala nemoguće u potpunosti oponašati. Veštački kuk je negde oko 70 puta slabiji sistem od normalnog zgloba [47].

1.4.3. Frikcija i lubrikacija endoproteze kuka

U zglobu kuka postoji neprestana vlažnost zglobnih površina, a pokreti se izvode po principima fizike, klizanja i kotrljanja. Frikcija zgloba je veoma bitna, i od nje u najvećoj mjeri zavisi funkcija zgloba. Veoma je interesantno da je koeficijent frikcije zgloba manji od koeficijenta frikcije kod ledenih površina i iznosi 0.03. Ovako nizak nivo frikcije je rezultat dobre lubrikacije, odnosno podmazivanja zgloba iz sinovijalne tečnosti. Takođe, karakteristike i specifičnost artikularne hrskavice umnogome doprinose niskoj frikciji.

Kod veštačkih zglobova, odnosno endoproteze, frikcija i lubrikacija su dijametralno različite, s obzirom na to da se radi o čvrstim, manje elastičnim materijalima koji nemaju sličnosti sa zglobnom hrskavicom[48]. U modernoj ortopediji se koriste tri tipa materijala za izradu endoproteza kuka:

- metal sa metalom;
- metal sa plastikom;
- keramika sa keramikom.

Endoproteza kuka ima svoj frikcionu otpor koji zavisi od sledećih elemenata:

- snage sile koja deluje na kuk;
- frikcionu karakteristiku materijala od kojeg je proteza napravljena;
- načina lubrikacije, odnosno podmazivanja endoproteze;
- stepena završne obrade endoproteze;
- modela i geometrijske forme endoproteze.

Na endoprotezu kuka tokom njenog veka trajanja deluju statičke, a naročito dinamičke sile, koje deluju na zglob kuka u vreme raznih faza hoda. Tokom repetitivnog ciklusa u jednoj godini sama endoproteza je opterećena 1–2,5 miliona puta, što predstavlja glavni razlog habanja endoproteze[49].

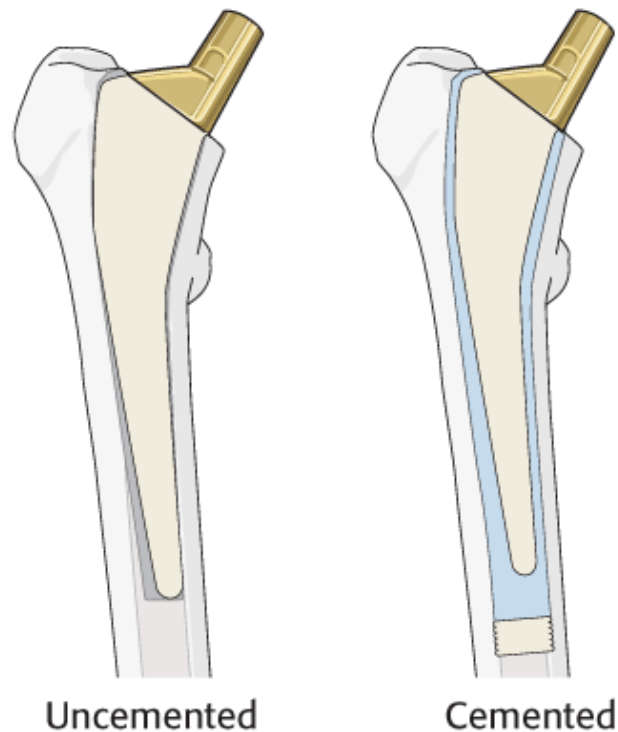
Lubrikacija endoproteze se pomoću sinovijalne tečnosti vrši na isti način kao i kod normalnog kuka. Koeficijent frikcije kod proteze gde su oslanjajući parovi metal-metal iznosi oko 0,1 do 0,5[50], dok koeficijent frikcije kod endoproteze sa oslanjajućim

parovima metal-plastika iznosi od 0,1 do 0,2. U oba slučaja kao lubrikantno sredstvo korišćena je silicijumska tečnost[51].

1.4.4. Tipovi fiksacije endoproteze kuka

Fiksacija endoproteze kuka, acetabularnog i femoralnog dela se može postići na dva načina:

- stimulacijom koštane proliferacije acetabularne i femoralne komponente (stem) koje iz tog razloga na sebi imaju fenestre, gde nastaje proliferacija koštanog tkiva kako bi se postigla čvršća i veća stabilnost. Spoljašnji deo proteze se oblaže hidroksiapatitom, sa ciljem da dođe do čvršće veze kost–endoproteza. Ovakav tip implantata se naziva bescementni (Slika).
- drugi način fiksacije endoproteze kuka može se postići upotrebom akrilnog cementa koji fiksira implantat za kost (Slika 18).



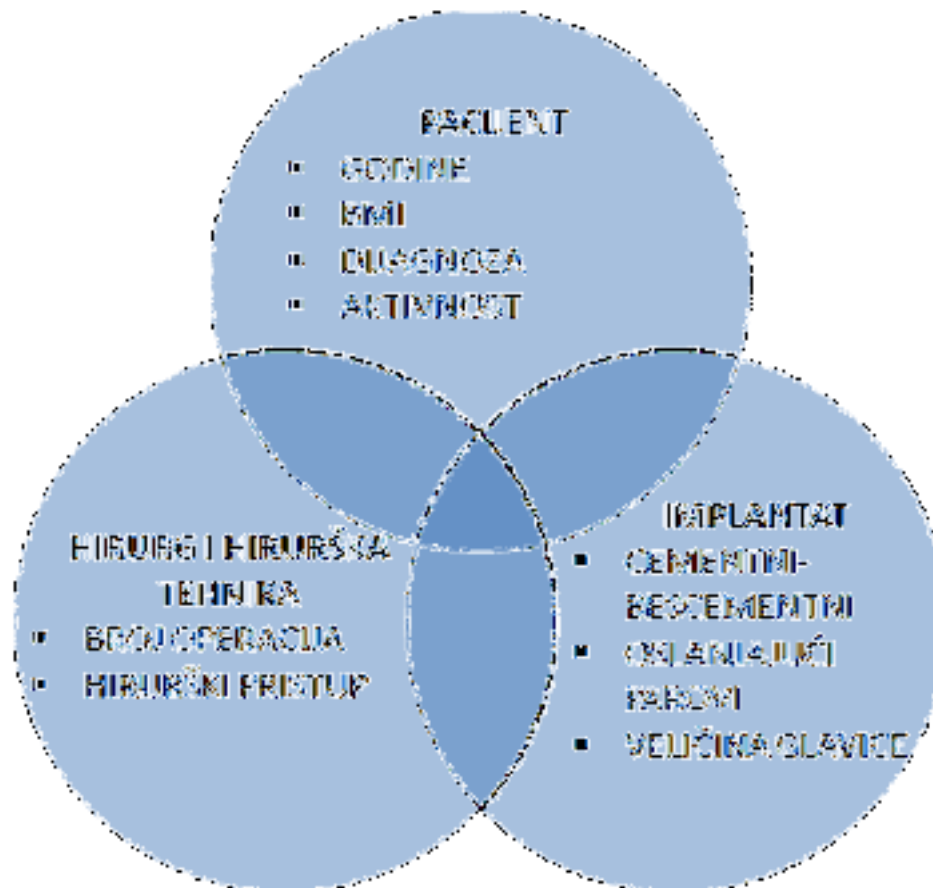
Slika 18. Bescementni i cementni tip implantata (shema)

(www2.aofoundation.com)

1.5. Reviziona artroplastika kuka

Reviziona artroplastika kuka u poslednje dve dekade je izuzetno česta operativna procedura [32]. Povećanje očekivanog životnog veka u globalno starijoj populaciji povezano je sa većim brojem primarnih artroplastika, a samim tim posledično dolazi do povećanja stope revizionih artroplastičnih procedura.

Najčešći uzroci revizije artroplastike kuka su habanje endoproteze, razlabavljenje, ponavljane luksacije ili nestabilnost endoproteze i infekcije. Razlozi neuspeha endoproteze kuka su grubo podeljeni na rane i kasne, a faktori koji utiču su prikazani na Slici 19.



Slika 19. Faktori koji utiču na razlabavljenje endoproteze kuka

U proteklih 60 godina aloartroplastični hirurzi su pokušavali da dođu do idealnog rešenja koje bi uticalo na trajnost endoproteze, mada su u nekim slučajevima pacijenti bezmalo bili „žrtve mode“ [52].

Najčešći tip revizije hirurgije se svodi na zamenu endoproteze u celosti, a najčešći razlog razlabavljenja endoproteze je nestabilnost/ponavljane luksacije (22,5 %), mehaničko razlabavljenje (19,7%) i infekcija (14,8%) [53].

1.5.1. Razlozi razlabavljenja endoproteze kuka

➤ Habanje

Debris koji nastaje u kontaktu oslanjajućih parova u endoprotezi kuka je glavni faktor koji utiče na kasno razlabavljenje endoproteze. Kobalt-hrom i keramičke glavice ili konvencijalni polietilenski lajneri su najčešće korišćene komponente kod većine operisanih pacijenata. One su povezane sa habanjem i periprotetskom osteolizom. Alternativni oslanjajući parovi su razvijeni kako bi se smanjila količina debrisa. Polietilenski lajneri su unapređeni od *ultrahigh-molecular-weight* do *crosslinked* polietilena. Ovaj napredak je pokazao manje habanje u kombinaciji sa metalnim glavicama u *in vivo* i *in vitro* uslovima [54]. Oslanjajući parovi kao što su metal-metal i keramika-keramika su pokazali desetogodišnje preživljavanje u 90%, odnosno 97% slučajeva, iako ih nije moguće koristiti kod svih pacijenata bez obzira na sigurnost manjeg habanja [55]. Kod oslanjajućih parova keramika-keramika dešava se da dođe do pucanja delova implantata koji iziskuju revizionu hirurgiju kako bi se izbegle dalje komplikacije [56, 57].

➤ Aseptičko razlabavljenje

Postoji više teorija koje pokušavaju da objasne aseptičko razlabavljenje endoproteze kuka, a bazirane su na opservativnim eksperimentalnim i kliničkim studijama [58]. Zaključak svih ovih studija je da je glavni mehanizam koji utiče na razlabavljenje komponenta endoproteze

oslobađanje malih partikula debrisa koje služe kao okidač za proinflamatornu reakciju, koja zatim uzrokuje povećanu osteoklastnu diferencijaciju, produkciju makrofaga, linearnu i fokalnu osteolizu i na kraju, aseptično razlabavljenje.

➤ **Luksacije endoproteze**

Luksacije su veoma težak problem sa kojim se susreću pacijent i hirurg, i rešavanje ovog problema veoma je skupo za zdravstveni sistem. Prava incidenca postoperativnih luksacija zavisi od hirurga, pacijenta i tipa implanta, a javlja se u 0,3–3% slučajeva[53]. Najveći broj luksacija se javlja u ranom postoperativnom toku (30–60%)[59]. Faktori rizika vezani za pacijenta su prethodne hirurške procedure na kuku, neuromuskularni poremećaji, demecija, ženski pol, nepoštovanje saveta vezano za restrikciju pokreta i aktivnost, alkoholizam. Rizik takođe predstavljaju pacijenti koji su operisani nakon avaskularne nekroze glave butne kosti, kongenitalne displazije kuka, preloma vrata butne kosti i kod kojih je rađena revizionarna artroplastika kuka.

Faktori rizika vezani za hirurga su neadekvatna pozicija komponenti endoproteze kuka, neadekvatan *offset* endoproteze, produženje ekstremiteta, očuvanost abduktorne muskulature i kapsule, kao i zadnji hirurški pristup [60]. Pozicije komponenta endoproteze u granicama „sigurne“ zone su veoma važne (ukupna anteverzija najbitnija). Takođe, veoma je važna i inklinacija acetabularne komponente [61].

Faktori rizika vezani za implantat su odnos glavice i vrata endoproteze. Veće glavice sa modernim vratom endoproteze povećavaju obim pokreta u operisanom kuku i smanjuju impingment komponenti[62]. Kada vrat endoproteze dolazi u kontakt sa osteofitima, ožiljnim tkivom, lajnerom, cementom ili heterotopičkim osifikatima postoji veći rizik od luksacija[62]. Etiologija kasne nestabilnosti endoproteze kuka je uglavnom multifaktorijalna: habanje polietilenskog lajnera, dugoročna loša pozicija

komponentata endoproteze, epizoda traume, neurološka i disfunkcija abduktorne muskulature [60, 63].

➤ **Infekcija**

U periodu od 1960. do 1980. godine pioniri u aloartroplastičnoj hirurgijiprijavljivalisu veliku incidencu infekcije, koje su se uglavnom završavale letalno[64]. Napretkom u dužini operativnog zahvata (danas značajno kraće traje), hirurškom tehnikom, korišćenjem antibiotika i modernizovanim operacionim salama značajno se smanjila incidenca infekcije u aloartroplastičnoj hirurgiji[64]. Nažalost, u bliskoj prošlosti ponovo je došlo do povećane incidence infekcije na globalnom nivou[65].Kao najverovatnijiuzrok smatra se biofilm koji su patogeni razvili evolucijom, ali i brojni komorbiditeti operisanih pacijenata (gojaznost, dijabetes) i korišćenje imunosupresivnih lekova.Takođe, javlja se veći broj *low-grade*infekcija koje su konstatovane kod revizionih artroplastika, gde se primarno smatralo da je došlo do aseptičnog razlabavljenja [65].

➤ **Metalozna**

Razvojem moderne metalurgije i tribologije došlo je do velikog interesovanja za korišćenje metal-metal oslanjajućih parova. Preliminarni rezultati sa drugom generacijom metal-metal oslanjajućih parova su bili odlični i, u ranim dvehiljaditim, ovaj tip endoproteze je postao jako popularan [66]. Dekadu kasnije došao je u fokus štetan efekat metaloze. Metalni debris, koji nastaje habanjem oslanjajućih parova i/ili korozijom na mestu kontakta glavice i vrata endoproteze, dovodi do reakcije okolnih mekih tkiva u vidu sinovitisa, nekroze i formacije ekstrartikularnih cista-pseudotumora [67, 68]. Merenje metalnih jona u krvi i nuklearna magnetna rezonanca (NMR) su se pokazali jako korisnim u dijagnostici metaloze kod pacijenata sa neobjašnjivim bolom u kuku, ali je postavljanje dijagnoze i dalje vrlo zahtevno [69].

➤ **Periprotetski prelomi**

Periprotetski prelom butne kosti (bilo intraoperativno ili postoperativno) je klinički često zastupljena komplikacija nakon primarne ili revizije artroplastike. Ovi prelomi su povezani sa jako lošim rezultatima, teškim funkcionalnim oporavkom i visokom stopom smrtnosti[70, 71]. Incidenca ovih preloma je u porastu sobzirom na češće revizione artroplastične procedure i produžen životni vek pacijenata, kao i životne aktivnosti u poznim godinama života. Rizici za intraoperativne periprotetične prelome su: osteoporoza, reumatoidni artritis, femoralna priprema za ugradnju endoproteze *ipress-fit* bescementni femoralni stemovi[71]. Rizici za postoperativne periprotetične prelome su: stariji pacijenti, ženski pol, posttraumatski osteoartritis, osteoporoza, reumatoidni artritis, deformiteti proksimalnog femura, prethodne operacije na kuku, tip i fiksacija implanta, tehničke hirurške greške, niskoenergetska trauma, osteoliza, razlabavljenje i reviziona artroplastika kuka [71].

➤ **Neobjašnjivi bol u kuku**

Postoji određeni broj pacijenata koji se nakon primarne artroplastike kuka žale na bol u kuku sa nejasnom etiologijom, koji se, nažalost, na kraju završava revizionom artroplastikom. Ovi bolovi u kuku mogu biti intrinzični ili ekstrinzični. U intrinzične faktore spadaju: infekcija, osteoliza, aseptično razlabavljenje, periprotetični prelom, stres prelom, neadekvatan odabir komponenti endoproteze, trohanterni burzitis, tendiniti iliopsoasa. U ekstrinzične faktore spadaju: vaskularni poremećaj, spinalni poremećaj, povreda perifernih nerava, periferna neuropatija, koštana metabolička bolest, hernija, neoplazme, generalizovani bolni sindrom.

2. CILJ ISTRAŽIVANJA

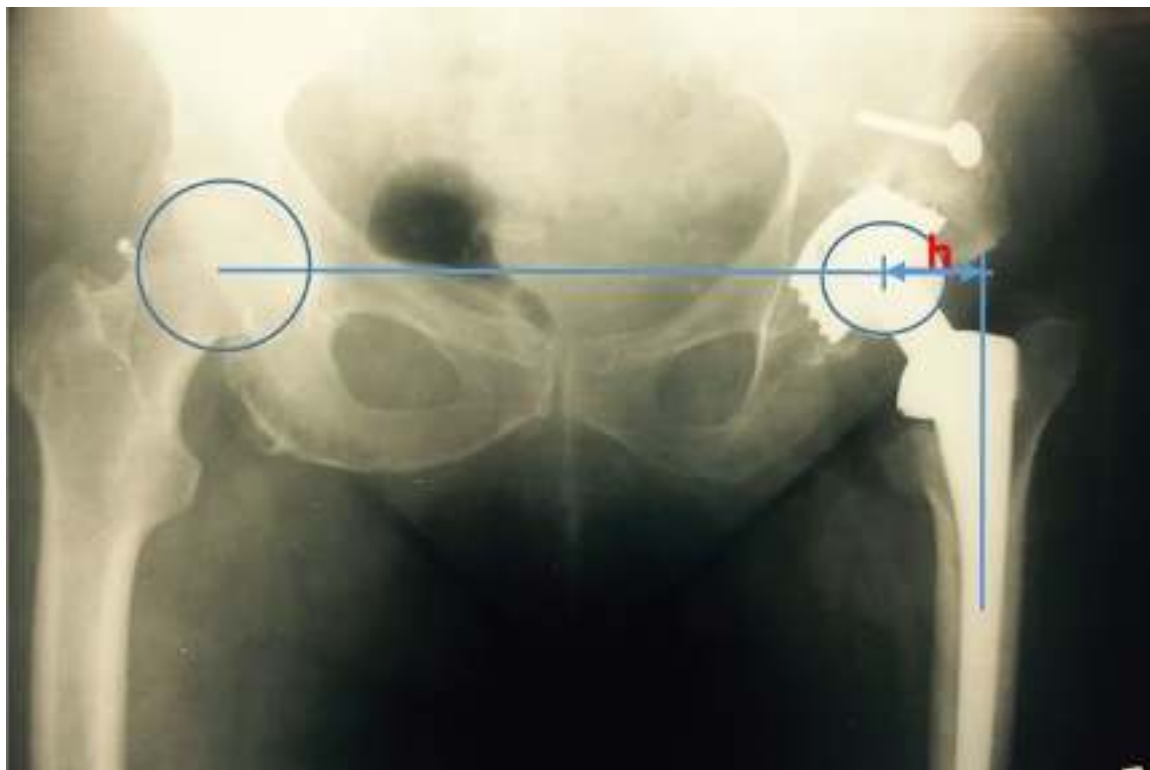
Cilj istraživanja je da se vidi razlog nastanka aseptičnog razlabavljenja femoralne komponente endoproteze kuka, i uticaj faktora kao što su telesna težina, fizička aktivnost i stil života na trajnost endoproteze. Cilj je:

- 1) da na osnovu izvedenog matematičkog modela predvidimo trajnost femoralne komponente endoproteze uzimajući u obzir četiri parametara: femoralni *offset*, telesnu težinu, dužinu i intenzitet dnevnih aktivnosti;
- 2) da dobijene rezultate uporedimo sa podacima iz literature i zaključke pokažemo stručnoj javnosti;
- 3) da edukujemo ortopedске hirurge i njihove pacijente kako mogu da utiču na produženje veka svog veštačkog kuka.

3. MATERIJAL I METODE

U našoj ustanovi, Institutu za ortopedsko-hirurške bolesti „Banjica“, retrospektivno i nasumično smo izabrali 18 pacijenata (12 žena i 6 muškaraca) koji su operisani u pogledu ugradnje totalne endoproteze kuka 1990. godine, i koji su u proteklom periodu, u našoj ustanovi, operisani u pogledu revizije artroplastike kuka. Sve pacijente operisala su dva iskusna ortopedska hirurga posterolateralnim pristupom. U svim slučajevima korišćen je bescementni hidroksiapatitni femoralni stem (RCM; *Cremascoli Ortho, Milan, Italy*) Slika 20. Prosečna starost pacijenata uključenih u studiju bila je 38,2 godina (u rasponu 35–55 godina). Kriterijumi za uključivanje u studiju su bili jasni: precizna veličina i pozicioniranje femoralnog stema, mladi i aktivni pacijenti sa dobrim kvalitetom kosti. Dok su kriterijumi za isključivanje iz studije bili: značajna displazija kuka, pacijenti sa sistemskim oboljenjima i pacijenti sa značajnim preoperativnim funkcionalnim nedostacima.

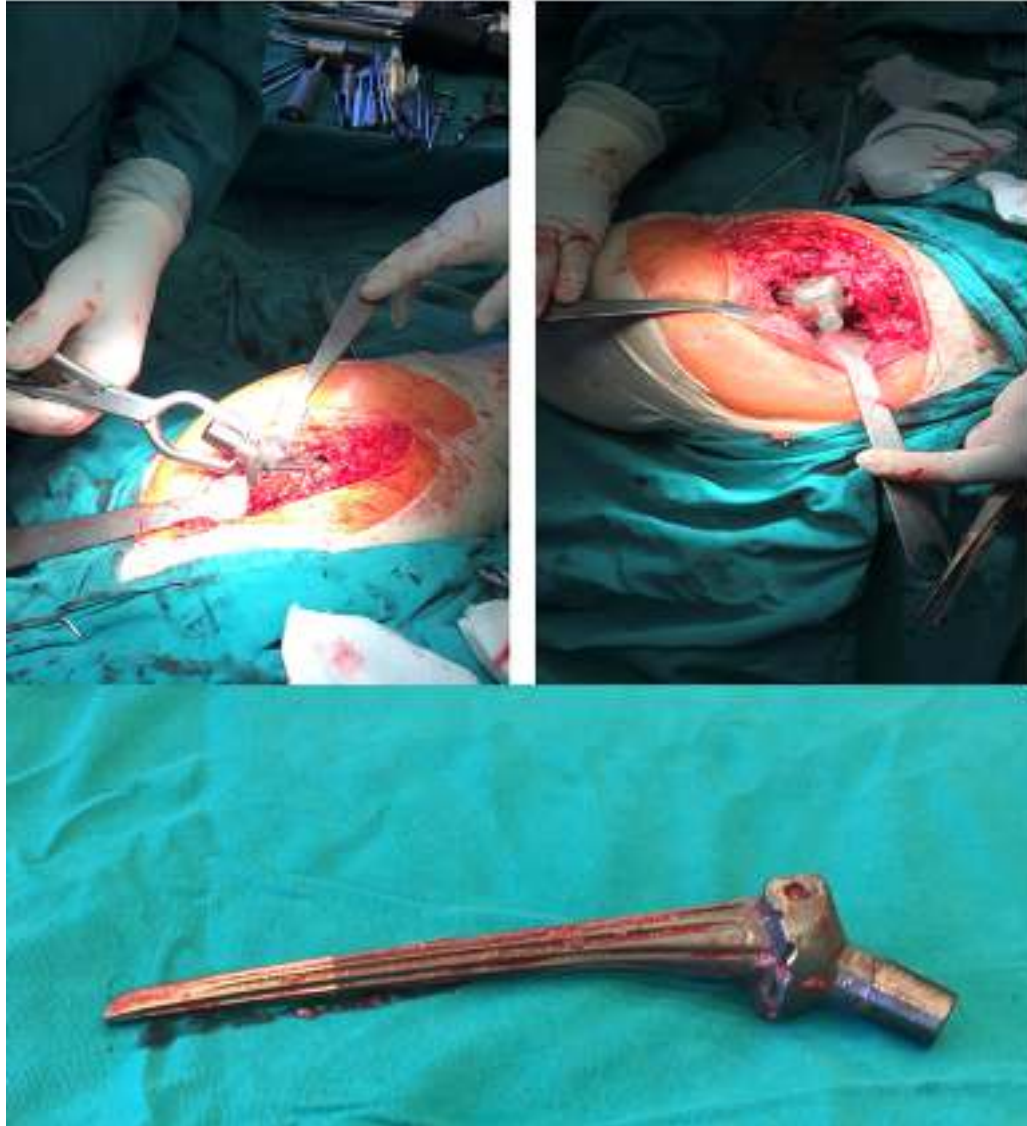
Femoralni *offset* (h) je meren između centra glavice proteze i zamišljene linije koja prolazi centralnim delom femoralne komponente endoproteze kod svih pacijenata, na standardnoj anteroposteriornoj radiografiji karlice sa kukovima (Slika 20).



Slika 20. Anteroposteriorna radiografija karlice sa kukovima

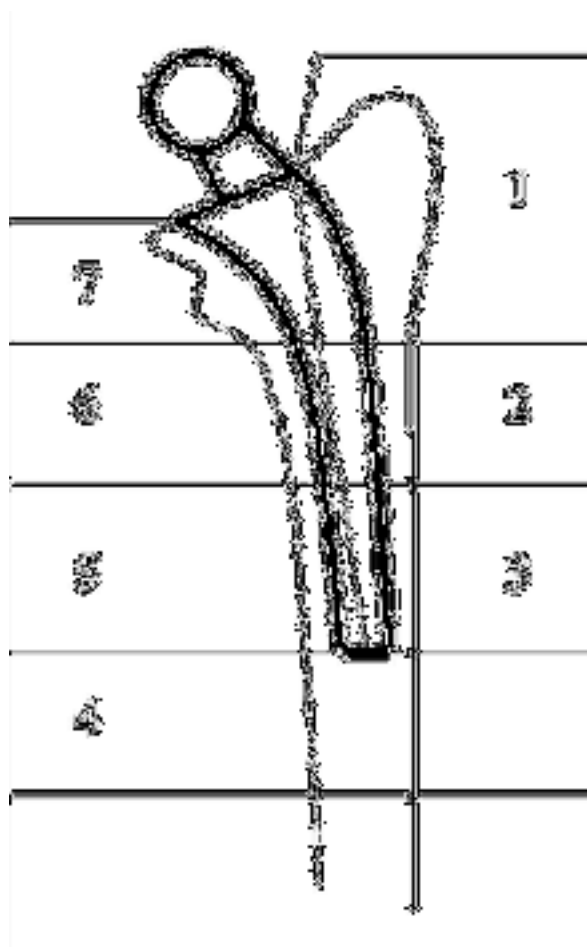
Životna i dnevna aktivnost pacijenata, zajedno sa njihovom telesnom težinom, vođena je u medicinskoj dokumentaciji na redovnim šestomesečnim kontrolama. Pripremili smo i upitnik (videti u dodatku) baziran na *EuroQol 5 D* standardizovanom i validnom upitniku [30], koji smo modifikovali sa fokusom na pitanja o fizičkoj aktivnosti ispitanika. Upitnik se sastoji iz tri grupe pitanja vezanih za dnevne životne aktivnosti: kućne aktivnosti, sportske aktivnosti i aktivnosti na poslu. Pacijenti uključeni u studiju su zamoljeni da popune upitnik svake godine na redovnoj kontroli kod svog ortopeda. Ovi rezultati upitnika su normalizovani (Tabela 1) u opsegu od 0 do 1, pri čemu je 0 minimalna fizička aktivnost, 0,5 umerena fizička aktivnost i 1 izuzetna fizička aktivnost.

Tokom revizije artroplastike bili smo u mogućnosti da sa sigurnošću zaključimo da postoji aseptično razlabavljenje endoproteze, kao i da kod pacijenata nisu prisutni znaci osteoporoze (Slika 21).



Slika 21. Intraoperativni nalaz kod revizione artroplastike kuka

Redovnim kontrolisanjem pacijenata, klinički, kao i RTG snimcima karlice u AP projekciji, odlučivali smo da li su pravi kandidati za revizionu artroplastiku kuka. Upoređivanjem RTG snimaka neposredno nakon primarne artroplastike kuka i na kontrolnim pregledima, posmatrali smo da li se vide sigurni znaci osteolize i razlabavljenja femoralnog stema (Gruenove zone) (Slika 22).



Slika 22. Gruenove zone

Na slici 23. vidi se RTG snimak karlice u AP projekciji kod jednog pacijenta uključenog u studiju neposredno nakon primarne artoplastike i neposredno pre revizione artroplastike kuka.

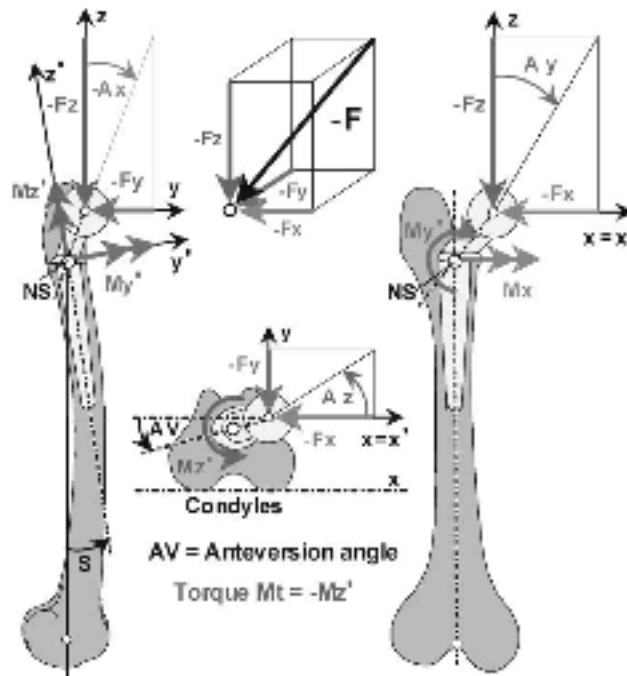


Slika 23. RTG snimak neposredno nakon primarne artroplastike kuka i neposredno pre revizione artroplastike

3.1.MATEMATIČKI MODEL VEZE FEMORALNOG STEMMA I BUTNE KOSTI

Naponi u tačkama dodira stema i butne kosti

U izlaganjima koja slede odredićemo napone u tačkama dodira stema i butne kosti. U izlaganju ćemo slediti naš rad [72]. Naša osnovna pretpostavka je da se vektor napona sastoji od normalne i tangencijalne komponente. Normalna komponenta ima dva jednako važna člana. Oni su posledica činjenica da imamo slučaj ekscentričnog pritiska. Ovo je, opet, posledica postojanja *offset*-a u napadnoj liniji sile i oslonca u kuku. To dovodi do slučaja koji je u mehanici poznat kao ekscentrični pritisak. Što se tiče tangencijalnih napona, oni su posledica sprega uvijanja koji deluje na butnu kost [73].



Slika 24. Sile koje deluju na femoralni stem (Bergmann, G., et al., *Hip contact forces and gait patterns from routine activities*. Journal of Biomechanics, 2001. **34**(7): pp. 859–871.)

Na slici 24 prikazna je sila koja deluje na stem. Ona ima tri komponente u koordinatnom sistemu u kome je z osa orijentisana u vertikalnom pravcu, tj. pravcu delovanja zemljine teže. Prostorna orijentacija sile izaziva spreg koji je orijentisan uzduž z ose. Na slici je on označen kao M_t , pošto izaziva torziju, tj. uvijanje. Posledica ovog sprega su tendencijalni naponi koji se javljaju u tačkama kontakta butne kosti i femoralnog stema. Ovo implicira da je naponsko stanje u tačkama veze stema i butne kosti posledica vertikalne komponente sile težine F_z i sprega M_t .

Određivanje vremena koje prođe pre nego što dođe do zamora veze femoralnog stema i butne kosti zavisi od napona koji se u toj vezi javljaju. Pošto imamo normalni napon u pravcu upravnom na butnu kost u tački kontakta sa stemom i tangencijalni napon u pravcu z ose (u preciznoj tenzorskoj rotaciji τ_{zy} u koordinatnom sistemu sa Slike 24) korišćemo takozvane glavne napone kod ravanskog opterećenja konstrukcije. Poznato je

da su glavni naponi ekstremne vrednosti ekvivalentnih normalnih napona. Prema tome, oni će biti ključni za određivanje zamora na mestu kontakta butne kosti i stema.

U opštem slučaju, amplituda napona je povezana sa vekom veze (u mehanici vekom konstrukcije) takozvanim Baskinovim zakonom (*Basquin's law*) datum u referenci[74], (str. 898). Ovaj zakon je uopštenje poznate Velerove (*Wöhler*) krive. Taj zakon glasi:[74]

$$S_{amp} = \sigma'_f(N)^c, \quad (1)$$

gde je S_{amp} amplituda napona a σ'_f su koeficijenti koji zavise od tipa veze. U obrascu (1) sa N je označen broj ciklusa opterećenja koje veza može da izdrži dok se ne pojavi zamor i, mehanički, slom veze. Koeficijenti σ'_f se određuju eksperimentalno. U nekim istraživanjima se umesto broja ciklusa opterećenja koristi broj promena opterećenja N_{rev} , koji je jednak $2N$ (videti[75]).

Postoji više pravaca kojima se može uopštiti relacija (1) (videti[76]). Ako se uzme u obzir samo elastična deformacija i pretpostavi važenje Hukovog zakona (*Hooke's law*), tada Baskinov zakon dobija oblika Kofin-Mansonove relacije (*Coffin-Manson relation*), tj.

$$\frac{\Delta \varepsilon_{el}}{2} = \frac{\sigma'_f}{E} (N)^b. \quad (2)$$

U izrazu (2) označili smo sa $\Delta \varepsilon_{el}$ amplitudu elastičnog dela deformacije. Osim toga, uveli smo i oznaku E za modul elastičnosti veze. Možemo uočiti da je oblik jednačina (1) i (2) isti. To je posledica važnog rezultata u teoriji zamora materijala koji je prikazan u radu[77]. Napomenimo da eksponent b zavisi od materijala veze. Kada se koristi vrednost plastične deformacije, ako do nje uopšte dolazi, kojom je veza izložena dobijamo sledeću relaciju:

$$\frac{\Delta \varepsilon_{pl}}{2} = \varepsilon'_f (N)^c, \quad (3)$$

gde je $\Delta\varepsilon_{pl}$ amplituda plastične deformacije, a ε'_f i c su koeficijenti koji se određuju iz eksperimentalnih rezultata.

U literaturi o zamoru veze pojavljuju se i različite kombinacije ranije navedenih izraza. Tako je, naprimer, u radu [74] predložen obrazac

$$\frac{\Delta\varepsilon}{2} = \frac{\sigma'_f}{E} (N)^b + \varepsilon'_f (N)^c, \quad (4)$$

gde je sa $\Delta\varepsilon$ označena amplituda ukupne deformacije koja se sastoji iz elastičnog i plastičnog dela. Napominjemo da je Baskinov zakon u obliku (1) uspešno korišćen za predviđanje zamora, a samim tim i veka trajanja, endodontskih instrumenata u radu [78].

U analizi koja sledi mi ćemo se ograničiti na korišćenje obrasca (1). Pored svoje jednostavnosti, koja rezultira malim brojem parametara, on ima još jednu važnu prednost u primeni u određivanju veka proteze. Naime, pri korišćenju (1) potrebno je odrediti amplitude *napona*, ne ulazeću pri tome u pitanje pojave elastičnih i plastičnih deformacija. Ovo je veoma važno u ortopediji, gde je opterećenje veze stem-butna kost od presudnog značaja.

U cilju određivanja amplitude napona S_{amp} polazimo od normalne komponente vektora napona, to jest, od komponente u z pravcu na Slici 1. Ova komponenta se sastoji od normalnog napona, kao posledice z komponente sile težine, i sprega koji izaziva savijanje oko ose y , a koji je posledica ekscentriteta u delovanju sile težine. Prema tome imamo

$$\sigma = \sigma_{comp} + \sigma_{bend}, \quad (5)$$

gde je σ_{comp} napon koji je posledica vertikalne sile, a σ_{bend} je napon koji je posledica savijanja zbog ekscentriciteta h (videti Sliku 20).

Za određivanje σ prema obrascu (5) koristićemo postupak određivanja napona pri ekscentričnom pritisku, koji je izložen u knjizi [79], tako da imamo

$$\sigma = \frac{F}{A} \left(1 + \frac{h}{i_x^2} y_{\max} \right) \quad , \quad (6)$$

gde je F vertikalna komponenta sile koja deluje na stem (težina pacijenta u slučaju mirovanja), A je površina poprečnog preseka stema u tački kontakta sa butnom kosti, i_x^2 je kvadrat poluprečnika inercije poprečnog preseka iste, s obzirom na glavne ose preseka, y_{\max} je maksimalno rastojanje od glavne ose preseka stema do tačke kontakta sa butnom kosti. Konačno, h je ekscentricitet opterećenja označen na Slici 2.

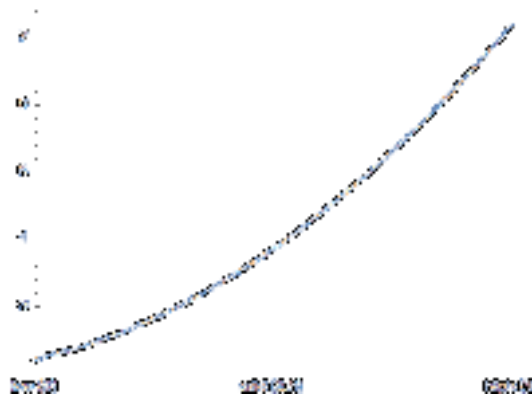
Sila F u formuli (6) je vertikalna komponenta sile koja deluje na kuk. Da bismo odredili efektivnu silu koja deluje na stem, potrebno je uzeti u obzir dinamičke efekte. Poznato je da je koeficijent dinamičkog opterećenja (koeficijent kojim se množi težina pacijenta da bi se dobila efektivna sila) veći od dva. Naime, u najjednostavnijem slučaju naglo nanetog tereta on iznosi dva. Mi usvajamo da je efektivna sila data obrascem

$$F = k_1 W = k_1 (Qg), \quad (7)$$

gde je Q masa pacijenta, g ubrzanje sile zemljine teže a k_1 koeficijent. Iz rada [80] imamo sledeće vrednosti koeficijenta k_1 :

- normalan hod brzinom 3,5 km/h
 $k_1 = 2.2$;
- naglo zaustavljanje uz zadržavanje balansa
 $k_1 = 3$;
- posrtanje bez pada
 $k_1 = 7.2$.

Nedavno je u radu [81] vrednost k_1 data za fizički zahtevna zanimanja. Naprimer, poštar koji prenosi pakete. Primetimo da je u eksperimentu čiji su rezultati prikazani u knjizi [30] usvojena vrednost $k_1=1,4$. To znači da se u tom eksperimentu rezultati odnose na „pažljiv“ hod. U našoj analizi za svakog pacijenta smo odabrali vrednost k_1 na osnovu fizičke aktivnosti i životnog stila. Odabrali smo kubnu interpolaciju između vrednosti $k_1=2.2$ za umerenu fizičku aktivnost normalizovanu sa vrednošću jednaku 0, umerenu fizičku aktivnost $k_1=3$, normalizovanu sa vrednošću 0,5 i veliku fizičku aktivnost $k_1=7.2$ normalizovanu sa vrednošću 1. Na Grafikonu 1 prikazana je kubna interpolacija za vrednosti k_1 , u zavisnosti od aktivnosti.



Grafikon 1. Vrednosti k_1 u zavisnosti od normalizovane vrednosti koeficijenta fizičke aktivnosti

Određivanje koeficijenta fizičke aktivnosti izvršeno je na osnovu upitnika koji je popunio svaki pacijent (upitnik je naveden u dodatku). Tako, naprimer, pacijent broj 17, koji se bavi izrazito zahtevnim fizickim aktivnostima kao što su igranje tenisa, trčanje tokom cele godine islično, ima normalizovan koeficijent 0,975, tako da sa Slike 3 zaključujemo da je $k_1=6,99$. Pacijent broj 7, koji uglavnom sedi u kući, ima normalizovan koeficijent 0,414, pa je njegova vrednost za $k_1=344$.

Pacijent	Starost	Pol	Masa Q (kg)	Aktivnost T (sati na dan)	Ekscentricitet h (mm)	Normalizovani vrednosti parametra fizičke aktivnosti $(0 - 1)$	Dinamički koeficijent K	N_M izračunato (meseci)	N_M stvarno (meseci)
1	40	F	50	4	25.6	0.537	4.04	297.2	298
2	47	F	65	5	36.7	0.545	4.08	189.2	186
3	53	M	80	4	31.2	0.703	5.00	205.8	209
4	55	F	65	5	24	0.537	4.04	214.5	205
5	39	M	78	3.5	31.1	0.702	5.00	238.1	247
6	42	F	57	4.5	30.3	0.571	4.22	232.7	216
7	41	M	80	4	26.1	0.414	3.44	256.6	258
8	42	F	50	5.5	31.2	0.532	4.01	205.2	216
9	54	F	70	4	30	0.521	3.96	246.1	261
10	48	M	100	6	35.4	0.712	5.06	118.7	125
11	44	F	55	5	36.4	0.543	4.07	205	206
12	50	M	70	6	26.4	0.841	5.95	141.2	154
13	42	M	70	5	29.5	0.542	4.07	195.4	204
14	36	F	60	4	29.4	0.551	4.11	261.1	278
15	54	F	50	4	28.8	0.545	4.08	286.4	302
16*	37	F	58	4	25.2	0.702	5.00	253	253
17*	41	F	65	4	32.4	0.975	6.99	192	192
18*	40	F	45	4	34.4	0.529	4.00	288	288

Tabela 1. Keficijenti i trajnost endorpoteze

Napomenimo da su nasi rezultati za sile tokom hodanja u saglasnosti sa rezultatima prikazanim u radu [34], gde su date vrednosti sile tokom vremena. Naši rezultati daju samo najveću vrednost sile i ona je u saglasnosti sa [34]. Napomenimo jos jedno da sila na kuk imatrikomponente i to vertikalnu (F_z) i dve horizontalne (F_x i F_y). U radu [82] je pokazano da je vertikalna komponenta F_z najveća, a da se druge dve mogu zanemariti. Međutim, komponenta F_y izaziva spreg na protezu. Ovaj spreg se može izraziti kao (videti [83] str. 868)

$$M_{tr} = k_2 W, \quad (8)$$

gde je k_2 koeficijent koji zavisi od aktivnosti pacijenta, a W je težina pacijenta. Tangencijalni napon koji ovaj spreg izaziva je posledica uvijanja veze stem-butna kost i može se izraziti kao

$$\tau = \frac{M_{tr}}{I_0} R = k_2 \frac{W}{I_0} R, \quad (9)$$

gde je I_0 polarni momenat inercije poprečnog preseka stema na mestu kontakta sa butnom kosti, a j je radijus protezanatom mestu. Poznato je da imamo $I_0 = 2I_x = 2Ai_x^2 i_x = R$ (videti [79]).

Pošto na vezi stema i butne kosti deluju naponi (6) i (9) to je, da bismo primenili (1) potrebna pronaći ekvivalentni normalni napon. Taj napon je poznat kao glavni napon pri ravnomernom stanju napona i on je dat izrazom (*the principal stress*, videti [79] str. 30)

$$\sigma_{eq} = \frac{\sigma}{2} + \frac{1}{2} \sqrt{\sigma^2 + 4\tau^2}. \quad (10)$$

Naša osnovna pretpostavka je da će prskotina kao rezultat zamora veza nastati na mestu kontakta stema i butne kosti. Koristeći (6), (9) i (10) u (1), dobijamo ($y_{max} = R$, pošto je poprečni presek stema na mestu kontakta sa butnom kosti kružni)

$$\frac{KQg}{A} \left(1 + \frac{h}{i_x^2} y_{max} \right) = \sigma'_f (N)^c, \quad (11)$$

gde je

$$K = \frac{1}{2} k_1 \left[1 + \sqrt{1 + 4 \left[\frac{k_2 R}{k_1 i_x^2 \left(1 + \frac{h}{i_x^2} y_{max} \right)} \right]^2} \right], \quad (12)$$

modifikovani koeficijent dinamičkog opterećenja koji uzima u obzir i tangencijalne napone usled uvijanja. Primetimo da u specijalnom slučaju kada je uvijanje zanemareno, dobijamo $K = k_1$. U opštem slučaju, kada uvijanje nije zanemareno, vrednosti k_1 i k_2 date su u radu [73] za različite aktivnosti pacijenata. Naprimera, za normalan hod imamo (videti [73] str. 868) $k_1 = 2.38$, $k_2 = 0.013$ metara. Jednačina (11) se može napisati u obliku

$$QK(1+c_1h)=c_2(N)^c, \quad (13)$$

gde je $c_1 = y_{\max}/i_x^2$ i $c_2 = \sigma'_f A/g$. Konstante c , c_1 i c_2 u (13) su parametri modela koji su nepoznati i potrebno ih je odrediti iz podataka koji su dobijeni za tri pacijenta. Broj ciklusa pre zamora veze N određuje se po sledećem postupku: pretpostavimo da je kod posmatranog pacijenta dozamora veza stem-burna kost došlo posle N_M meseci. Neka je prosečno vreme za koje pacijent napravi jedan korak, kako je navedeno u radu [84], dato kao $T_{step}=1.11$ sekundi. Neka je, na osnovu upitnika koji je pacijent popunio, T broj sati koje pacijent hoda na dan. Tada, ako je veza izdržala N_M meseci, broj koraka koji je za to vreme pacijent napravio iznosi,

$$N = 30N_M T \times 3600/T_{step}, \quad (14)$$

gde je T_{step} vreme za koje pacijent napravi jedan korak izraženo u sekundama. Kako smo već rekli, mi usvajamo vrednost $T_{step}=1.11$, kako je predloženo u radu [84](str. 49). Prema tome, ako znamo Q , K , h , T i N_M za tri pacijenta, mi možemo odrediti vrednosti konstanti-parametara modela c , c_1 i c_2 . Neka su Q_i , K_i , h_i , T_i i N_{M_i} , $i=1,2,3$ vrednosti telesne mase pacijenta, koeficijent težine – dinamički koeficijent, dužina h_i koja je specificirana na osnovu Slike 2, za svakog pacijenta, T_i broj sati hoda za svakog od tri posmatrana pacijenta, i konačno, N_{M_i} broj meseci koji je proteza izdržala pre nego što je došlo do sloma veza, za svakog od trojice pacijenata respektivno. Ako ove podatke pretvorimou jednačinu (13) dobijamo tri jednačine oblika $Q_i K_i (1+c_1 h_i) = \bar{c}_2 (T_i N_{M_i})^c$, u kojoj smo uveli novu konstantu \bar{c}_2 koja je data kao $\bar{c}_2 = c_2 (30 \times 3600 / T_{step})^c$. Koristeći standardne procedure, naprimer iz programskog paketa *Wolfram Mathematica*, možemo rešiti ove tri jednačine po konstantama c , c_1 i \bar{c}_2 . Primetimo da je konstanta c_1 izražena u milimetrima⁻¹.

U analizi koja sledi izabrali smo vrednost koeficijenta K jerne posedujemodovoljno informacija o odnosu k_2 / k_1 . To je, sa numeričke tačke gledišta, ekvivalentno izboru $k_2 = 0$, tako da onda imamo $K = k_1$. Iz ovoga je jasno da se moraju izvršiti dodatna istraživanja o uticaju uvijanja, to jest smicanja napona na mestu stem-butna kost. Pošto smo mi imali uzorak sa relativno malim brojem pacijenata, takvu analizu nismo bili u mogućnosti da sprovedemo u ovom radu. Izvršili smo određivanje koeficijenata u jednačini (13) na osnovu tripacijenta, čiji su redni brojevi označeni

$$QK(1 + 0.0555886592 \times h) = 2.61607405 \times 10^9 (TN_M)^{-2.187401}, \quad (15)$$

i tom prilikom smo, na osnovu jednačine (14), umesto N uveli veličinu TM_N . Ponovimo da je u obrascu (15) veličina Q izražena u kilogramima, h u milimetrima, T u satima po danu i N_M u mesecima. Obrazac (15) je naš centralni rezultat. Vrednost konstante K može biti ocenjena iz obrasca (12) i tada treba koristiti podatke koje su pacijenti dali u upitniku. Pošto je obrazac (15) dobijen, pacijentima kojima je radjena revizionna artroplastika kuka kod kojih je ugradjena ista endorpoteza bescementnog tipa su jedini na koje se ova formula moze primeniti. Novi koeficijenti u (13) bili bi dobijeni za svaku drugu protezu.

4. REZULTATI

Posmatrali smo 18 pacijenata koji su operisani u IOHB „Banjica“, u pogledu primarne artroplastike kuka. Operacije su izvodila dva iskusna ortopedska hirurga, pri čemu su svi pacijenti imali odgovarajuću poziciju i veličinu protetskih komponenti. Svi pacijenti su podvrgnuti revizionoj operaciji kuka usled faktora koje smo istraživali tokom ove studije.

Bazirano na individualiziranim parametrima starosti, pola, telesne težine, stepena aktivnosti, femoralnog *offset*-a (h) i težinskih koeficijenata dobijenih interpolacijom (K), dobijena formula (13) je korišćena da se izračuna predviđena trajnost proteze za svakog pojedinačnog pacijenta. Dobijeni podaci su zatim upoređeni sa stvarnom trajnošću svake pojedinačne proteze (v. Tabelu 1). Poslednja tri pacijenta korišćenasu da bi se izveli koeficijenti c_1 , c_2 i c_3 u formuli, što je omogućilo da se na preostalih 15 pacijenata izvrši testiranje saglasnosti između predviđenih rezultata i stvarnih (registrovanih) rezultata. Kompletna statistička analiza je sprovedena u programskom paketu *Statistica* (Statsoft, Dell).

4.1. Statistička validacija modela

Izračunate (predviđene) vrednosti za broj meseci trajanja N_M kretale su se u rasponu od 118,7 do 297,2 sa srednjom vrednošću od 219,55 meseci i standardnim odstupanjem od 48,74 meseci, dok su stvarne vrednosti bile u rasponu od 125 do 302 meseci, sa srednjom vrednošću od 224,33 meseci i standardnim odstupanjem od 50,08 meseci. Primenjen je Man-Vitnjev U test rangova kako bismo uporedili raspodele izračunatih (predviđenih) vrednosti i registrovanih vrednosti za trajnost proteze, što je rezultiralo prihvatanjem hipoteze o jednakosti ove dve raspodele ($p = 0,713$). To ukazuje na činjenicu da postoji visok stepen podudarnosti između ova dva skupa podataka i dokazuje da je model dat formulom (13) validan (v. Sliku 3).

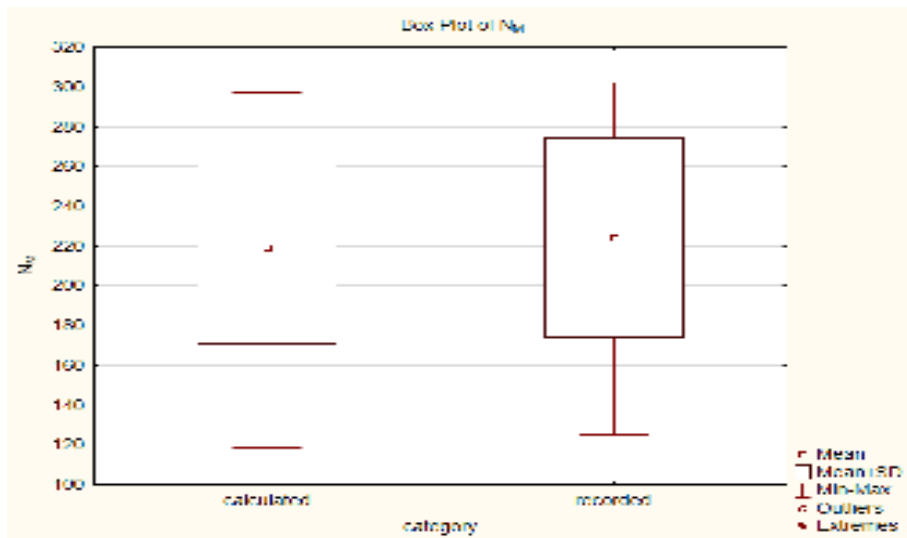
Prosečna trajnost proteza je nešto veća (240,89 meseci) za ženske nego (199,5 meseci) za muške pacijente, no ova razlika nije statistički signifikantna (MWU test, $p = 0,119$).

Prosečna trajnost proteze kod mlađih i starijih pacijenata je neznatno veća od trajnosti kod srednjovećnih pacijenata. Pacijenti starosti 46–50 godina imaju najkraću trajnost proteze, ali ova razlika se nije pokazala statistički značajnom (Kruskal-Voliz test, $p = 0,07$). S druge strane, pokazano je da telesna težina (Q), dnevna fizička aktivnost (T) i femoralni *offset* (h) imaju statistički značajnu korelaciju ($p < 0,05$) sa registrovanim vrednostima trajanja N_M , pri čemu je pokazano da dnevna fizička aktivnost ima najveću i najznačajniju korelaciju $r = -0,84$. Sledeća po redu značajnosti je telesna težina sa korelacijom $r = -0,42$ i femoralni *offset* sa korelacijom $r = -0,56$. Stoga se može zaključiti da ni starost pacijenta ni pol pacijenta nemaju značajan uticaj na očekivanu trajnost proteze. Samo telesna težina, dnevna fizička aktivnost i femoralni *offset* pokazali su se kao statistički značajni faktori, i to su upravo oni parametri koji su uključeni u matematički model tj. formulu (13).

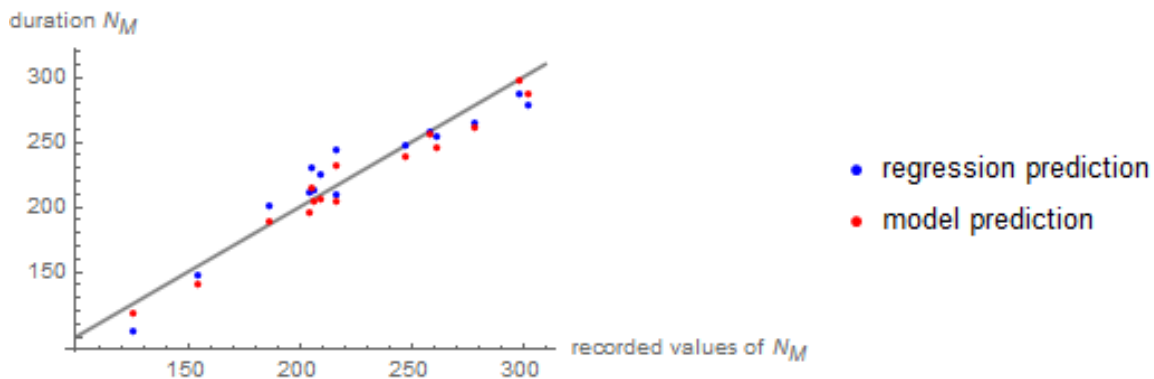
Štaviše, izvedena je multivarijaciona uopštena regresiona analiza, i na osnovu istih 15 pacijenata dobijena formula koja predviđa trajnost proteze u zavisnosti od četiri faktora (Q, T, h, K), u vidu linearne funkcije (regresione jednačine) oblika

$$N_M = -1.1834 \times Q - 42.6465 \times T - 2.2935 \times h - 14.3738 \times K + 633.0953 \quad (14)$$

Nakon toga, uporedili smo uopšteno regresioni model sa našim nelinearnim modelom i formulom (13), bazirano na kvadratnom korenu srednje kvadratne greške (engl. *root mean square error* tj. RMSE). Ova greška (RMSE), između registrovanih i predviđenih podataka, iznosila je 14,77 meseci za regresioni model, dok je za naš model greška iznosila samo 10,39 meseci. Grafikoni 2 i 3 pokazuju tačkasti dijagram (engl. *scatterplot*) predviđenih vrednosti za trajnost proteze N_M , naspram registrovanih (stvarnih) vrednosti za trajnost N_M , upoređujući predviđanja regresionog modela sa predviđanjima našeg teoretskog/matematičkog modela.



Grafikon 2. Upoređivanje registrovanih vrednosti za N_M predviđenim vrednostima na osnovu (13).



Grafikon 3. Upoređivanje regresionog modela (14) i matematičkog modela (13).

4.2. Interpretacija modela

Koristeći sada već validiranu formulu (13), zajedno sa formulom (12), možemo da proračunamo efekat gubitka i dobitka telesne težine, kao i efekat povećanja ili smanjenja dnevne fizičke aktivnosti na očekivanu trajnost proteze, sumirano u Tabeli 2 i Tabeli

3. Na primer, pacijent sa težinom od 60 kg može očekivati povećanje trajnosti proteze od 8,7% nakon gubitka telesne težine od 10 kg. Ukoliko pacijent smanji količinu fizičke aktivnosti sa dnevnih 4 sata na 3 sata dnevno, proteza će dobiti dodatnih 33,3% na trajnosti.

Na osnovu jednačine (12) dobijamo tačan izraz, tj. eksplicitnu formulu na osnovu koje se može predvideti trajnost proteze u mesecima N_M , kao funkcije koja zavisi od četiri parametra: telesne težine Q , femoralnog *offset*-a h , dnevne fizičke aktivnosti T i jednog težinskog faktora K .

$$N_M = \frac{1}{T} \left(\frac{2.61607405 \times 10^9}{KQ(1 + 0.0555886592 \times h)} \right)^{\frac{1}{2.187401}} \quad (15)$$

Trenutna telesna težina (kg)	50	60	70	80	90	100
Očekivano povećanje trajanja proteze nakon gubitka težine od 10 kg	10.7%	8.7%	7.3%	6.3%	5.5%	4.9%
Očekivano smanjenje trajanja proteze nakon gubitka težine od 10 kg	8%	6.8%	5.9%	5.2%	4.7%	4.2%

Tabela 2. Uticaj promene telesne težine na trajnost proteze.

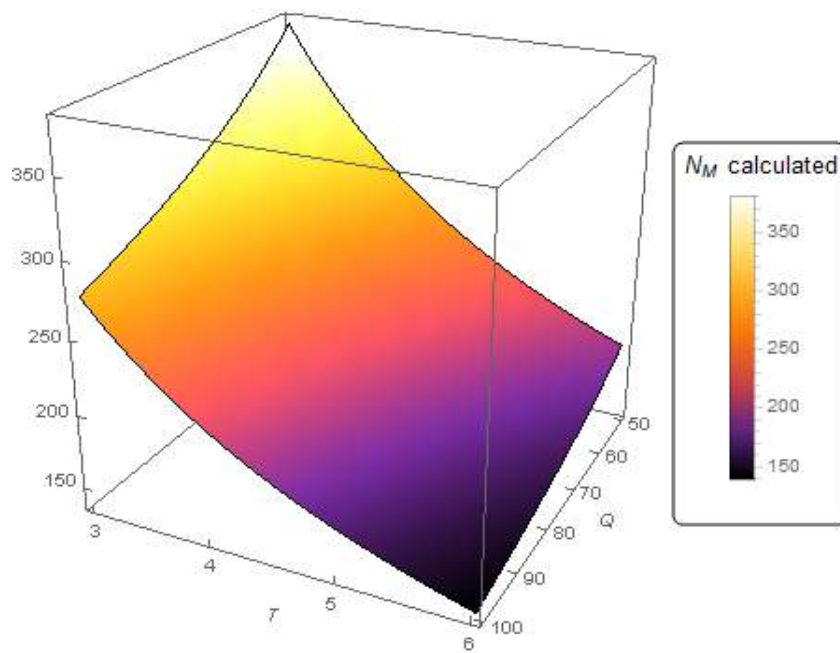
Trenutna fizička aktivnost (sati/dan)	3	3.5	4	4.5	5	5.5	6
Očekivano povećanje trajanja proteze nakonsmanjenja aktivnosti za 1 sat dnevno	50%	40%	33.3%	28.6%	25%	22.2%	20%
Očekivano smanjenje trajanja proteze nakonpovećanja aktivnosti za 1 sat dnevno	25%	22.2%	20%	18.2%	16.7%	15.4%	14.3%

Tabela 3. Uticaj promene količine dnevnih fizičkih aktivnosti na trajnost proteze.

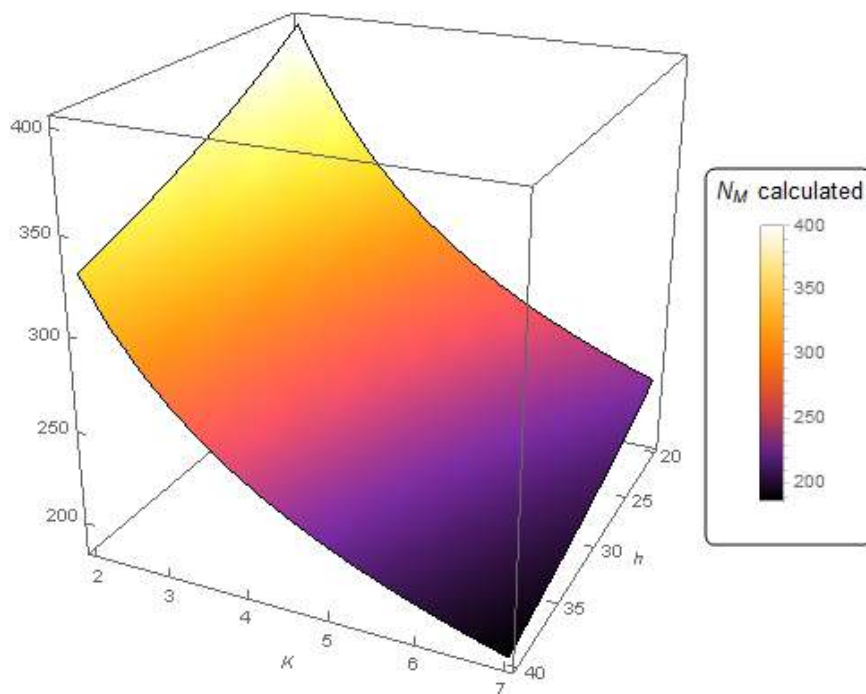
Grafikon 4, grafikon 5 i grafikon 6 opisuju ponašanje funkcije koja je data formulom (15). Na ovim slikama se jasno vidi na koji način se trajnost proteze smanjuje ukoliko dolazi do povećanja u faktorima T , K , Q ili h .

Na Grafikonu 5 su nezavisne promenljive količine dnevne fizičke aktivnosti T u rasponu od 3 do 6 sati dnevnog vežbanja i telesna težina Q u rasponu od 50 do 100 kg. Druge dve promenljive su fiksirane na svojimsrednjim vrednostima $h = 30$ i $K = 4$. Predviđena trajnost proteze N_M varira od 140 do 360 meseci, sa strmim nagibom i opadanjem nadole. Slično, Grafikon 6 pokazuje opadanje u trajnosti proteze za fiksiranu telesnu težinu $Q = 60$ i fizičku aktivnost $T = 4$, kao funkciju femoralnog *offset*-a h u rasponu od 20 do 40 i težinskog faktora K (kojiu sebi sadrži informacije o starosnoj dobi i stilu života, vrstama fizičke aktivnosti itd.) u rasponu od 2 do 7.

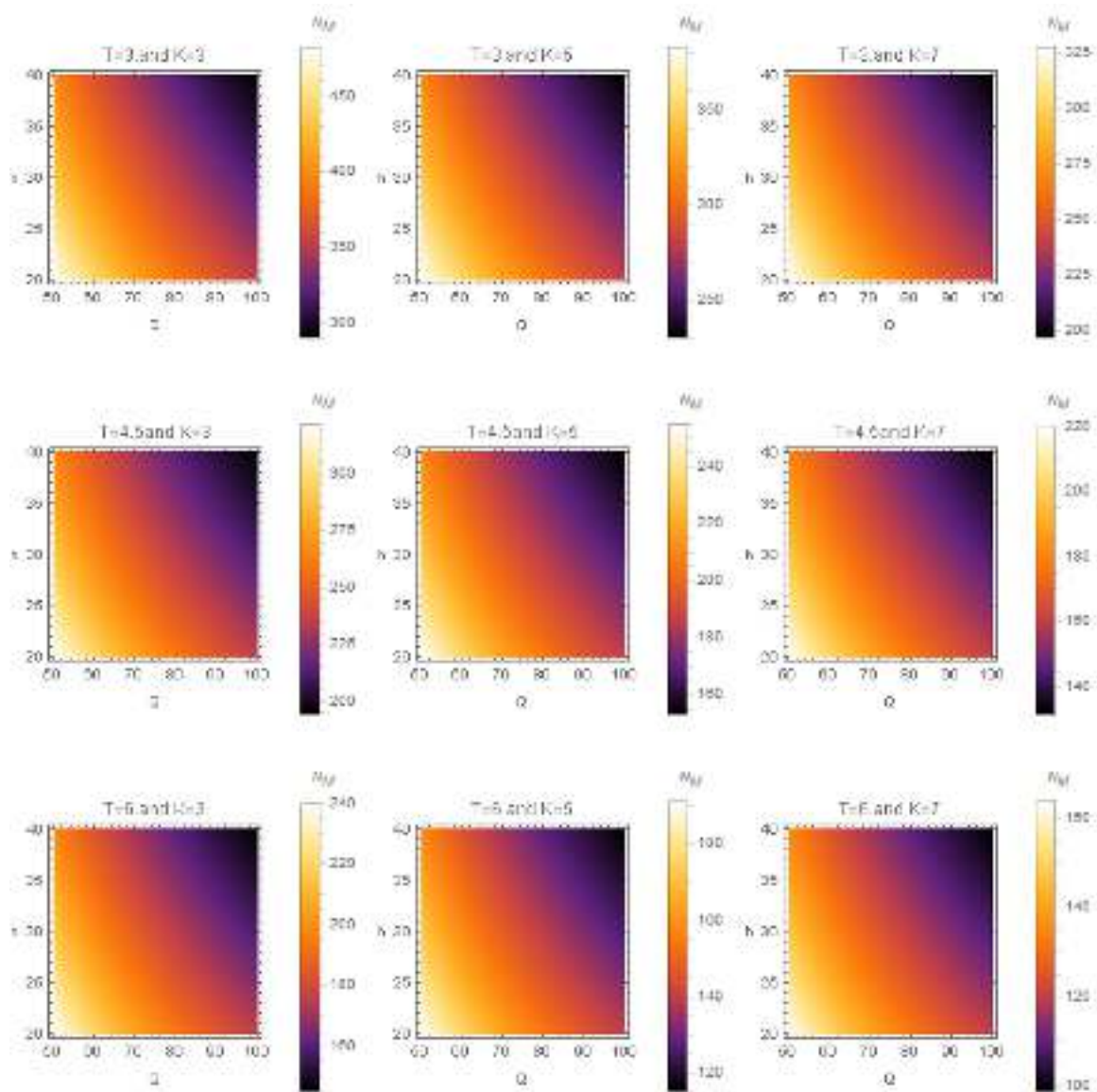
Na Grafikonu 6 nezavisne promenljive su telesna težina Q , u rasponu od 50 do 100 kg, i femoralni *offset* h , u rasponu od 20 do 40 cm. Konturni grafici pokazuju kako se menja predviđena trajnost N_M (tamniji tonovi odgovaraju kraćoj trajnosti, dok svetliji tonovi odgovaraju dužoj trajnosti proteze) za nekoliko fiksiranih vrednosti T i K . Uticaj sva četiri faktora je od ogromnog značaja i rezultira u drastičnim promenama u trajnosti proteze.



Grafikon 4. Oblik funkcije (15) za fiksirane vrednosti $h = 30$ i $K = 4$.



Grafikon 5. Oblik funkcije (15) za fiksirane vrednosti $Q = 60$ i $T = 4$.



Grafikon 6. Konturni grafici za funkciju (15) i nekoliko vrednosti T i K .

4.3. Ukrštena validacija modela

Da bismo analizirali grešku modela, izveli smo desetstruku ukršteno validaciju (*10-fold cross validation*) modela. To znači da smo u deset navrata, na slučajan način, odabrali po tri pacijenta, izračunali koeficijente c_1 , c_2 i c_3 na osnovu ova tri odabrana pacijenta, potom

izračunali predviđene vrednosti $N_M = \frac{1}{T} \left(\frac{c_2}{KQ(1+c_1 \times h)} \right)^{-1/c_3}$ i, konačno, testirali model na

preostalih 15 pacijenata. Tabela4 sadrži pokazatelje kvantitativne performanse našeg modela mereno u sledećim pokazateljima: MSE, RMSE, MBE, MAE, R, FACT2, i iA u svakom probnom testu. Tabela 5 sadrži srednju vrednosti i standardnu grešku svake ove statističke metrike. Tabela6sadrži srednju vrednost, standardno odstupanje i interval poverenja od 95% za svaki izračunati parametar c_1 , c_2 i c_3 .

Iteracija testa	1.	2.	3.	4.	5.	6.	7.	8.	9.	10.
Slučajno odabrani pacijenti	3, 9, 17	1, 5, 18	12, 14, 15	2, 7, 11	1, 5, 10	4, 11, 17	1, 7, 8	5, 11, 18	1, 2, 16	3, 13, 16
c_1	0.0381874	0.069505	0.06584	0.055514	0.050804	0.018742	0.002836	0.196751	0.084587	0.001015
c_2	1.10642E+8	1.9208E+10	2.16E+10	9.83508E+7	1.1614E+10	2.36563E+9	9.20321E+8	2.8813E+10	2.50708E+09	4.21472E+7
c_3	-1.74564	-2.44913	-2.45388	-1.71357	-2.40479	-2.25638	-2.1546	-2.38906	-2.1433	-1.71418
MSE	343.098	93.1858	256.19	198.717	91.3597	180.136	169.342	103.721	131.056	361.857
RMSE	18.5229	9.65328	16.0059	14.0967	9.55823	13.4215	13.0132	10.1844	11.448	19.0225
Relative RMSE(%)	8.08625	4.43489	7.13702	6.13256	4.18242	5.7603	5.86883	4.55066	5.10919	8.31405
MAE	15.5688	8.16701	13.987	12.8838	8.25818	11.8901	10.1982	8.80112	10.1294	13.9091
MBE	12.4579	0.20466	13.987	-5.31764	0.63503	-9.551	5.66352	2.31164	-6.75237	10.1132
MAPE(%)	6.79663	3.75207	6.23679	5.60488	3.61355	5.10303	4.59932	3.93258	4.52073	6.07914
R	0.979059	0.977203	0.984075	0.97586	0.972876	0.982913	0.970239	0.979459	0.980572	0.962632
SDR	13.7076	9.65111	7.78158	13.0553	9.53711	9.42946	11.7161	9.91855	9.24456	16.1115
FACT2	0.979059	0.977203	0.984075	0.97586	0.972876	0.982913	0.970239	0.979459	0.980572	0.962632
iA	0.970791	0.987729	0.965396	0.982194	0.985253	0.981262	0.981396	0.989074	0.984831	0.968858

Tabela4. Parametri modela i metrike performanse modela tokom deset iteracijakros-validacije.

Statističke metrike korišćene za merenje prediktivnih performansi modela:

- srednja kvadratna greška, engl. *Mean Squared Error* (MSE);

$$MSE = \frac{1}{15} \sum_{i=1}^{15} (N_{M,i} - N_i)^2$$

- koren srednje kvadratne greške, engl. *Root Mean Squared Error* (RMSE);

$$RMSE = \sqrt{MSE}$$

- relativni koren srednje kvadratne greške, engl. *Relative Root Mean Squared Error*;

$$relativeRMSE = 100 \left(\frac{RMSE}{\bar{N}} \right)$$

- srednja apsolutna greška, engl. *Mean Absolute Error* (MAE);

$$MAE = \frac{1}{15} \sum_{i=1}^{15} |N_{M,i} - N_i|$$

- srednja centrirana greška, engl. *Mean Bias Error* (MBE);

$$MBE = \frac{1}{15} \sum_{i=1}^{15} (N_{M,i} - N_i) = \overline{N_M} - \bar{N}$$

- procenat srednje apsolutne greške, engl. *Mean Absolute Percentage Error* (MAPE);

$$MAPE = 100 \left(\frac{MAE}{\bar{N}} \right)$$

- koeficijent korelacije, engl. *Correlation coefficient* (R);

$$R = \frac{\frac{1}{15} \sum_{i=1}^{15} N_{M,i} \times N_i - \overline{N_M} \times \bar{N}}{\sigma(N_M) \sigma(N)}$$

- standardno odstupanje reziduala, engl. *Standard Deviation of Residuals* (SDR);

$$SDR = \sqrt{RMSE^2 - MBE^2}$$

- udeo predikcije unutar faktora dva, engl. *Fraction of prediction within a Factor of Two* (FACT2);

$$FACT2 = \frac{1}{14} \sum_{i=1}^{15} \frac{(N_{M,i} - \overline{N_M}) (N_i - \bar{N})}{\sigma(N_M) \sigma(N)}$$

tj. udeo/proporcija predviđanja modela koji zadovoljava $\frac{1}{2} \leq \frac{N_{M,i}}{N_i} \leq 2$

- indeks poklapanja, engl. *index of Agreement* (iA);

$$IA = 1 - \frac{\sum_{i=1}^{15} (N_{M,i} - N_M)^2}{\sum_{i=1}^{15} (|N_{M,i} - \overline{N_M}| + |N_i - \overline{N}|)^2}$$

	MSE	RMS E	Relativ e RMSE	MAE	MBE	MAPE	R	SDR	FACT2	iA
Srednja vrednost	192.866 3	13.492 7	5.9576	11.379 3	2.3752	5.0239	0.9765	11.0153	0.9765	0.9797
Standardno odstupanje	98.8231 8	3.4664 2	1.4803	2.6445 1	8.1626 1	1.1206 2	0.00646	2.56534	0.00646	0.00832

Tabela5. Analiza greške predviđanja modela bazirana na desetostrukoj kros-validaciji.

Parametar modela	Srednja vrednost	Standardno odstupanje	Poverenje -95%	Poverenje +95%
c_1	0.058378	0.056207	0.01817	0.098586
c_2	8.728087E+09	1.080951E+10	9.9543054E+08	1.646074E+10
c_3	-2.142453	0.308872	-2.363407	-1.921499

Tabela6. Analiza greške parametara modela bazirana na desetostrukoj kros-validaciji.

Na osnovu dobijenih vrednosti indikatora grešaka koje ocenjuju prediktivne performanse modela, može se zaključiti da model izuzetno dobro modelira trajnost proteza (npr. prosečna RMSE greška iznosi 13,5 meseci sa intervalom poverenja od 95%, u rasponu od 11 do 16 meseci). Ekstremno visoke vrednosti koeficijenta korelacije (prosečno R je 0.9765 sa izuzetno malom standardnom devijacijom od 0.00646) pokazuju da predviđene vrednosti visoko koreliraju sa registrovanim vrednostima. Pozitivna srednja vrednost greške MBE ukazuje na činjenicu da naš model pomalo precenjuje trajnost proteze, umesto da je potcenjuje.

5. DISKUSIJA

Ključna inovacija ove studije je razvijanje matematičkog modela koji može dati predikciju trajnosti femoralne komponente endoproteze kuka. Predloženi model se zasniva na mehaničkim formulama (Kofin/Menson jednačini i Baskinovom zakonu) u pogledu heterogenih materijala[72].

Totalna artroplastika kuka je jedna od najčešće izvedenih hirurških ortopedskih procedura, a takođe je intervencija sa najuspešnijim ishodom u pogledu smanjenja bola i poboljšanja kvaliteta života kod pacijenata sa osteoartrozom kuka [85]. Odsustvo bola i poboljšanje funkcije zgloba kuka je glavni cilj ove hirurške procedure. Zapravo, više od 90% pacijenata ima potpuno odsustvo bola i značajno bolju funkciju [34]. Međutim, očekivanja pacijenata u vezi sa fizičkom aktivnošću nakon operacije značajno rastu. Rajt (*Wright*) i saradnici[86] su objavili da je rekreativnobavljenje sprotom, bilo na trećem mestu očekivanja kod pacijenata koji su dobili veštački kuk. U druge dve studije, Mont i saradnici[87] su konstatovali da se jedan broj pacijenata odluči za operaciju kuka isključivo da bi mogli da nastave da igraju tenis.

Međutim, uprkos široko rasprostranjenom znanju o značaju fizičke aktivnosti na kvalitet života i opšte zdravstveno stanje[88], nivo fizičke aktivnosti nije dovoljno obrađen kod pacijenata sa veštačkim kukom[89]. Procena nivoa dozvoljene fizičke aktivnosti kod pacijenata sa veštačkim kukom je izuzetno važna s obzirom na posledice prekomerne fizičke aktivnosti koje mogu nastati. Kilgus i saradnici[81], a nedavno Šmalcajrd i saradnici (*Schmalzired et. al.*)[90], obrađivalisu povezanost fizičke aktivnosti i ranog razlabavljenja endoproteze. Flugsrud i saradnici (*Flugsrud et. al.*) su u svom radu primetili da je kod muškaraca koji se intenzivnije bave sportom četverostruko veća šansa da dođe do ranog razlabavljenja endoproteze, u poređenju sa onima koji imaju mirniji stil života [91]. Nažalost, do danas ne postoje jasne smernice u vezi sa nivoom fizičke aktivnosti koji je preporučljiv kod pacijenata sa veštačkim kukom kako se ne bi ugrozila trajnost endoproteze [92].

Tokom sedamdesetih godina prošlog veka, nakon jedne dekade uspešno izvedenih aloartroplastičnih procedura cementnim implantatom, bescementni implantati su počeli da se koriste u sve većem broju. Korišćeni su različiti principi fiksacije endoproteze, kao što su *press-fit* tehnika sa ili bez zavrtnja, i različiti novi materijali. Vremenom je postalo očigledno da ovi materijali treba da imaju dobru biokompatibilnost i specifičnu površinsku strukturu kako bi se postigla sekundarna fiksacija za kost, i na taj način izbeglo razlabavljenje. Mnogi projektovani implantati koji ne zadovoljavaju ove uslove doživeli su, nažalost, neuspeh kod

velikog broja pacijenata. Kada se smatralo da je problem fiksacije implant-kost rešen, habanje i osteoliza pojavili su se kao novi problem koji je doveo do neuspeha kod velikog broja bescementnih acetabularnih i femoralnih komponenti. Čak i danas, najveća pažnja se posvećuje oslanjajućim parovima artikularnih površina, sa nadom da će tehnologija rešiti ove probleme[93].

Sobzirom na to da je totalna artroplastika kuka jedna od najčešće izvedenih ortopedskih hirurških procedura u poslednje tri dekade, broj pacijenata kod koji se primenjuje zbog revizije artroplastike kuka posledično raste. Revizioni zahvat predstavlja veliki izazov za ortopedskog hirurga, a cena lečenja pacijenata kod razlabavljenja endoproteze, i posledično revizije artroplastike, značajno je veća i predstavlja veliki trošak za zdravstveni sistem [94]. Kako je ranije navedeno, razlozi za razlabavljenje endoproteze kuka su različiti. Najčešći tip revizije hirurgije se svodi na zamenu endoproteze u celosti, a najčešći razlog razlabavljenja endoproteze je nestabilnost/ponavljane luksacije (22,5 %), mehaničko razlabavljenje (19,7%) i infekcija (14,8%) [53]. Razlabavljenje endoproteze se grubo može podeliti na rano i kasno, ali jako je teško ustanoviti da li je do razlabavljenja došlo zbog implantata ili navika i životnog stila pacijenta[95]. Uzimajući u obzir karakteristike implantata, metode fiksacije (bescementne, cementne ili hibridne) kao i veličine glavice, ovi faktori se nisu pokazali kao značajni u proceni trajnosti endoproteze. Sa druge strane, pacijenti operisani u bolnicama sa manjim protokom pacijenata i operisani od strane hirurga koji operišu manji broj artroplastičnih procedura godišnje, imaju značajno veću šansu za ranim razlabavljenjem endoproteze i, posledično, revizionu artroplastiku kuka [96]. Faktori rizika za razlabavljenje endoproteze uzrokovano infekcijom su: duže trajanje operativnog zahvata, muški pol, bescementni implantati i cementni implantati (bez antibiotskog cementa). Revizija zbog luksacije se najčešće dešava kod pacijenata starije životne dobi, manjeg prečnika glavice i kod zadnjeg hirurškog pristupa kuku [95]. Pregledom literature došli smo do podataka da za aseptično razlabavljenje endoproteze kuka najveći rizik imaju pacijenti muškog pola sa visokim stepenom fizičke aktivnosti[97]. Takođe, preoperativna dijagnoza depresije i anksioznosti, bolesti jetre, hipoalbuminemije, deficijencije vitamina D i diabetes melitusa povezane su sa visokim postoperativnim rizikom i čestim komplikacijama kod primarne artroplastike kuka [98]. Pregledom i metaanalizom svih nasumičnih ispitanja do sada, gde je upoređivan tip fiksacije endoproteze (bescementne ili cementne), utvrđeno je da fiksacija ne predstavlja faktor rizika koji utiče na učestalost revizije artroplastike [99]. Fevang i saradnici[100] su u svom radu koji se odnosi na Norveški registar (1987–2007) došli do zaključka da se značajno smanjio broj revizionih artroplastika kuka usled aseptičkog

razlabavljenja. Ovi rezultati su razlog veće upotrebe dobro dokumentovanih implantata, sa dobrim biomehaničkim osobenostima. Takođe, primećen je veći broj revizija u ranom postoperativnom toku. Slični rezultati su publikovani iz Švedskog registra [101, 102]. U dva rada iz Sjedinjenih Američkih Država (revizije 1990–2004 godine) publikovani su rezultati gde je došlo do povećane stope revizije [32, 33]. Melvin i saradnici [103] su objavili (revizije 2001–2011 godine) da je u njihovoj studiji stopa revizije kod petogodišnjeg praćenja bila 24,1 %, a da je najčešći razlog bilo aseptično razlabavljenje endoproteze, infekcija, ponavljane luksacije, reakcija metaloze i periprotetični prelomi. U Švedskom registru podataka iz 2009. godine [104] stopa revizije zbog aseptičnog razlabavljenja i osteolize postepeno se smanjivala sa 72,3% na 52,2% u periodu od 2000 do 2005. godine. Ovaj podatak govori u prilog tome da su bescementni implantati, koji su se u najvećoj meri koristili u tom periodu, značajno boljih biomehaničkih performansi. Mada se broj revizija zbog periprotetičnih preloma u ovom periodu značajno povećao verovatno iz istog razloga, uvođenje bescementnih implantata u povećano je čak i kod pacijenata starije životne dobi [105]. U Australijskom registru [106] objavljeno je da se stopa revizionih artroplastika kuka značajno smanjila u periodu 2003–2016 godine sa 12,9% na 8,9 %. Kod pacijenata kod kojih je primarna artroplastika urađena zbog osteoartritisa kuka manja je stopa revizije u odnosu na pacijente kod kojih je veštački kuk ugrađen nakon preloma kuka zbog reumatoidnog artritisa i razvojnog poremećaja kuka. U podacima iz registra vidise da je načešći razlog revizione artroplastike zbog aseptičnog razlabavljenja (25,6%), dislokacije (21,6%), periprotetičnog preloma (19,5%) i infekcije (17,1%). Bini faktori koji takođe utiču na stopu revizije su i godine i pol pacijenata. Pacijenti stariji od 75 godina ređe su reoperisani u poređenju sa pacijentima mlađe životne dobi. Mladi muški pacijenti imaju nešto veći rizik za razlabavljenje endoproteze u odnosu na pacijente ženskog pola (9,2% za muškarce i 8,4% za žene). Što se tiče tipa fiksacije, nema značajne razlike u rezultatima kod cementne ili hibridne fiksacije, dok pacijenti kod kojih je ugrađena bescementna endoproteza su u većem riziku za revizionu artroplastiku.

U ovoj studiji smo posmatrali pacijente kod kojih je rađena revizionna artroplastika kuka, isključivo usled mehaničkog razlabavljenja. Kod svih 18 pacijenata (12 žena i 6 muškaraca) korišćen je istibesementni hidroksiapatitni implantat RCM (*Milano, Cremascoli*). Sobzirom na dizajn i karakteristike implantata, acetabularna i femoralna komponenta je implantirana *press-fit* tehnikom, gde je inicijalno dobijena apsolutna stabilnost. Svim pacijentima je odmah nakon operacije dozvoljen pun oslonac na operisanu nogu (u prvih mesec dana sa potpazušnim štakama). Pacijenti kod kojih nije postignuta inicijalno apsolutna stabilnost, i koji nisu zadovoljili kriterijume, nisu uključeni u studiju.

Aseptično razlabavljenje endoproteze kuka se najčešće vidi kao proširenje radiolucenčnih linija oko samog implantata na nativnoj radiografiji kuka i najčešće je povezano sa bolom u kuku. Aseptično razlabavljenje se javlja u odsustvu infekcije i manifestuje se resorpcijom kosti oko implantata. Povećan broj ciklusa u zglobu kuka sa trčanjem, skakanjem i sportskim aktivnostima značajno može uticati i povećati rizik od aseptičnog razlabavljenja endoproteze [80]. Zaista, naša analiza pokazuje da telesna težina i povećana životna aktivnost imaju veliki uticaj na nastanak aseptičnog razlabavljenja [72]. Naš matematički model je pokazao da ekstremna fizička aktivnost (skakanje, skok sa visine, težak fizički rad i ekstremne sportske aktivnosti) čak i kod mladih pacijenata dovodi do značajno kraćeg veka trajanja implantata [72]. Pokazano je i u ranijim studijama [81] da fizička aktivnost pacijenta (redovno bavljenje sportom), koja uključuje skokove i doskoke na operisanu nogu, značajno utiče na razlabavljenje endoproteze.

Bez obzira na uticaj fizičke aktivnosti na trajnost endoproteze, mi snažno ohrabrujemo i promovisemo umereno bavljenje sportom jer je pokazano da je aktivnost pacijenata povezana sa boljim i bržim koštanim prirastanjem. Ključna inovacija ove studije je razvoj matematičkog modela za izdržljivost femoralne komponente endoproteze kuka. U ovoj studiji koristili smo matematički model koji je zasnovan na mehaničkom modelu sila koje deluju na kuku, a sastoji se iz tri komponente, kao što je opisano u poglavlju 7. Dve od te tri sile su rezultat torzije koje se ponekad mogu zanemariti, iako je opšte poznato da su torzione sile glavni uzrok aseptičkog razlabavljenja endoproteze. S obzirom na to da eksperimentalni rezultati koji se tiču torzionih sila nisu bili sasvim jasni u dosadašnje izvedenim matematičkim modelima, mi smo uključili efekat torzionih sila kroz koeficijent K , koji predstavlja individualni rezultat analize životnog stila svakog pacijenta. Potrebna su dalja istraživanja i unapređenje ovog aspekta našeg matematičkog modela u sledećim istraživanjima. Životni stil pacijenata kroz određene faktore mora biti inkorporiran u matematičku formulu koja previđa trajnost endoproteze kuka.

Maksimalni napon oko femoralne komponente endoproteze zasnovan je na radu Da Silve isaradnika [15], koji su razmatrali i primenili teorije ekscentrične kompresije (savijanje kao rezultat kompresije i torzije). Postojeća istraživanja i matematički modeli su bazirani na prenosu toplote, protoka fluida i distribucije stresa i uglavnom su istraživanja bila vezana za cementne endoproteze kuka [84]. Međutim, ne postoji eksperimentalna potvrda takvih modela. U našem pristupu koristimo univerzalni model koji se odnosi na zamor heterogenih materijala [77]. Naš matematički model je testiran na femoralne komponente endoproteze kvalitetno i dobro operisanih pacijenata (adekvatna pozicija i veličina implantata), sa nekoliko uprošćenja, kako bi se pokazala validnost pretpostavljenih mehaničkih principa.

Eksperimentalni podaci su analizirani i prednosti našeg predviđanja navedene su u zaključku. Cai i saradnici (Tsai et al.) [107] su koristili simulaciju u realnim uslovima kako bi odredili tačku zamora. Ploeg i saradnici [74] su u svojim istraživanjima mehanički testirali i ispitivali razloge za razlabavljenje endoproteze. Han i saradnici [82] su u svom radu objavili rezultate vezane za trajnost femoralne komponente endoproteze kod 95 operisanih pacijenata sa osteonekrozom glave butne kosti, bez razvijanja matematičkog modela. Malori (*Mallory*) je sa svojim kolegama u radu [108] pokazao da na trajnost femoralne komponente endoproteze utiče geometrija implantata, dok su u radu [109] autori pokazali da i završna obrada i arhitektonika implantata i tekako ima uticaj na razlabavljenje femoralnog stema.

Na osnovu činjenica navedenih u knjizi [110], razlabavljenje endoproteze je prvenstveno mehanički fenomen, tako da smo mi analizirali mehanički fenomen koji dovodi do aseptičnog razlabavljenja endoproteze kuka.

U našem radu izveli smo matematičku formulu baziranu na rezultatima predstavljenim u knjizi [111] sa određenim modifikacijama koje se tiču stresa koji su specifični za životni vek endoproteze kuka. Koeficijenti u formuli se mogu izračunati iz randomiziranog uzorka pacijenata sa istim tipom endoproteze, a potom koristiti za predviđanje trajnosti femoralne komponente endoproteze u većoj grupi pacijenata kod kojih je ugrađen isti tip endoproteze. Naši rezultati su detaljno prikazani u Tabelama 1, 2 i 3 koje smo dobili pomoću formule (18). U idealnom slučaju, specifični podaci vezani za pacijenta, kao što su indeks telesne težine (BMI) i nivo dnevne fizičke aktivnosti, bili su dostupni, tako da nije bilo razloga za dodatna ispitivanja.

Naš predloženi model zasniva se na dobro poznatoj mehaničkoj teoriji (Kofin/Menson jednačini i Baskinovom zakonu) vezanoj za heterogene materijale. Pretpostavka je, naravno, da sistem kakav je endoproteza kuka predstavlja heterogen sistem, kao što je navedeno u [30]. Na osnovu toga izveli smo formulu za izdržljivost (vek trajanja) endoproteze kuka. Specifična karakteristika u formuli (17) je da se napon izračunava formulom za ekscentričan napon. Bazira se na uvođenju vrednosti h (femoralni *offset*) koji je specifičan za svakog pacijenta. Vrednosti za dnevnu aktivnost T su procenjivane na osnovu razgovora i upitnika sa svakim pacijentom, pri čemu je analizan njegov/njen stil života i profesionalno zanimanje. Koeficijent K je procenjivan na osnovu kretanja pacijenta i dnevne fizičke aktivnosti. Pri proceni K pratili smo rezultate u radovima [112] i [84] (vidi formulu (7)). Ovi autori su detaljno proučavali efikasnost sile (u našem radu KQ). Uticaj obučne na efektivnu silu KQ proučavao je Sinkler (*Sinclair*) [113]. Ovaj efekat može dalje biti obrađen u nekom od budućih istraživanja, korišćenjem našeg matematičkog modela. Uticaj različitih veličina glavica endoproteze na

stres i deformaciju i, posledično, na izdržljivost i trajnost implantata ispitivana je od strane Šaika i autora (*Shaik et. al.*) u radu [114]. U našoj studiji veličina glavice endoproteze bila je uvek ista (prečnik 32mm), tako da ovaj efekat nije uticao na naše rezultate. Dinamičko opterećenje tokom hoda u funkciji vremena, takođe je jedan od ključnih stresora [84], i ovaj faktor je takođe uključen u našu formulu kroz koeficijent K .

U svrhu definisanja jedinstvenih koeficijenata specifično za ovaj femoralni stem, metodom slučajnog izbora izabrali smo tri pacijenta. Ovo nam je omogućilo da njihove podatke uvrstimo u jednačinu kako bi odredili navedene koeficijente. Sledeća formula (20) sa specifičnim koeficijentima izabrane femoralne komponente endoproteze korišćena je kako bi se predvidela trajnost femoralne komponente endoproteze za ostalih 15 pacijenata uključenih u studiju.

Razlika između stvarnog trajanja i proračunatog trajanja endoproteze N_M je vrlo slična. Predviđene i stvarne vrednosti trajanja endoproteze su, u poređenju sa rezultatom Man-Vitni U testom (*Mann-Whitney U test*), bile u visokoj vrednosti ($p=0,709$) što ukazuje na poklapanje izračunatih i stvarnih vrednosti N_M . Ovo potvrđuje validnost i preciznost našeg matematičkog modela.

Formula matematičkog modela za analizu trajnosti i izdržljivosti endoproteze koja je dobijena u radu [115] u našem slučaju je (20), gde je K dobijeno iz formule (15). Takođe se može videti da koeficijent opterećenja K zavisi od koeficijenta sile k_1 i torzije k_2 .

Naš izvedeni matematički model se fokusira na predviđanje trajnosti femoralne komponente endoproteze kuka kod aseptičnih razlabavljenja, iako znamo da to nije glavni razlog za razlabavljenje endoprotetskog sistema kod većine pacijenata. Takođe, znamo da postoje pacijenti sličnih godina, telesne težine i slične fizičke aktivnosti kod kojih nije došlo do razlabavljenja endoproteze kuka. Model koji smo razvili služi za prognoziranje trajnosti proteze jedino kod aseptičkog razlabavljenja, i ne uključuje druge mnogobrojne razloge koji dovode do razlabavljenja endoproteze i revizije artroplastične procedure. Kompletan model predviđanja trajnosti endoproteze može biti razvijen Bajesanovom tehnikom (*Bayesian technique*) klasifikovanja pacijenata u različite grupe, pri čemu svaka grupa pripada razlabavljenju endoproteze iz različitog razloga. Razvijanjem individualnog modela za svaki razlog razlabavljenja, a zatim predviđanje trajnosti endoproteze, značajno bi unapredio model i dao bolji i sveobuhvatniji način predviđanja ukupnog trajanja endoproteze.

Ograničenja trenutne studije su retrospektivni dizajn, obrađivanje samo jednog tipa implantata, relativno mali uzorak i ne najprecizniji upitnik o načinu života i navikama pacijenata. Moramo naglasiti da se izvedeni matematički model odnosi isključivo na pacijente

kod kojih je došlo do aseptičkog razlabavljenja endoproteze samo zbog zamora materijala. U studiji je korišćena endoproteza obložena hidroksiapatitom, koja se u našoj ustanovi koristila u vreme istraživanja. Mišljenja smo da bi izvedena matematička formula mogla da se iskoristi i na femoralnim stemovima koji su obloženi drugim materijalima (eng. *plasma, porous, grit blasted* itd.), tako što bi se koeficijenti menjali unutar matematičkog modela.

Još jedan limitirajući faktor studije koji utiče na prediktivne sposobnosti matematičkog modela može biti činjenica da smo u studiju uključivali isključivo mlade i aktivne pacijente sa dobrim kvalitetom kosti bez znakova osteoporoze. Takođe, u pogledu demografskih faktora, u potpunosti smo izostavili nivo obrazovanja pacijenata, materijalni status, zanimanje i bračnistatus, dok su nam za istraživanje isključivo bile značajne godine starosti i pol.

Mora se naglasiti da je formula sa datim koeficijentima, primenjena na 15 pacijenata, specifična za implantat koji smo ispitivali i da su potrebna dodatna ispitivanja za procenu parametara u formuli (18) za druge implantate kuka (drugi materijali i proizvođači endoproteza), posebno za test materijala predloženih u [116, 117]. Bez obzira, mi smo uvereni da se novi adekvatni koeficijenti mogu lako odrediti na isti način. Upitnik koji je vezan za koeficijente K i T takođe može biti poboljšan i unapređen u budućnosti, kako bi se subjektivnost ispitanika vezana za fizičku aktivnost i vreme provedeno „na nogama“ smanjila na minimum. Smatramo da sa poboljšanom analizom životnog stila pacijenta, naš matematičko-mehanički model može biti još precizniji.

Analizom performanse modela zaključili smo da model izvrsno predviđa trajnost proteze. Istovremeno, nije se pokazalo da je moguće popraviti model tako što bi se koeficijenti „krojili“ premanekoj specifičnoj kohorti pacijenata. Na primer, neko bi mogao očekivati da se izborom tri starije pacijentkinje za izračunavanje koeficijenata c_1 , c_2 and c_3 dobija formula koja bolje predviđa trajnost proteza u skupu starijih pacijenata ženskog pola, nego što bi predviđala u skupu mlađih pacijenata muškog pola ili mešovite grupe pacijenata. Interesantno, to nije slučaj, i model podjednako dobro predviđa, bez obzira na izbor tri pacijenta. Međutim, mora se naglasiti da formula daje najbolje rezultate za vrednosti K između 2,2 i 7,2, što je posledica činjenice da smo vršili interpolaciju između ove dve vrednosti (Slika 2), dok su preostale ekstrapolirane vrednosti od manjeg poverenja.

Takođe, formula (15) gubi na performansama za vrednosti T koje su blizu nule, što je takođe matematička posledica (predviđene vrednosti bi težile beskonačnosti). Stoga, ne analiziramo slučaj kada pacijenti nisu uopšte fizički aktivni (npr. nepokretni pacijenti, ležeći

bolesnici), niti promoviramo ispravnost kompletne apstinencije od fizičkih aktivnosti. Naš model opisuje doprinos fizičke aktivnosti koja je u granicama umerenih aktivnosti do visokih aktivnosti (2 do 7 sati dnevne fizičke aktivnosti) na trajanje proteze.

6. ZAKLJUČCI

Ova studija pokazuje da se primenom matematičkog modela i uvođenjem informacija o individualnim pacijentima, može pouzdano predvideti trajnost proteze za individualnog pacijenta, sa standardnom greškom od ca. 10 meseci. Značaj matematičkog modela se ogleda i u sledećim stavkama:

- model je zasnovan na principu skromnosti: koeficijenti modela se mogu izračunati pomoću informacija o samo trojpacijentata. Preciznost statističkih modela kao što su regresioni modeli i sl. zavisi od obima uzorka i potreban je veliki obim uzoraka da bi se postigla tačnost ocenjenih parametara. Naš model postiže veću preciznost i bolju predikciju bazirano na utvrđenom broju od samo tri pacijenta;
- model pomaže proizvođaču proteze da izračuna garanciju i daje uvid u moguća dalja usavršavanja, zavisno od karakteristike materijala;
- nakon što je femoralni *offset* h izmeren tokom *RTG* dijagnostike, ortoped može precizno da oceni trajnost proteze za specifičnog pacijenta, zasnovano na pacijentovom stilu života (fizička aktivnost) i telesnoj težini;
- model pomaže u edukaciji pacijenata u pogledu rizika i može poslužiti da se daju preporuke i modifikacije ponašanja pacijenata koji su pod visokim rizikom. Važne informacije koje su sadržane u formuli (15) jesu uticaj telesne težine na trajnost proteze (v. Tabelu 2) i uticaj dnevnih fizičkih aktivnosti na trajnost proteze (v. Tabelu 3). Na primer, gubitak telesne težine od 10% rezultiraobi u produženju trajnosti proteze odoko 5%. Važi i da smanjivanje sati dnevnih aktivnosti T za 50% rezultuje povećanjem trajnosti N_M za 100%. Takođe, na osnovu (15) može se zaključiti da se promenom K , kao rezultatom promene vrste dnevnih aktivnosti (npr. prestankom bavljenja sportom) na $K/2$, tj. Smanjivanjem K za 50% , trajnost proteze uvećava za oko 37%.

7. LITERATURA

1. Trueta, J., *Vascularization of bones and osteogenesis*. Revue de chirurgie orthopédique et réparatrice de l'appareil moteur, 1958. **44**(1): p. 3–3.
2. Chung, S.M.K., *The arterial supply of the developing proximal end of the human femur*. Journal of Bone and Joint Surgery - Series A, 1976. **58**(7): pp. 961–970.
3. Minne and Depreux, *Arterial vascularization of the coxofemoral constituent elements*. Lille chirurgical, 1957. **12**(4–5): pp. 191–194.
4. M.Zlatic, B.R., *Degenerativna oboljenja kuka. Hirurško lečenje*. Vol. 1. 1989, Beograd: Zavod za stručno usavršavanje i izdavačku delatnost „Beograd“. 215.
5. Pauwels, F., *Short survey of mechanical stress of bone and its importance for the functional adaptation*. Zeitschrift fur Orthopadie und ihre Grenzgebiete, 1973. **111**(5): pp. 681–705.
6. Bombelli, R., R.F. Santore and R. Poss, *Mechanics of the normal and osteoarthritic hip. A new perspective*. Clinical Orthopaedics and Related Research, 1984. **NO. 182**: pp. 69–78.
7. Ganz, R., et al., *The etiology of osteoarthritis of the hip: An integrated mechanical concept*. Clinical Orthopaedics and Related Research, 2008. **466**(2): pp. 264–272.
8. Beck, M., et al., *Hip morphology influences the pattern of damage to the acetabular cartilage. Femoroacetabular impingement as a cause of early osteoarthritis of the hip*. Journal of Bone and Joint Surgery - Series B, 2005. **87**(7): pp. 1012–1018.
9. Kaya, M., et al., *Hip morphology influences the pattern of articular cartilage damage*. Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy, 2016. **24**(6): pp. 2016–2023.
10. Toogood, P.A., A. Skalak and D.R. Cooperman, *Proximal femoral anatomy in the normal human population*. Clinical Orthopaedics and Related Research, 2009. **467**(4): pp. 876–885.
11. Nötzli, H.P., et al., *The contour of the femoral head-neck junction as a predictor for the risk of anterior impingement*. Journal of Bone and Joint Surgery - Series B, 2002. **84**(4): pp. 556–560.
12. Kapoor, M. and N.N. Mahomed, *Osteoarthritis: Pathogenesis, diagnosis, available treatments, drug safety, regenerative and precision medicine*. Osteoarthritis: Pathogenesis, Diagnosis, Available Treatments, Drug Safety, Regenerative and Precision Medicine 2015. 1–278.

13. Lee, P., et al., *The etiology and pathogenesis of osteoarthritis: A review*. Seminars in Arthritis and Rheumatism, 1974. **3**(3): pp. 189–218.
14. Mankin, H.J., et al., *Biochemical and metabolic abnormalities in articular cartilage from osteo-arthritic human hips. i i. Correlation of morphology with biochemical and metabolic data*. The Journal of bone and joint surgery. American volume, 1971. **53**(3): pp. 523–537.
15. Concoff, A.L. and K.C. Kalunian, *What is the relation between crystals and osteoarthritis?* Current Opinion in Rheumatology, 1999. **11**(5): pp. 436–440.
16. Volpi, N., *The pathobiology of osteoarthritis and the rationale for using the chondroitin sulfate for its treatment*. Current drug targets. immune, endocrine and metabolic disorders, 2004. **4**(2): pp. 119–127.
17. Tardif, G., et al., *Differential gene expression and regulation of the bone morphogenetic protein antagonists follistatin and gremlin in normal and osteoarthritic human chondrocytes and synovial fibroblasts*. Arthritis and Rheumatism, 2004. **50**(8): pp. 2521–2530.
18. Wluka, A.E., et al., *Bone marrow lesions predict increase in knee cartilage defects and loss of cartilage volume in middle-aged women without knee pain over 2 years*. Annals of the Rheumatic Diseases, 2009. **68**(6): pp. 850–855.
19. Wilson, A.J., et al., *Transient osteoporosis: Transient bone marrow edema?* Radiology, 1988. **167**(3): pp. 757–760.
20. Newberry, W.N., D.K. Zukosky and R.C. Haut, *Subfracture insult to a knee joint causes alterations in the bone and in the functional stiffness of overlying cartilage*. Journal of Orthopaedic Research, 1997. **15**(3): pp. 450–455.
21. Klippel, J.H., et al., *Primer on the rheumatic diseases: Thirteenth edition*. Primer on the Rheumatic Diseases: Thirteenth Edition 2008. 1–721.
22. Harrison, M.H., F. Schajowicz, and J. Trueta, *Osteoarthritis of the hip: a study of the nature and evolution of the disease*. The Journal of bone and joint surgery. British volume, 1953. **35-B**(4): pp. 598–626.
23. Green Jr, W.T., et al., *Microradiographic study of the calcified layer of articular cartilage*. Archives of pathology, 1970. **90**(2): pp. 151–158.
24. Freeman, M.A.R., *The fatigue of cartilage in the pathogenesis of osteoarthritis*. Acta Orthopaedica Scandinavica, 1975. **46**(3): pp. 323–328.
25. Lane, L.B., A. Villacin, and P.G. Bullough, *The vascularity and remodelling of subchondral bone and calcified cartilage in adult human femoral and humeral heads*.

- An age and stress related phenomenon.* Journal of Bone and Joint Surgery - Series B, 1977. **59**(3): pp. 272–278.
26. Azuma, H., *Intraosseous Pressure as a Measure of Hemodynamic Changes in Bone Marrow.* Angiology, 1964. **15**(9): pp. 396–406.
 27. Arnoldi, C.C., H. Linderholm, and H. Müssbichler, *Venous engorgement and intraosseous hypertension in osteoarthritis of the hip.* Journal of Bone and Joint Surgery - Series B, 1972. **54**(3): pp. 409–421.
 28. Murray, R.O., *The aetiology of primary osteoarthritis of the hip.* The British journal of radiology, 1965. **38**(455): pp. 810–824.
 29. Solomon, L., *Patterns of osteoarthritis of the hip.* Journal of Bone and Joint Surgery - Series B, 1976. **58**(2): pp. 176–183.
 30. Callaghan, J.J., et al., *The adult hip: Hip arthroplasty surgery: Third edition.* The Adult Hip: Hip Arthroplasty Surgery: Third Edition. Vol. 1–2. 2015. 1–1624.
 31. Schwartz, B.E., et al., *Revision total hip arthroplasty in the United States: national trends and in-hospital outcomes.* international Orthopaedics, 2016. **40**(9): pp. 1793–1802.
 32. Kurtz, S., et al., *Projections of primary and revision hip and knee arthroplasty in the United States from 2005 to 2030.* Journal of Bone and Joint Surgery - Series A, 2007. **89**(4): pp. 780–785.
 33. Kurtz, S., et al., *Prevalence of primary and revision total hip and knee arthroplasty in the United States from 1990 through 2002.* Journal of Bone and Joint Surgery - Series A, 2005. **87**(7): pp. 1487–1497.
 34. Siopack, J.S. and H.E. Jergesen, *Total hip arthroplasty.* Western Journal of Medicine, 1995. **162**(3): pp. 243–249.
 35. *Anthology of orthopaedics. By Mercer Rang, F.R.C.S., Senior Lecturer in Orthopaedic Surgery, University of the West Indies, Kingston, Jamaica. 9¾ × 7 in. Pp. 243+xi i, illustrated. 1966. Edinburgh and London: E. & S. Livingstone Ltd. 42s. BJS, 1966.* **53**(5): p. 483-483.
 36. L., O., *Traite des resections et des operations conservatives qu on peut practiquer sur la sisteme osseux.* Paris, 1883.
 37. Witt, A.N. and M.H. Hackenbroch Jr, *Fixing the acetabular component in total replacement of the hip-joint.* Zeitschrift fur Orthopadie und ihre Grenzgebiete, 1972. **110**(3): pp. 292–304.

38. Hey Groves, E.W., *The reconstructive surgery of the hip*. British Medical Journal, 1926. **2**(3436): pp. 871–872.
39. Smith-Petersen, M.N., *Evolution of mould arthroplasty of the hip joint*. The Journal of bone and joint surgery. American volume, 1948. **30 B**(1): pp. 59–75.
40. Law, W.A., *Post-operative study of vitallium mould arthroplasty of the hip joint*. J Bone Joint Surg Br, 1948. **1**: pp. 76–83.
41. Stinchfield, F.E. and B. Cooperman, *Replacement of the femoral head by Judet or Austin Moore prosthesis*. The Journal of bone and joint surgery. American volume, 1957. **39 A**(5): pp. 1043–1058.
42. Knight, S.R., R. Aujla, and S.P. Biswas, *Total Hip Arthroplasty - over 100 years of operative history*. Orthopedic Reviews, 2011. **3**(2): p. e16.
43. Wiles, P., *The surgery of the osteoarthritic hip*. Br J Surg, 1958. **45**(193): pp. 488–97.
44. Brown, S.R., et al., *Long-term survival of McKee-Farrar total hip prostheses*. Clin Orthop Relat Res, 2002. **402**: pp. 157–63.
45. McKellop, H., et al., *in vivo wear of three types of metal on metal hip prostheses during two decades of use*. Clin Orthop Relat Res, 1996. **329**(40): pp. S128–40.
46. Charnley, J., *Arthroplasty of the hip. A new operation*. Lancet, 1961. **1**(7187): pp. 1129–32.
47. Dumbleton, J.H., *Tribology of natural and artificial joints*. (Book). AMSTERDAM THE NETHERLANDS, ELSEVIER SCi. PUBLiSHiNG CO., 1981, 1981(3)).
48. Scholes, S.C., A. Unsworth, and A.A.J. Goldsmith, *A frictional study of total hip joint replacements*. Physics in Medicine and Biology, 2000. **45**(12): pp. 3721–3735.
49. Heller, M.O., et al., *Musculo-skeletal loading conditions at the hip during walking and stair climbing*. Journal of Biomechanics, 2001. **34**(7): pp. 883–893.
50. Bowden, F.P. and D. Tabor, *The Friction and Lubrication of Solids*, 1950.
51. Walker, P.S., *FRICITION OF INTERNAL ARTIFICAL JOINTS*. Engineering in Medicine, 1972. **1**(4): pp. 91–92, 95.
52. Muirhead-Allwood, S.K., *Lessons of a hip failure*. British Medical Journal, 1998. **316**(7132): p. 644.
53. Bozic, K.J., et al., *The epidemiology of revision total hip arthroplasty in the united states*. Journal of Bone and Joint Surgery - Series A, 2009. **91**(1): pp. 128–133.
54. Digas, G., et al., *The otto aufranc award: Highly cross-linked polyethylene in total hip arthroplasty - Randomized evaluation of penetration rate in cemented and uncemented*

- sockets using radiostereometric analysis*. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 2004(429): pp. 6–16.
55. Varnum, C., *Outcomes of different bearings in total hip arthroplasty - implant survival, revision causes, and patient-reported outcome*. *Danish medical journal*, 2017. **64**(3).
 56. Mai, K., et al., *Incidence of 'Squeaking' after ceramic-on-ceramic total hip arthroplasty*. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 2010. **468**(2): pp. 413–417.
 57. Traina, F., et al., *Fracture of ceramic bearing surfaces following total hip replacement: A systematic review*. *BioMed Research international*, 2013. **2013**.
 58. Jiang, Y., et al., *Current research in the pathogenesis of aseptic implant loosening associated with particulate wear debris*. *Acta Orthopaedica Belgica*, 2013. **79**(1): pp. 1–9.
 59. Gösta, U., *Risk factors and treatment of dislocations of total hip arthroplasty*, in *European instructional Lectures: Volume 13, 2013 14th EFORT Congress, Istanbul, Turkey*, 2013. pp. 209–216.
 60. Ullmark, G., *The unstable total hip arthroplasty*. *EFORT open reviews*, 2016. **1**(4): pp. 83–88.
 61. Seagrave, K.G., et al., *Acetabular cup position and risk of dislocation in primary total hip arthroplasty: a systematic review of the literature*. *Acta orthopaedica*, 2017. **88**(1): pp. 10–17.
 62. Girard, J., *Femoral head diameter considerations for primary total hip arthroplasty*. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*, 2015. **101**(1): pp. S25–S29.
 63. Pulido, L., C. Restrepo and J. Parvizi, *Late instability following total hip arthroplasty*. *Clinical medicine & research*, 2007. **5**(2): pp. 139–142.
 64. Fitzgerald, J.R., *Total hip arthroplasty sepsis. Prevention and diagnosis*. *The Orthopedic clinics of North America*, 1992. **23**(2): pp. 259–264.
 65. Kurtz, S.M., et al., *Infection burden for hip and knee arthroplasty in the United States*. *The Journal of arthroplasty*, 2008. **23**(7): pp. 984–991.
 66. Zywiell, M.G., et al., *State of the art in hard-on-hard bearings: how did we get here and what have we achieved?* *Expert review of medical devices*, 2011. **8**(2): pp. 187–207.
 67. Liow, M.H.L. and Y.M. Kwon, *Metal-on-metal total hip arthroplasty: risk factors for pseudotumours and clinical systematic evaluation*. *International Orthopaedics*, 2017. **41**(5): pp. 885–892.

68. Esposito, C. I., et al., *What is the trouble with trunnions?* Clinical Orthopaedics and Related Research®, 2014. **472**(12): pp. 3652–3658.
69. Reito, A., et al., *Prevalence of failure due to adverse reaction to metal debris in modern, medium and large diameter metal-on-metal hip replacements—the effect of novel screening methods: systematic review and metaregression analysis.* PloS one, 2016. **11**(3): p. e0147872.
70. Miettinen, S.S., et al., *Risk factors for intraoperative calcar fracture in cementless total hip arthroplasty.* Acta orthopaedica, 2016. **87**(2): pp. 113–119.
71. Sidler-Maier, C.C. and J.P. Waddell, *Incidence and predisposing factors of periprosthetic proximal femoral fractures: a literature review.* International Orthopaedics, 2015. **39**(9): pp. 1673–1682.
72. B. Krivokapic, Z.B., D. Selesi, T. Atanackovic, S. Pilipovic, Z. Bascarevic, V. Stevanovic, *A Method for Prediction of Femoral Component of Hip Prosthesis Durability due to Aseptic Loosening by Using Coffin/Manson Fatigue Model.* BioMed Research International 2018. **Volume 2018**(Article iD 9263134): p. 13.
73. Bergmann, G., et al., *Hip contact forces and gait patterns from routine activities.* Journal of Biomechanics, 2001. **34**(7): pp. 859–871.
74. Ploeg, H.L., M. Bürgi, and U.P. Wyss, *Hip stem fatigue test prediction.* International Journal of Fatigue, 2009. **31**(5): pp. 894–905.
75. Radonovich, D. and A.P. Gordon. *Methods of extrapolating low cycle fatigue data to high stress amplitudes.* In *Proceedings of the ASME Turbo Expo.* 2008.
76. Runciman, A., et al., *An equivalent strain/Coffin-Manson approach to multiaxial fatigue and life prediction in superelastic Nitinol medical devices.* Biomaterials, 2011. **32**(22): pp. 4987–4993.
77. Kun, F., et al., *Universality behind Basquin's law of fatigue.* Physical Review Letters, 2008. **100**(9).
78. Stojanac, I., et al., *Predicting in vivo failure of rotary nickel-titanium endodontic instruments under cyclic fatigue.* Dental Materials Journal, 2012. **31**(4): pp. 650–655.
79. Da Silva, V.D., *Mechanics and strength of materials.* Mechanics and Strength of Materials, 2006. 1–529.
80. Röder, C., et al., *Patient characteristics differently affect early cup and stem loosening in THA: A case-control study on 7,535 patients.* International Orthopaedics, 2008. **32**(1): pp. 33–38.

81. Kilgus, D.J., et al., *Patient activity, sports participation, and impact loading on the durability of cemented total hip replacements*. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1991(269): pp. 25–31.
82. Han, S. I., et al., *Long-Term Durability of the CLS Femoral Prosthesis in Patients with Osteonecrosis of the Femoral Head*. *Journal of Arthroplasty*, 2013. **28**(5): pp. 828–831.
83. Varady, P.A., U. Glitsch and P. Augat, *Loads in the hip joint during physically demanding occupational tasks: A motion analysis study*. *Journal of Biomechanics*, 2015. **48**(12): pp. 3227–3233.
84. Srimongkol, S., et al., *Mathematical modeling for stress distribution in total hip arthroplasty*. *International Journal of Mathematical Models and Methods in Applied Sciences*, 2012. **6**(7): pp. 885–892.
85. Ethgen, O., et al., *Health-related quality of life in total hip and total knee arthroplasty: a qualitative and systematic review of the literature*. *JBJS*, 2004. **86**(5): pp. 963–974.
86. Wright, J.G., S. Rudicel and A. Feinstein, *Ask patients what they want. Evaluation of individual complaints before total hip replacement*. *The Journal of bone and joint surgery. British volume*, 1994. **76**(2): pp. 229–234.
87. Mont, M.A., et al., *Tennis after total hip arthroplasty*. *The American journal of sports medicine*, 1999. **27**(1): pp. 60–64.
88. Medicine, A.C.o.S., *The recommended quantity and quality of exercise for developing and maintaining cardiorespiratory and muscular fitness, and flexibility in healthy adults*. *Med Sci Sports Exerc*, 1998. **30**: p. 975-911.
89. Beaulé, P.E., et al., *The value of patient activity level in the outcome of total hip arthroplasty*. *The Journal of arthroplasty*, 2006. **21**(4): pp. 547–552.
90. Schmalzried, T.P., et al., *Wear is a function of use, not time*. *Clinical Orthopaedics and Related Research (1976–2007)*, 2000. **381**: pp. 36–46.
91. Flugsrud, G.B., et al., *The effect of middle-age body weight and physical activity on the risk of early revision hip arthroplasty: a cohort study of 1,535 individuals*. *Acta orthopaedica*, 2007. **78**(1): pp. 99–107.
92. Naal, F.D., F.M. Impellizzeri and M. Leunig, *Which is the best activity rating scale for patients undergoing total joint arthroplasty?* *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 2009. **467**(4): pp. 958–965.

93. Hailer, N.P., G. Garellick and J. Kärrholm, *Uncemented and cemented primary total hip arthroplasty in the Swedish Hip Arthroplasty Register: evaluation of 170,413 operations*. Acta orthopaedica, 2010. **81**(1): pp. 34–41.
94. Ong, K., et al., *Economic burden of revision hip and knee arthroplasty in Medicare enrollees*. Clinical Orthopaedics and Related Research®, 2006. **446**: pp. 22–28.
95. Liu, K.L., et al., *When and how do prosthetic hips fail after total hip arthroplasties?—A retrospective study*. Journal of the Formosan Medical Association, 2016. **115**(9): pp. 786–793.
96. Karachalios, T., G. Komnos and A. Koutalos, *Total hip arthroplasty: Survival and modes of failure*. EFORT open reviews, 2018. **3**(5): pp. 232–239.
97. Prokopetz, J.J., et al., *Risk factors for revision of primary total hip arthroplasty: a systematic review*. BMC musculoskeletal disorders, 2012. **13**(1): p. 251.
98. Cherian, J.J., et al., *What host factors affect aseptic loosening after THA and TKA?* Clinical Orthopaedics and Related Research®, 2015. **473**(8): pp. 2700–2709.
99. Abdulkarim, A., et al., *Cemented versus uncemented fixation in total hip replacement: a systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials*. Orthopedic Reviews, 2013. **5**(1).
100. Fevang, B.-T.S., et al., *Improved results of primary total hip replacement: Results from the Norwegian Arthroplasty Register, 1987–2007*. Acta orthopaedica, 2010. **81**(6): pp. 649–659.
101. Herberts, P. and H. Malchau, *How outcome studies have changed total hip arthroplasty practices in Sweden*. Clinical Orthopaedics and Related Research, 1997(344): pp. 44–60.
102. Herberts, P. and H. Malchau, *Long-term registration has improved the quality of hip replacement: a review of the Swedish THR Register comparing 160,000 cases*. Acta Orthopaedica Scandinavica, 2000. **71**(2): pp. 111–121.
103. Melvin, J.S., et al., *Early failures in total hip arthroplasty—a changing paradigm*. The Journal of arthroplasty, 2014. **29**(6): pp. 1285–1288.
104. Garellick, G., et al., *Swedish Hip Arthroplasty Register: Annual Report, 2008*. Department of Orthopaedics, Sahlgrenska University Hospital, 2009.
105. Chatziagorou, G., et al., *Incidence and demographics of 1751 surgically treated periprosthetic femoral fractures around a primary hip prosthesis*. HiP international, 2018: p. 1120700018779558.

106. Association, A.O., *National joint replacement registry*. Annual Report. Adelaide: AOA, 2010.
107. Tsai, A.G., et al., *A fatigue loading model for investigation of iatrogenic subtrochanteric fractures of the femur*. *Clinical Biomechanics*, 2013. **28**(9–10): pp. 981–987.
108. Mallory, T.H., *Femoral component geometry. A factor in total hip arthroplasty durability*. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1987(223): pp. 208–212.
109. Kluess, D., et al., *Laser engravings as reason for mechanical failure of titanium-alloyed total hip stems*. *Archives of orthopaedic and trauma surgery*, 2015. **135**(7): pp. 1027–1031.
110. Bono, J.V. and R.D. Scott, *Revision total knee arthroplasty*. Vol. 113. 2005: Springer.
111. Chawla, K.K. and M. Meyers, *Mechanical behavior of materials*1999: Prentice Hall Upper Saddle River.
112. Zadpoor, A.A. and A.A. Nikooyan, *The relationship between lower-extremity stress fractures and the ground reaction force: a systematic review*. *Clinical Biomechanics*, 2011. **26**(1): p. 23–28.
113. Sinclair, J., *Effects of barefoot and barefoot inspired footwear on knee and ankle loading during running*. *Clinical Biomechanics*, 2014. **29**(4): pp. 395–399.
114. Shaik, S., K. Bose and H. Cherukuri, *A study of durability of hip implants*. *Materials & Design*, 2012. **42**: pp. 230–237.
115. Moore, T., F. O'Brien and L. Gibson, *Creep does not contribute to fatigue in bovine trabecular bone*. *Journal of biomechanical engineering*, 2004. **126**(3): pp. 321–329.
116. Semlitsch, M. and H. Willert, *Properties of implant alloys for artificial hip joints*. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 1980. **18**(4): pp. 511–520.
117. Ikeda, D., et al., *Mechanical evaluation of a bio-active bone cement for total hip arthroplasty*. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 2000. **38**(4): pp. 401–405.

Dodatak

Upitnik o fizičkim aktivnostima i životnom stilu

Koliko ste sati dnevno, u proseku, bili fizički aktivni tokom protekle godine?

U svakom narednom pitanju označite JEDNU kućicu koja najbolje opisuje vaše pokretne aktivnosti tokom protekle GODINE.

Regularne dnevne aktivnosti (npr. šetanje, penjanje uz stepenice, nošenje tereta nakon kupovine itd.)

- Ekstremno sam učestvovao/la u aktivnostima
- Mnogosam učestvovao/la u aktivnostima
- Umerenosam učestvovao/la u aktivnostima
- Malosam učestvovao/la u aktivnostima
- Neznačajnosam učestvovao/la u aktivnostima

Kućne aktivnosti (npr. sedanje dole, ustajanje, itd.)

- Ekstremno sam učestvovao/la u aktivnostima
- Mnogosam učestvovao/la u aktivnostima
- Umereno sam učestvovao/la u aktivnostima
- Malo sam učestvovao/la u aktivnostima
- Neznačajno sam učestvovao/la u aktivnostima

Aktivnosti tokom posla (npr. hodanje, nošenje terete itd.)

- Ekstremno sam učestvovao/la u aktivnostima

- Mnogosam učestvovao/la u aktivnostima
- Umereno sam učestvovao/la u aktivnostima
- Malo sam učestvovao/la u aktivnostima
- Neznačajno sam učestvovao/la u aktivnostima

Prekomerne aktivnosti (npr. trčanje, skakanje, sportovi itd.)

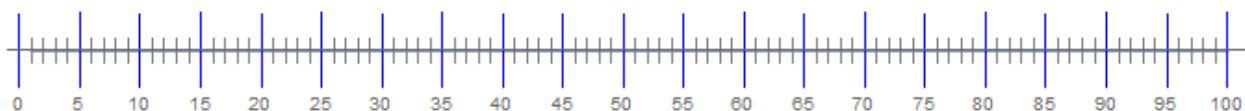
- Ekstremno sam učestvovao/la u aktivnostima
- Mnogosam učestvovao/la u aktivnostima
- Umereno sam učestvovao/la u aktivnostima
- Malo sam učestvovao/la u aktivnostima
- Neznačajno sam učestvovao/la u aktivnostima

Ocenite svoj PROSEČAN intenzitet fizičke aktivnosti tokom protekle godine.

Ova skala je numerisana brojevima od 0 do 100.

- ❖ 100 znači da ste ekstremno intenzivno bili uključeni u fizičke aktivnosti.
- ❖ 0 znači da ste neznačajno bili uključeni u fizičke aktivnosti.

Označite sa **X** na datoj skali svoju prosečnu količinu fizičke aktivnosti tokom protekle GODINE.



Sada, molimo da u kućicu ispod napišete broj koji ste malopre označili na skali.

VAŠA KOLIČINA POKRETNIH

AKTIVNOSTI=

Enciklopedija matematičkih i statističkih pojmova

Kubna splajn interpolacija

Kubna splajn interpolacija je oblik interpolacije pomoću nekoliko spojenih polinoma trećeg stepena. Splajn interpolacija je bolja od obične polinomne interpolacije (koja bi za tri zadate tačke rezultirala u polinomu drugog stepena) jer se ne mogu desiti oscilacije između tačaka, a greška interpolacije je takođe manja, pre svega u slučajevima kada se interpolacija vrši polinomom malog stepena. U programskom paketu *Mathematica*, splajn interpolacija se može dobiti naredbom *BSplineFunction*.

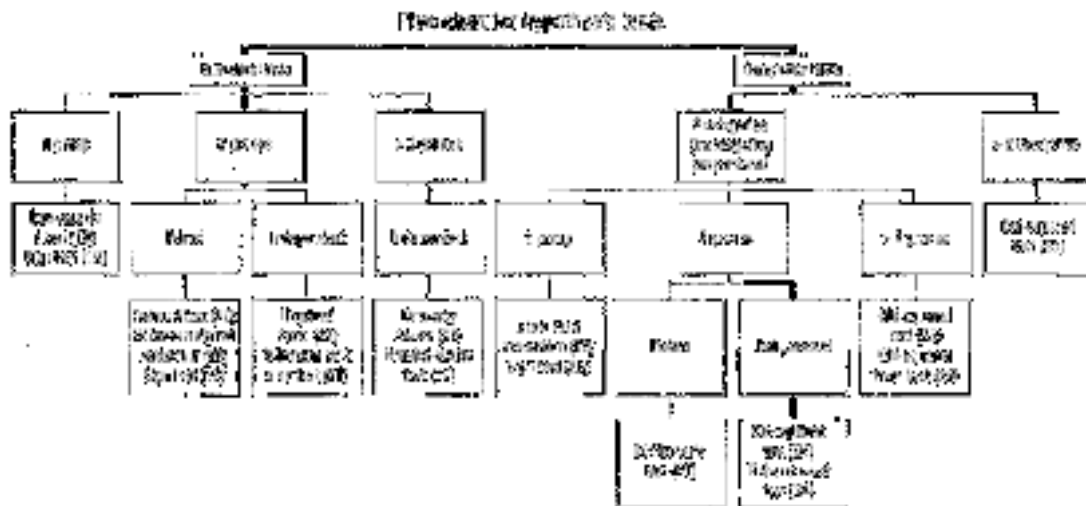
Statistički test

Osnovni algoritam frekvencionističkog ili klasičnog statističkog pristupa jeste testiranje hipoteza i kontrola greške. Najčešće se testira nulta hipoteza H_0 koja postulira jednakost nekog parametra sa datom vrednošću, jednakost dve ili više grupa u smislu srednje vrednosti ili raspodele, nepostojanje značajnih razlika, nepostojanje zavisnosti i sl. Odbacivanje nulte hipoteze na osnovu nekog registrovanog uzorka dovodi do zaključka da postoje statistički značajne razlike, zavisnosti i sl. Usko povezane sa testiranjem hipoteza su i greške prilikom zaključivanja. Ukoliko je H_0 u realnosti tačna a test je odbaci, tada nastaje greška tipa I. Ukoliko je H_0 tačna u realnosti, a test je prihvata, tada nastaje greška tipa II. Verovatnoća nastanka greške tipa I se označava sa α , a verovatnoća nastanka greške tipa II se označava sa β . Cela frekvencionistička statistika se zasniva na kontroli ove dve vrste grešaka.

Parametarski i neparametarski testovi

Ukoliko podaci prate normalnu raspodelu, mogu se koristiti parametarski testovi (t-test, Z-test, ANOVA i sl.). U našem radu podaci ne prate normalnu raspodelu, ili su u pitanju kategorijski podaci (npr. pol pacijenata), te su stoga korišćene neparametarske alternative ovih testova. Ovi testovi su nezavisni od raspodele podataka, ali zato je njihova moć manja nego kod parametarskih testova, odnosno imaju manju snagu da odbace nultu hipotezu kada je ona netačna. Na primer, Man-Vitni U test se zasniva na tome da se ne porede sirovi podaci, već se podaci najpre rangiraju, pa se zatim porede sume rangova između grupa da bi se utvrdila jednakost između dve raspodele. Mi smo koristili ovaj test da utvrdimo da li se raspodela predviđenih podataka poklapa sa raspodelom registrovanih podataka. Drugi primer neparametarskog testa koji se javlja u radu je Kruskal-Wallisov test koji je uopštenje Man-

VitniU testa na više grupa, i samim tim predstavlja neparametarsku verziju ANOVA testa. U radu je korišćen da se uporedi više starosnih grupa pacijenata. Svi ovi statistički testovi su ugrađeni u programski paket *Statistica* (Stasoft, Dell) koji je korišćen tokom celokupne analize. Stoga se zaključak testa svodi na interpretaciju odgovarajuće p-vrednosti koju test daje.



Slika. Testiranje hipoteza i upotreba statističkih testova u odnosu na vrstu podatka, broja grupa i (ne)zavisnost uzoraka. [Petrie, A., Sabin, C. (2000). *Medical statistics at glance*. Blackwell Science Ltd: Osney Mead, Oxford.]

P-vrednost statističkog testa

P-vrednost testa predstavlja verovatnoću da za dati statistički model, pod pretpostavkom da je H_0 tačna, test-statistika (npr. t-test, Z-test itd.) bude barem toliko ekstremna kao i registrovana uzoračka vrednost iste. U praksi to znači da se p-vrednost upoređuje sa nivoom poverenja testa tj. sa verovatnoćom greške α . Ukoliko se test vrši na nivou poverenja 5% (što i jeste neki statistički standard), tada se nulta hipoteza H_0 odbacuje ukoliko je dobijeno $p < 0,05$, dok se za $p > 0,05$ hipoteza ne odbacuje.

Korelacija

Koeficijent korelacije R ukazuje na stepen linearne povezanosti dve promenljive. Tako $R = 1$ ukazuje na potpunu korelaciju, prilikom koje jedna promenljiva linearno raste s drugom,

$R = -1$ ukazuje na potpunu korelaciju, prilikom koje jedna promenljiva linearno opada sa drugom, dok $R = 0$ ukazuje na potpuno odsustvo korelacije. Vredi napomenuti da korelacija opisuje isključivo stepen linearne veze, ne i uzročno-posledičnu vezu.

Regresiona analiza

Regresiona analiza služi za modeliranje i predviđanje funkcionalnih veza između jedne zavisne promenljive i skupa nezavisnih promenljivih (prediktora). Kod multivarijacione linearne regresije ovaj model prima oblik $Y = a_1X_1 + a_2X_2 + L + a_nX_n$, gde je Y zavisna promenljiva (u našem slučaju vreme trajanja proteze) a X_1, X_2, L, X_n prediktori. Brojevi a_1, a_2, L, a_n su koeficijenti regresije koji se određuju na osnovu uzorka (potreban je veliki obim uzorka da bi se dobile tačne vrednosti koeficijenata). Skup prediktora se takođe određuje na osnovu uzorka; neki faktori će se ispostaviti kao nesignifikantni, dok će drugi biti značajni i ući u model. Obično se koeficijenti određuju tako da se minimizira ukupan zbir kvadrata reziduala (razlike između predviđenih vrednosti i registrovanih vrednosti).

Ukrštena validacija (kros-validacija) modela

Kros-validacija je tehnika evaluacija prediktivnih modela u kojem se vrši particionisanje uzorka na dva dela: trenirajuće (obučavajuće) podatke i testirajuće podatke. Tokom našeg rada trenirajuće podatke su činila 3 pacijenta na kojima su računati koeficijenti modela, a testirajuće podatke je činila preostala grupa od 15 pacijenata. Kros-validacija je ponovljena 10 puta. Svaki put se trojka od tri pacijenta birala na slučajan način (generisanjem slučajnih brojeva na kompjuteru) i računati su koeficijenti modela u svih 10 navrata (iteracija), a potom je testirano sve na preostalim 15 pacijenata, takođe u svih 10 navrata.

Mere greške modela

Postoje raznovrsne statističke metrike koje mere grešku nekog modela, tj. mere odstupanje predviđenih vrednosti od tačnih vrednosti. Neki primeri koji su korišćeni u radu su MSE, RMSE itd. čije definicije su date u samom radu. U našem slučaju upoređivali smo odstupanje predviđene vrednosti trajanja proteze $N_{M,i}$ za pacijenta i sa registrovanom (tačnom)

vrednošću trajanja proteze N_i za pacijenta i , pa smo po skupu svih pacijenata $i = 1, 2, \dots, 15$

dobili npr. srednju kvadratnu grešku $MSE = \frac{1}{15} \sum_{i=1}^{15} (N_{M,i} - N_i)^2$ itd.

Biografija Autora

Branislav (Zoran) Krivokapić je rođen 6.2.1984. godine u Beogradu, gde je završio osnovnu školu i tri razreda XIII beogradske gimnazije. Četvrti razred srednje škole završio je u Sjedinjenim Američkim Državama, u Buchanan High School u Kaliforniji, kao odličan đak.

Studije medicine je upisao 2002. godine, a završio 26.2.2009. godine na Medicinskom fakultetu Univerziteta u Beogradu sa prosečnom ocenom 8,64(osam šezdesetičetiri).

Tokom 2009. i 2010. godine bio je volonter na Institutu za ortopedsko-hirurške bolesti„Banjica“. Od juna 2010. godine zaposlen je na Institutu za ortopedsko-hirurške bolesti„Banjica“u Beogradu. Specijalizaciju ortopedske hirurgije sa traumatologijom je započeo 2012. godine, a istu završio 12.7.2017.godine sa odličnom ocenom.

Završio je specijalističke akademske studije iz Ortopedije i odbranio završni rad 27.2.2011, pod nazivom „Leg-Kalve-Pertesovabolest“. Doktorske studije iz oblasti Rekonstruktivne hirurgije upisao je 2012. godine.

Bio je aktivan učesnik mnogobrojnih domaćih i inostranih skupova iz oblasti ortopedije i traumatologije lokomotornog sistema.

Oženjen je Anomi otac je dvoje dece, sedmogodišnjeg Vuka i petogodišnje Ivone.

Prilog 1.

1 Izjava o autorstvu

Potpisani-a Branislav Krivokapić

Broj upisa RH-14/12

Izjavljujem

Da je doktorska disertacija pod naslovom

„Analiza trajnosti bescementne femoralne komponente endoproteze kuka“

- Rezultat sopstvenog istraživačkog rada,
- Da predložena disertacija u celinini u delovima nije bila predložena za dobijanje bilo koje diplome prema studijskim programima drugih visokoškolskih ustanova,
- Da su rezultati korektno navedeni i
- Da nisam koristio/la autorska prava i koristio intelektualnu svojinu drugih lica.

Potpis doktoranta

U Beogradu, 12.12.2018.



Prilog 2.

2 Izjava o istovetnosti štampane i elektronske verzije doktorskog rada

Ime i prezime autora Branislav Krivokapić

Broj upisa RH -14/12

Studijski program Rekonstruktivna hirurgija

Naslov rada Analiza trajnosti bescementne femoralne komponente endoproteze kuka

Mentor Prof. Dr Zoran Blagojević

Potpisani Branislav Krivokapić

Izjavljujem da je štampana verzija mog doktorskog rada istovetna elektronskoj verziji koju sam predao/la za objavljivanje na portalu Digitalnog repozitorijuma Univerziteta u Beogradu.

Dozvoljavam da se objave moji lični podaci vezani za dobijanje akademskog zvanja doktora nauka, kao što su ime i prezime, godina i mesto rođenja i datum odbrane rada.

Ovi lični podaci mogu se objaviti na mrežnim stranicama digitalne biblioteke, u elektronskom katalogu i u publikacijama Univerziteta u Beogradu.

Potpis doktoranta

U Beogradu, 12.12.2018.



Prilog 3.

3 Izjava o korišćenju

Ovlašćujem Univerzitetsku biblioteku „Svetozar Marković“ da u Digitalni repozitorijum Univerziteta u Beogradu unese moju doktorsku disertaciju pod naslovom:

„Analiza trajnosti bescementne femoralne komponente endoproteze kuka“

Koja je moje autorsko delo.

Disertaciju sa svim prilogima predao/la sam u elektronskom formatu pogodnom za trajno arhiviranje.

Moju doktorsku disertaciju pohranjenu u Digitalni repozitorijum Univerziteta u Beogradu mogu da koriste svi koji poštuju odredbe sadržane u odabranom tipu licence Kreativne zajednice (Creative Commons) za koju sam se odlučio/la.

1. Autorstvo
2. Autorstvo - nekomercijalno
3. Autorstvo – nekomercijalno – bez prerade
4. Autorstvo – nekomercijalno – deliti pod istim uslovima
5. Autorstvo – bez prerade
6. Autorstvo – deliti pod istim uslovima

(Molimo da zaokružite samo jednu od šest ponuđenih licenci, kratak opis licenci dat je na poledini lista).

U Beogradu, 12.12.2018.

Potpis doktoranta



1. Autorstvo - Dozvoljavate umnožavanje, distribuciju i javno saopštavanje dela, i prerade, ako se navede ime autora na način određen od strane autora ili davaoca licence, čak i u komercijalne svrhe. Ovo je najslobodnija od svih licenci.
2. Autorstvo – nekomercijalno. Dozvoljavate umnožavanje, distribuciju i javno saopštavanje dela, i prerade, ako se navede ime autora na način određen od strane autora ili davaoca licence. Ova licenca ne dozvoljava komercijalnu upotrebu dela.
3. Autorstvo - nekomercijalno – bez prerade. Dozvoljavate umnožavanje, distribuciju i javno saopštavanje dela, bez promena, preoblikovanja ili upotrebe dela u svom delu, ako se navede ime autora na način određen od strane autora ili davaoca licence. Ova licenca ne dozvoljava komercijalnu upotrebu dela. U odnosu na sve ostale licence, ovom licencom se ograničava najveći obim prava korišćenja dela.
4. Autorstvo - nekomercijalno – deliti pod istim uslovima. Dozvoljavate umnožavanje, distribuciju i javno saopštavanje dela, i prerade, ako se navede ime autora na način određen od strane autora ili davaoca licence i ako se prerada distribuira pod istom ili sličnom licencom. Ova licenca ne dozvoljava komercijalnu upotrebu dela i prerada.
5. Autorstvo – bez prerade. Dozvoljavate umnožavanje, distribuciju i javno saopštavanje dela, bez promena, preoblikovanja ili upotrebe dela u svom delu, ako se navede ime autora na način određen od strane autora ili davaoca licence. Ova licenca dozvoljava komercijalnu upotrebu dela.
6. Autorstvo - deliti pod istim uslovima. Dozvoljavate umnožavanje, distribuciju i javno saopštavanje dela, i prerade, ako se navede ime autora na način određen od strane autora ili davaoca licence i ako se prerada distribuira pod istom ili sličnom licencom. Ova licenca dozvoljava komercijalnu upotrebu dela i prerada. Slična je softverskim licencama, odnosno licencama otvorenog koda.