

Utjecaj bioloških i biomehaničkih čimbenika na trošenje polietilena kod Intraplantove HI totalne endoproteze kuka

Čimić, Mislav

Doctoral thesis / Disertacija

2022

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

Permanent link / Trajna poveznica: <https://um.nsk.hr/um:nbn:hr:105:854735>

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

Download date / Datum preuzimanja: **2024-07-17**



Repository / Repozitorij:

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



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
MEDICINSKI FAKULTET

Mislav Čimić

**Utjecaj bioloških i biomehaničkih
čimbenika na trošenje polietilena kod
Intraplantove HI totalne endoproteze
kuka**

DISERTACIJA



Zagreb, 2022.

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
MEDICINSKI FAKULTET

Mislav **Čimić**

**Utjecaj bioloških i biomehaničkih
čimbenika na trošenje polietilena kod
Intraplantove HI totalne endoproteze
kuka**

DISERTACIJA

Zagreb, 2022.

Disertacija je izrađena u Klinici za ortopediju Medicinskog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu.

Mentor: prof. dr. sc. Domagoj Delimar, dr. med.

Zahvala

Zahvaljujem mentoru, prof. dr. sc. Domagoju Delimaru, na pomoći i strpljenju prilikom izrade ovoga rada.

Zahvaljujem svojim roditeljima na poticaju i potpori u razvoju znanstvenog dijela mogega profesionalnog usavršavanja.

Veliku zahvalnost dugujem svojoj obitelji, supruzi Kristini i djeci Karli, Lari, Mateju, Andreju i Jakovu, za razumijevanje i podršku tijekom nastajanja ovoga djela.

Na kraju, zahvaljujem svim prijateljima i suradnicima koji su na bilo koji način pridonijeli realizaciji ovoga istraživanja.

SADRŽAJ

1.	UVOD	1
1.1.	Zamjena zgloba kuka ugradnjom totalne endoproteze	1
1.2.	Vrste endoproteza	2
1.2.1.	Vrste endoproteza s obzirom na metodu fiksacije	3
1.2.1.1.	Cementirane totalne endoproteze	3
1.2.1.2.	Bescementne endoproteze	4
1.2.1.3.	Hibridne i reverzne hibridne endoproteze	5
1.2.1.4.	Općenito o metodama fiksacije	5
1.2.2.	Vrste proteza s obzirom na kontaktne površine	8
1.2.2.1.	Metal ili keramika na polietilen	9
1.2.2.2.	Keramika na keramiku	12
1.2.2.3.	Metal na metal	13
1.2.2.4.	Trenutačne preporuke za kontaktne površine	13
1.3.	Biomehanika zgloba kuka	15
1.4.	Trošenje i osteoliza	22
1.5.	Radiološka mjerenja i izračuni	28
1.6.	Revizije	34
2.	HIPOTEZA	38
3.	CILJEVI ISTRAŽIVANJA	39
4.	ISPITANICI I METODE	40
4.1.	Ispitanici	40
5.	REZULTATI	51
6.	RASPRAVA	74
7.	ZAKLJUČCI	81
8.	SAŽETAK	83
9.	SUMMARY	86
10.	LITERATURA	87
11.	ŽIVOTOPIS	108

POPIS KRATICA

AA	anteverzija acetabuluma
AC	acetabulum
AMC	kompozit aluminijske matrice (<i>alumina matrix composite</i>)
DO	duga os
DP	dubina prodora
DU	donja udaljenost
F	femur
FO	femoralni odmak
FS	figura suze
FUR	praćenje do „velike“ revizije
GL	duljina vrata
GU	gornja udaljenost
H	visina
HO	horizontalni odmak
HxPE	visoko križno vezani polietilen
KO	kratka os
KP	kut prodora
LCC	razvojni poremećaj kuka (lat. <i>luxatio coxae congenitalis</i>)
NA	nagib acetabuluma
OLS	regresijska metoda najmanjih kvadrata (<i>ordinary least squares</i>)
OR	omjer vjerojatnosti
P	p-vrijednost
PE	polietilen
PF	položaj femura
R ²	koeficijent regresije
RD	revidirani dio – zamijenjeni dio endoproteze
RR	rizik za reviziju
RSA	radiostereometrijska analiza
RZR	razlog revizije
SI	sarkoilijakalni

TEP	totalna endoproteza
TP	trošenje polietilena
UFS	udaljenost figura suze
UHMWPE	polietilen ultravisoke molekularne težine
USI	sakroilijakalna udaljenost
VO	vertikalni odmak
XLPE	križno vezani polietilen ultravisoke molekularne težine

1. UVOD

1.1. Zamjena zgloba kuka ugradnjom totalne endoproteze

Uznapredovalo oštećenje zgloba kuka može se liječiti zamjenom kuka ugradnjom umjetnog kuka, odnosno endoproteze. Od 1961. godine i ugradnje Charnleyjeve totalne endoproteze (TEP) zgloba kuka,¹ započinje razdoblje u ortopediji u kojem zamjena zgloba kuka ugradnjom TEP-a postaje jedan od najučestalijih i najuspješnijih operativnih zahvata.

Charnley je prvi predstavio koncept proteze niskog trenja koja se sastojala od nehrđajućega cementiranog femoralnog dijela i cementirane čašice, tj. acetabuluma. Metalna glava monoblok femura bila je uzglobljena s polietilenskom čašicom koja se pokazala znatno otpornijom na trošenje nego prethodno korišteni polimeri niskog stupnja trenja. Upravo je ta kombinacija doprinijela velikom uspjehu TEP-a kuka (slika 1).

Brojni autori²⁻⁴ navode izvrsne dugoročne rezultate u smislu smanjenja bolova te poboljšanja funkcije i kvalitete života pacijenata s artrozom kuka nakon ugradnje totalne endoproteze kuka. Ugradnja TEP-a zgloba kuka u *Lancetu* je 2007. godine nazvana operacijom stoljeća te u današnje vrijeme spada među najučinkovitije i najisplativije operativne zahvate.^{5,6}



Slika 1. TEP zgloba kuka

(Izvor: B. Braun [Internet]. Melsungen: B. Braun; c2020 [pristupljeno 12. 12. 2021.].
Dostupno na: <https://www.bbraun.com/>)

1.2. Vrste endoproteza

S vremenom dolazi do razvoja operativne tehnike (različiti operacijski pristupi na zglob kuka) i novih vrsta implantata (različiti modeli, metode fiksacije i materijali od kojih su izrađeni). Cilj razvoja operativne tehnike i novih vrsta endoproteza jest skraćenje trajanja operativnog zahvata, postizanje što boljeg funkcionalnog rezultata zamjene zgloba kuka te primjena materijala koji nemaju štetnog učinka na organizam, uz maksimalno produženje preživljenja endoproteza.^{7,8}

Vrste proteza s obzirom na metodu fiksacije mogu biti:

- cementirane,
- bescementne,
- hibridne.

Vrste proteza s obzirom na kontaktne površine jesu:

- metal ili keramika na polietilen,
- keramika na keramiku,
- metal na metal.

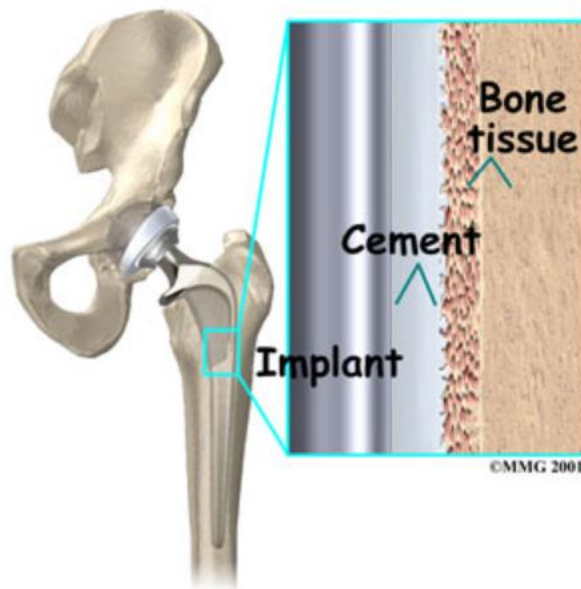
1.2.1. Vrste endoproteza s obzirom na metodu fiksacije

Totalne endoproteze zgloba kuka s obzirom na metodu fiksacije dijelimo na:⁹

1. cementirane totalne endoproteze,
2. bescementne totalne endoproteze,
3. hibridne i reverzne hibridne totalne endoproteze.

1.2.1.1. Cementirane totalne endoproteze

Kod cementiranih endoproteza primjenjuje se koštani cement koji služi kao poveznica implantata i kosti (slika 2). Primjena koštanog cementa uvelike povećava kontaktnu površinu proteze i kosti. Učestalost primjene TEP-a u današnjoj ortopediji rezultat je uspjeha upravo Charnleyjeva cementiranog TEP-a kuka.¹



Slika 2. Cementirana totalna endoproteza kuka

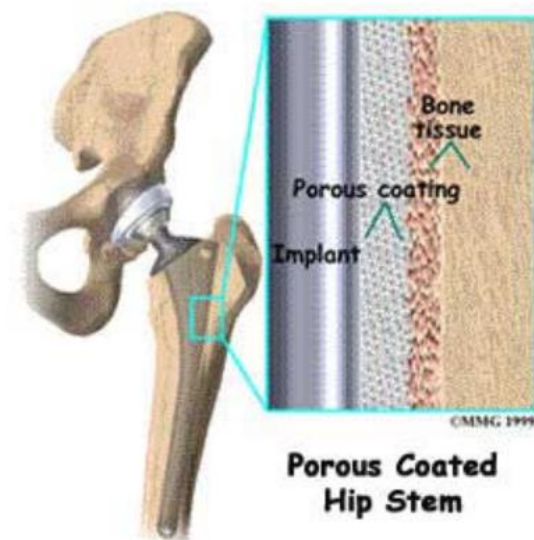
(Izvor: OrthoNorCal [Internet]. Los Gatos, CA: OrthoNorCal; c2020 [pristupljeno 2. 2. 2020].)

Dostupno na: <https://www.orthonorcal.com/>)

Kao posljedica loših rezultata nekih modela cementiranih endoproteza, u upotrebu ulazi pojam „bolest cementa“, te se cement proglašava razlogom revizije.¹⁰ Spomenuti pojam obuhvaća razlabavljenje cementiranih TEP-ova kuka. Uzrok je nejasan, ali zna se da reakcija na cement i čestice polietilena dovodi do osteolize kosti,¹¹ uz razlabavljenje ili bez razlabavljenja implantata.¹² Svaka analiza preživljenja cementiranih endoproteza pokazala je progresivan gubitak fiksacije koji nastupa s vremenom.^{13,14} Nerijetko se pritom zanemaruje loš dizajn proteze ili loša tehnika cementiranja kao uzrok lošeg preživljenja i revizije nekih modela cementiranih TEP-ova kuka.

1.2.1.2. Bescementne endoproteze

Daljnijim razvojem endoproteza traži se mogućnost postizanja biološke fiksacije implantat–kost. Kako bi se prevladali nedostaci cementiranih, započinje upotreba bescementnih endoproteza.¹⁵ U posljednje vrijeme najčešće se koriste bescementne endoproteze kod kojih je implantat u direktnom kontaktu s kosti, te kost urasta u poroznu površinu same proteze (slika 3). Koriste se uz primjenu ili bez primjene vijaka. Inicijalni rezultati bili su lošiji, no zbog razvoja tehnika i vrste materijala (korištenje porozne površine koja omogućuje urastanje kosti u implantat), bescementne endoproteze pokazuju bolje preživljenje i ulaze u širu upotrebu unatoč većem trošku implantata.¹⁶ Prema nekim autorima, nastup stabilne fiksacije kod bescementnih endoproteza nije praćen njezinim popuštanjem tijekom vremena,¹⁷ dok neke studije aseptično razlabavljenje, osim kod cementiranih, uočavaju i kod drugih metoda fiksacije.^{18,19} Rijetke studije uspoređuju cementirane i necementirane endoproteze.^{15,20}



Slika 3. Bescementna endoproteza zgloba kuka

(Izvor: OrthoNorCal [Internet]. Los Gatos, CA: OrthoNorCal; c2020 [pristupljeno 2. 2. 2020.].
Dostupno na: <https://www.orthonorcal.com/>)

1.2.1.3. Hibridne i reverzne hibridne endoproteze

Kod hibridnih endoproteza bescementni acetabulum kombinira se s cementiranim femurom, dok se kod reverznih hibridnih endoproteza cementirani acetabulum kombinira s bescementnim femurom.

1.2.1.4. Općenito o metodama fiksacije

Metode fiksacije značajno se razlikuju u različitim državama. U skandinavskim zemljama od 2010. godine nadalje uočava se trend povećanja postotka ugrađenih bescementnih TEP-ova. U 2017. udio u Švedskoj iznosi 24 %, a u Danskoj 71 %. Od 2010. do 2017. godine bilježimo porast udjela bescementnih endoproteza u Norveškoj sa 25 na 38 %, u Danskoj sa 68 na 71 %, a u Švedskoj sa 15 na 24 %.

U Engleskoj imamo pad udjela bescementnih proteza sa 43 na 37,8 %, u Australiji sa 65 na 63 %, na Novom Zelandu sa 51 na 48 % i u Finskoj sa 71 na 49 %.⁷

Izbor metode fiksacije ovisi o brojnim čimbenicima, npr. o navikama operatera, kvaliteti kosti, životnoj dobi. Uspjeh cementiranja uvelike ovisi i o samoj tehnici koja se postupno unapređivala tijekom posljednja dva desetljeća: priprema cementa u vakumiranom uređaju, čepovi medularnog kanala i ispiranje pod tlakom produljuju preživljenje endoproteze kuka.²¹

U današnje vrijeme cementirane endoproteze statistički pokazuju najbolje rezultate kod starije populacije. Unatoč činjenici da nacionalni registri endoproteza evidentiraju veće rizike revizija kod bescementnih endoproteza, osobito u starijih dobnih skupina, pojavljuje se pojam „bescementnog paradoksa“ (kontinuirani porast upotrebe bescementnih u odnosu na cementirane proteze kuka).²²⁻²⁸ Neka istraživanja upućuju na rane revizije bescementnih TEP-ova kuka zbog periprotetičkih prijeloma.²⁹⁻³¹

Još uvijek ne postoji konsenzus o optimalnoj metodi fiksacije. Cementirane proteze u mlađe aktivnije populacije pokazuju lošije rezultate, te se u mlađim dobnim skupinama upravo zbog toga češće koriste bescementne ili hibridne metode fiksacije.

Uspjeh kod bescementnih endoproteza ovisi o urastanju kosti u površinu endoproteze. Ono je moguće samo ako su mikropomaci u ranom postoperativnom razdoblju ispod kritične razine. Mikropomaci su uzrokovani opterećenjem zgloba kuka koje je gotovo nemoguće izbjeći. *In vivo* mjerenja pokazuju da čak i statičke aktivnosti (ležanje u krevetu ili vježba s fizioterapeutom protiv otpora) rezultiraju opterećenjem kuka koje odgovara hodu bez rasterećenja.³² Kao rezultat navedenih saznanja, rasterećenje kuka i izbjegavanje aktivnosti u ranom postoperativnom razdoblju postaje nepotrebnim. Danas samo neki operateri još uvijek inzistiraju na postoperativnom rasterećenju.

Koštano urastanje primarno ovisi o inicijalnoj fiksaciji, osobinama površine implantata i kvaliteti koštanog uporišta, a ne o postoperativnom rasterećenju. Najčešća metoda postizanja stabilnosti kod bescementnih endoproteza jest *press-fitting*. Riječ je o ugradnji endoproteze u šupljinu nešto manju od veličine same endoproteze. Ta razlika u veličini mora biti dobro podešena jer prevelika razlika rezultira prejakom silom i može rezultirati prijelomom koštanog uporišta,³³ dok premala razlika rezultira neadekvatnom primarnom stabilnošću implantata.

Prema podacima iz registara na europskom kontinentu ali i u SAD-u, uočava se trend ugradnje većinom bescementnih endoproteza zgloba kuka, osobito kod mlađe aktivnije populacije.³⁴⁻³⁹

Brojna istraživanja upućuju na trošenje polietilena kao rizični faktor za razvoj osteolize i potrebu ranije revizije nakon ugradnje TEP-a zgloba kuka.^{40,41} Proizvođači razvijaju nove implantate pri čemu se ne razlikuju samo vrste fiksacije nego se i kontaktne površine nude u različitim materijalima.

1.2.2. Vrste proteza s obzirom na kontaktne površine

Zamjena kuka ugradnjom TEP-a rezultira značajnim poboljšanjem kvalitete života. Nažalost, u određenom postotku nalazimo i loše rezultate te nužnost rane ili kasne revizije. Među najčešće uzroke kasnih revizija spadaju osteoliza i trošenje, često nastali kao rezultat loših kontaktnih (nosivih) površina. Trenutačno postoji nekoliko opcija odabira kontaktnih površina (slika 4), pri čemu svaki odabir ima svoje prednosti i nedostatke.

Totalne endoproteze zgloba kuka s obzirom na kontaktnu površinu dijelimo na:

1. **metal ili keramika na polietilen,**
2. **keramika na keramiku,**
3. **metal na metal.**

Mali broj studija s dugogodišnjim praćenjem direktno uspoređuje različite kombinacije nosivih površina. Randomizirane kontrolirane studije kod najkvalitetnijih nosivih površina (keramika na keramiku, keramika na križno vezani polietilen, metal na križno vezani polietilen) pokazuju slične rezultate u smislu kratkoročnog i srednjoročnog preživljenja. Odabir nosivih površina nerijetko je više baziran na iskustvu nego na dokazima.



Slika 4. Različiti vrste umetaka: polietilenski i keramički

(Izvor: B. Braun [Internet]. Melsungen: B. Braun; c2020 [pristupljeno 12. 12. 2021.].

Dostupno na: <https://www.bbraun.com/>)

1.2.2.1. Metal ili keramika na polietilen

Prilikom odabira polietilena kao nosive površine u praksi su danas najčešće korištene dvije verzije:

1. **standardni konvencionalni polietilen – polietilen ultravisoke molekularne težine (UHMWPE)), ili**
2. **križno vezani polietilen ultravisoke molekularne težine (crosslinked UHMWPE (XLPE)).**

Glave mogu biti keramičke ili metalne (najčešće kobalt-krom, CoCr).⁴² Odabir različitih kombinacija glave i umetaka uvijek donosi neke prednosti i neke nedostatke.⁴³

Razvoj polietilena

Razvoj polietilenskih umetaka započinje Charnleyjevom totalnom endoprotezom kuka 1962. godine kada se prethodno korišten polimer zamjenjuje polietilenom. U narednim godinama poboljšanjem proizvodnih tehnika, rigoroznim kontrolama materijala i finalnog proizvoda slijedi i povećanje kvalitete polietilena. Od 1985., zahvaljujući velikoj čistoći i homogenosti, u medicinskoj industriji standard postaje polietilen bez primjese kalcijeva stearata (Ca-stearate).⁴⁴

Polietilen (PE) je linearni homopolimer građen od ponavljajućih CH₂ sekvencija s vrlo dugim upetljenim lancima. PE je bifazični polimer s kristalnim dijelovima u amorfnom matriksu. Struktura PE-a ultravisoke molekularne težine jest posebna: lanci su nasumično dijelovi kristala i odgovorni su za čvrstoću i krutost, amorfni matriks odgovoran je za žilavost, a upetljanost lanaca djeluje kao lažno križno vezanje. Sve to rezultira specifičnim osobitostima PE-a. Snažna intramolekularna kemijska veza i slaba fizička intermolekularna veza molekula PE-a čine ga osjetljivim na križno-smična gibanja koja su normalna u zglobu kuka.

Kod polietilenskih umetaka nije bitan samo materijal nego i način sterilizacije jer ona mijenja mehaničke karakteristike, kao i biološki efekt PE-a. Do sredine 1990-ih najčešća metoda sterilizacije polietilena bila je gama-sterilizacija. Navedena metoda

utječe na bolje križno vezanje molekula PE-a što rezultira boljom otpornošću na trošenje. Nažalost, ako se proces obavlja u prisutnosti kisika, nastaju slobodni radikali i polietilenski umetak postaje lomljiv, smanjuje mu se otpornost i povećava trošenje. Nekoliko studija istražilo je utjecaj različitih metoda sterilizacije na povećanje otpornosti na trošenje.⁴⁵⁻⁴⁷ Toplinska sterilizacija plinskom plazmom, u odnosu na gama-iradijaciju u prisutnosti kisika, pospješuje otpornost na trošenje i oksidaciju. S druge strane, gama-zračenje bez prisutnosti kisika zadržava pojačano križno vezanje i smanjuje rizik oksidacije slobodnih radikala. Engh i sur. u svom desetogodišnjem praćenju nalaze da PE umetci sterilizirani gama-zračenjem bez kisika pokazuju manji prodor glave i manje osteolize u odnosu na PE umetke sterilizirane plinskom plazmom ili gama-zračenjem uz prisutnost kisika.⁴⁸ Poznavanje metode sterilizacije jest nužno, pri čemu bi polietilenski umetci pakirani bez prisutnosti zraka i sterilizirani gama-zračenjem ili sterilizirani u etilen-oksidu bili optimalan odabir.

Posljednjih 15 godina konvencionalni PE umetci zamijenjeni su križno vezanim umetcima. Trenutačno 98 % ugrađenih PE umetaka čine križno vezani umetci.⁴⁹ Križno vezani umetci jesu konvencionalni umetci ozračeni dozom od 50 kGy gama-zračenja. Navedeni postupak rezultira križnim vezanjem polietilenskih molekula što povećava otpornost na trošenje. Križno vezani umetci u odnosu na standardne pokazuju manje trošenje i bolje preživljenje.^{50,51} Prema nekim autorima, u 16-godišnjem praćenju postotak revizija za križno vezani PE (XLPE) iznosio je 6,2 %, u odnosu na 11,7 % revizija kod standardnog PE-a.⁴⁹ Recentna studija upozorila je na ubrzanje trošenja križno vezanog u odnosu na standardni PE umetak nakon 10 godina praćenja nadalje.⁵²

Nisu svi križno vezani PE-i (XLPE) jednaki. Taljenje i kaljenje također utječu na *in vivo* osobine PE-a i rezultiraju manjim trošenjem, ali i većom podložnošću oksidaciji, što ih čini lomljivijima.⁴⁴ Puknuća križno vezanih PE-a detaljno su opisana, osobito kod neadekvatnog pozicioniranja.⁵³⁻⁵⁵ Dodatak vitamina E u novijim PE umetcima ima ulogu antioksidansa koji bi trebao umanjiti količinu slobodnih radikala kisika te smanjiti lomljivost.⁵⁶ Time kaljenje ne bi bilo potrebno, oksidacije nema i mehaničke osobine PE-a ostaju očuvane. Umetci mogu biti tanji a promjer glave veći. Rani rezultati polietilenskih umetaka s vitaminom E obećavajući su, ali za sada bez statistički značajne razlike u odnosu na križno vezani polietilen bez vitamina E.⁴⁹ Upravo zbog

svih navedenih razlika operateri bi trebali biti upoznati ne samo s vrstom polietilenskog umetka nego i s načinom sterilizacije, proizvodnje i obrade.

Još su dvije komponente bitne za dugovječnost PE umetaka: promjer i materijal od kojeg je izrađena glava femura. Veće glave u kombinaciji s standardnim PE umetcima rezultiraju ubrzanim trošenjem, osteolizom i većim postotkom revizija.^{49,57} Kod križno vezanih PE-a upotreba glava promjera većeg od 32 mm nije imala utjecaja na trošenje.⁵⁸ Nadalje, srednjoročno praćenje upućuje na dobre rezultate u kombinaciji križno vezanog polietilenskog umetka i keramičke glave velikog promjera.⁵⁹ Desetogodišnje preživljenje križno vezanih polietilena u kombinaciji s glavom promjera većeg od 32 mm iznosila je 95,3 %.⁴⁹ Navedeni rezultati opravdavaju mogućnost primjene većih glava u kombinaciji s XLPE-om, no upotreba promjera većeg od 36 mm nije preporučljiva. Minimalna debljina XLPE-a ne bi smjela biti manja od 6 mm što znači da veće glave nije preporučljivo upotrebljavati na acetabulumima manjima od 56 mm.⁶⁰

Što se tiče odabira glave, serije su male, a praćenja kratka.^{61,62} Cafri i sur. na osnovi *Kaiser Permanente* registra totalnih endoproteza pokazuju jednake dugoročne rezultate metalnih i keramičkih glava,⁵⁷ dok nacionalni australski registar pokazuje niži postotak revizija keramičkih glava. Teorijske prednosti keramičke glave jesu veća tvrdoća, manji rizik oštećenja tijekom ugradnje, finija (glađa) površina te bolja vlažnost i podmazivanje, uz manje trenje i trošenje.⁶³ Nekoliko recentnih studija upućuje na lokalne mekotkivne reakcije na čestice metala kod metal–polietilen kombinacija što pripisuju trunionozi (trenju i trošenju na pripoju glave i konusa), često u različitim proizvođača.^{61,64-67} Trenutačno je dojam da se utjecaj fenomena trunionoze precjenjuje, te da bi kod bolnog kuka trebalo prvo isključiti druge potencijalne uzroke boli, ponajprije infekciju.

Dva se nedostatka povezuju s keramičkim glavama: rizik prijeloma i viša cijena. Prijelom keramičke glave u kombinaciji s PE umetkom pojavljuje se tek povremeno i rizik za prijelom znatno je manji od rizika prijeloma samog PE umetka.⁶⁸ Troškovi inicijalno jesu veći, ali tek kada uključimo sve rizike – kako trošenja tako i revizije – može se pokazati konačan stvarni trošak.⁶⁹

1.2.2.2. Keramika na keramiku

Druga najbolja kontaktna površina jest keramika na keramiku. Prve keramičke acetabulume ugrađuje Boutin 1970-ih kao cementirane umetke te potom Mittelmeier 1974. u Njemačkoj kao bescementne navojne acetabulume. Rane je generacije pratio visok postotak aseptičnog razlabavljenja zbog loše fiksacije kako cementiranih tako i bescementnih modela. Moderni keramički umetci iz 1990-ih upotrebljavaju se u titanskim čašicama grube površine, a keramika je čišća, s ujednačenijim manjim česticama. Moderna keramika dugoročno pokazuje dobre i izvrsne rezultate.^{70,71} U današnje vrijeme najčešće korištena keramika jest kompozit aluminijske matrice (engl. *alumina matrix composite*; AMC). Godine 2016. nacionalni australski registar endoproteza evidentira korištenje AMC-a u 92 % svih keramika na keramiku nosivih površina.⁴⁹ AMC je predstavljen 2000-ih i predstavlja četvrtu generaciju keramike *BioloX*, ima manju veličinu zrna ($< 0,8 \mu\text{m}$) i razvijen je u svrhu smanjenja rizika za prijelom implantata. Istraživanja pokazuju 10-godišnje preživljenje od 98 do 99,3 %.⁷² Prema podacima nacionalnoga australskog registra, 15-godišnje preživljenje iznosi 92,8 %.⁴⁹

Prednosti keramike u odnosu na križno vezani polietilen (XLPE) jesu jako malo trenje i trošenje. Navedeno je rezultat velike tvrdoće i vlažnosti površine. Malih čestica keramike je manje, a također izazivaju i manju biološku reakciju u odnosu na čestice polietilena. Čestice pronađene u makrofazima inertnije su i ne izazivaju granulomatoznu reakciju nužnu za osteolizu. Trošenje ne ovisi o veličini glave, a keramički umetak može biti i tanji, od 3 do 4 mm. Korištenjem keramika na keramiku kontaktnih površina implantati s većim 36 mm promjerom glave u odnosu na glave od 32 mm, pokazuju bolje 14-godišnje preživljenje, dok 28 mm glave imaju najveći postotak revizija, osobito u prvim postoperativnim godinama.

Kod modernih keramičkih implantata, prijelom implantata je rijedak, ali, ako se dogodi, riječ je o teškoj komplikaciji. Prijelom glave uočavamo tek povremeno, dok je prijelom umetka nešto češći, od 0,13 do 1,1 %.^{73,74} Direktna trauma gotovo nikada nije uzrok prijeloma umetka, nego su to nesukladnost prilikom umetanja umetka, oštećenje metalne čašice ili loše pozicioniranje acetabuluma. Pretjerana anteverzija ($> 25^\circ$), uz sraz i rubno opterećenje, dokazano je najčešći klinički razlog prijeloma keramičkog umetka.⁷⁵

Keramika na keramiku TEP-ovi pokazuju nisku razinu trošenja, ali manje oprastaju pogreške u pozicioniranju i rukovanju komponentama. Deformacija metalne ljuske prilikom impakcije može biti uzrokom prijeloma umetka, stoga je adekvatna priprema ležišta kao i adekvatno pozicioniranje od presudne važnosti.⁷⁶ Kao drugi nedostatak keramičkih nosivih površina opisuje se neugodan zvučni fenomen koji se javlja s učestalošću od 0 do 35 %, ali bez osobite kliničke važnosti.^{77,78}

1.2.2.3. Metal na metal

Metal na metal nosiva površina TEP-a ima dugu povijest koja datira od davnih 1950-ih i 1960-ih u Velikoj Britaniji (McKee-Farrar). U 1980-im metal na metal TEP-ovi s promjerom glave od 28 do 32 mm postaju popularni. Istraživanja na srednji i duži rok pokazuju prihvatljive rezultate.⁷⁹⁻⁸² Nažalost, sredinom 2000-ih postaju popularni metal na metal TEP-ovi s glavama velikog promjera. Primjenom dolazi do nakupljanja malih čestica metala u mekim tkivima, te proizvođači u konačnici zbog loših rezultata gotovo u potpunosti povlače metal na metal TEP-ove s tržišta. Navedena kontaktna površina u današnje vrijeme više nije opcija, nego samo pratimo pacijente kod kojih je navedeni model TEP-a ugrađen u prošlosti.⁸³

1.2.2.4. Trenutačne preporuke za kontaktne površine

Demografska se slika stanovništva mijenja, a očekivanja pacijenata uz produljenje životnog vijeka rastu. Navedeno ima velik utjecaj na budući odabir i razvoj kontaktnih (nosivih) površina kod endoproteza kuka. Trošenje i posljedična osteoliza mogu ugroziti dugoročno preživljenje endoproteza, stoga je potrebno primijeniti najbolji dizajn i najkvalitetnije materijale kako bi se smanjilo trošenje.

Polietilen ultravisoke molekularne težine kao nosiva se površina koristi dulje od 40 godina te metal ili keramika na polietilen i dalje predstavlja zlatni standard kod totalne endoproteze kuka. Kod kuka postoji trend ugradnje glava većeg promjera. Sterilizacija polietilena gama-zračenjem u inertnim uvjetima postoji već preko 25

godina, i dugoročni rezultati upućuju na značajno smanjenje trošenja i bolju otpornost na starenje.

Posljednje generacije visoko križno vezanih polietilena HxPE dodatno se termički obrađuju kako bi se uklonili slobodni radikali nastali tijekom križnog vezanja što rezultira još boljim kliničkim karakteristikama i dodatnim smanjenjem trošenja. HxPE je materijal koji omogućuje nizak stupanj trošenja i daje šansu boljim dugoročnim rezultatima ugradnje umjetnih zglobova. Kako bi se pozitivni učinci primjene novih materijala potvrdili, nužno je pažljivo praćenje kliničkih rezultata.

Keramičke komponente, metalne ljuste i instrumentarij također se razlikuju. Kod tvrdih nosivih površina još uvijek nije definirano čime je uvjetovano trošenje: kirurškom tehnikom, rukovanjem i pozicioniranjem komponenti, veličinom acetabuluma, čvrstoćom kosti, prisutnošću osteofita, balansiranjem mekih tkiva ili postizanjem anatomskih odnosa. Stoga je kod operatera koji koriste tvrde nosive površine nužna adekvatna edukacija.⁸⁴

I dalje ne postoji konsenzus oko najbolje kontaktne površine. Tako neki autori keramiku na keramiku smatraju optimalnim izborom za mlađe aktivnije pacijente, dok keramiku ili metal na križno vezani polietilen smatraju optimalnijim izborom za nešto starije pacijente (više opraštaju greške te imaju dobre 15-godišnje rezultate). Ono što uistinu čini razliku nije samo odabir nosive površine nego drugi čimbenici: dobra operativna tehnika, dobro rukovanje komponentama i pozicioniranje dijelova implantata.⁸⁵ Detaljno poznavanje biomehanike kuka nužno je za adekvatno pozicioniranje dijelova implantata.

1.3. Biomehanika zgloba kuka

Povijesni pregled

Biomehanika zgloba kuka područje je istraživanja od najranijih dana. U ranom 19. stoljeću Wolff je istraživao odnose unutrašnje građe kosti i opterećenja, a 65 godina kasnije Pauwels osniva fundaciju za mehanička istraživanja opterećenja zglobova.^{86,87} Oba istraživača istražuju povezanu problematiku, jedan pregradnju kosti a drugi mehanizam prijeloma, te tako svaki na svoj način daju doprinos boljem razumijevanju novog područja – biomehanike.

Biomehanika se može definirati kao znanost koja istražuje utjecaj vanjskih i unutarnjih sila te njihov učinak na ljudski organizam.⁸⁸ Pauwels je istraživao utjecaj valgusa ili varusa vrata bedrene kosti na opterećenje kuka što je dovelo do značajnih spoznaja koje se koriste u liječenju prijeloma vrata femura i planiranju osteotomija gornjeg dijela bedrene kosti.

Biomehanički gledano, operativni zahvat ugradnje totalne endoproteze kuka izravno djeluje na brojne parametre: određuje centar zgloba, kut femura, udaljenost centra glave do osovine dijafize, odnose poluga i opseg pokreta prije sraza. Dobar opseg pokreta i stabilnost zgloba apsolutni su prioriteti, osobito kod mlađih pacijenata s visokim očekivanjima.

Valgus ili varus, kao i centar zgloba kuka, određeni su pozicioniranjem implantata u zdjelicu i bedrenu kost. Pozicioniranje komponenti ima značajan utjecaj na opterećenje kontaktne površine kost–implantat. Naprimjer, pozicioniranje centra rotacije malo iznad i medijalno rezultira povećanjem opterećenja kuka. *In vivo* mjerenja upućuju na činjenicu da visoka tjelesna težina, uz nepovoljno opterećenje (25 % veće od uobičajenih), rezultiraju značajnim vršnim opterećenjima. Tako prilikom hoda opterećenje iznosi 3,9xTT, prilikom hoda po stubama 4,2xTT i prilikom spoticanja 11xTT.⁵ Takva vršna opterećenja, kod specifičnog dizajna komponenti, u slučajevima male kontaktne površine kost–implantat dodatno povećavaju opterećenje između kosti i implantata, ali i modularnih dijelova proteze, što sve može rezultirati razlabavljenjem ili prijelomom proteze.

Nadalje, kontinuirano povećanje tjelesne težine u većini industrijskih zemalja, kao i velik opseg pokreta kojima su izložene endoproteze kuka tijekom sudjelovanja u

sportskim aktivnostima, povećavaju vjerojatnost ranije potrebe za revizijom. Brojni čimbenici mogu utjecati na funkciju i trajnost totalnih endoproteza kuka. Podatci izvješća nacionalnih registara endoproteza pomažu u identifikaciji najvažnijih čimbenika ili razloga za revizije. Prema nekim istraživanjima, razlabavljenje rezultira revizijom u 30 % slučajeva, dok je u 28 % slučajeva luksacija razlog revizije.⁸⁹ Dizajn proteze i postupak ugradnje određuju opseg pokreta, sraz komponenata, oštećenje tkiva prilikom implantacije, orijentaciju komponenata i nosive površine, te navedeni čimbenici direktno ili indirektno utječu na razlabavljenje, osteolizu ili luksaciju.

Opseg pokreta

Opseg pokreta dominantno određuje dizajn same proteze. Postoji od 10 do 100 tisuća različitih modela totalnih endoproteza kuka. Femoralna komponenta razlikuje se ovisno o materijalu, dužini, promjeru, obliku, površinskoj obradi, završnom sloju, fiksaciji i modularnosti trupa. Zajedničko svim femoralnim komponentama jest da kuglasta glava (modularna ili monoblok) čini zglob s acetabularnom komponentom. Što se tiče dizajna, promjer glave jest promjenjiv, i može iznositi od 22,25 mm pa sve do 60 mm u promjeru. Acetabularne komponente dominantno se razlikuju u metodi fiksacije i kontaktnoj površini, pri čemu je sam oblik prilično stalan, hemisferičan (subhemisferičan) ili koničan.

Promjer glave totalne endoproteze ograničen je vanjskim promjerom acetabuluma (koji je uvjetovan anatomskim odnosima) te kombinacijom debljine acetabularne ljuske i acetabularnog umetka. Kod monoblok acetabuluma, ljuska i umetak izrađeni su od jednog dijela te od jedne vrste materijala, i to najčešće od polietilena u cementiranih i kobalt-kroma kod bescementnih endoproteza. Opseg glave direktno utječe na tehnički (teoretski moguć) opseg pokreta. Povećanje promjera glave sa 28 na 36 mm rezultira povećanjem tehničkog opsega pokreta za 13°, i to od 123° na 136°. Navedeni opseg pokreta rezultat je primjene hemisferičnog acetabuluma u kombinaciji s modernim, 12/14 mm mini konusom kompletno ugrađenim u glavu, uz tanak vrat (gdje je promjer konusa distalno manji nego proksimalno). Tehnički opseg pokreta nije u vezi s aktivnim i pasivnim opsegom pokreta koji postiže pacijent.

Za razliku od tehničkoga, pravi opseg pokreta određen je orijentacijom komponenti, mekotkivnim i mišićnim odnosima, kao i osobitostima pacijenta. Biomehanički je najvažniji odnos položaja bedrene kosti u odnosu na zdjelicu, gdje kraj opsega pokreta predstavlja kontakt vrata femoralne komponente s rubom acetabuluma ili kontakt nastaje negdje drugdje između bedrene kosti i zdjelice. Sraz može dovesti do subluksacije ili čak do potpunog iščašenja kuka. Ako tijekom svakodnevnih aktivnosti dolazi do sraza unutar opsega pokreta potrebnog za sudjelovanje u svakodnevnim aktivnostima, iščašenje postaje vrlo vjerojatnim. U takvim slučajevima nerijetko je nužna zamjena proteze (ili zamjena barem jedne od komponenti proteze). Duljina preskoka jest duljina koju glava mora preskočiti prije negoli iskoči iz acetabuluma, to jest prije nego što dođe do iščašenja. Duljina preskoka kod hemisferičnih acetabuluma iznosi 50 % promjera glave, dok je kod subhemisferičnih acetabuluma ta duljina manja od 50 % promjera glave.

Veće glave kao prednost imaju bolji opseg pokreta i duljinu preskoka, no kao negativna se posljedica javlja veći moment trenja što zahtijeva bolju fiksaciju komponenata. Povećano trenje kod većeg promjera glave osobito je izraženo kod metal na metal nosivih površina kod kojih razdoblje mirovanja dodatno pojačava trenje.^{90,91} Pojačano trenje jedan je od važnih čimbenika razlabavljenja acetabuluma⁹² i korozije konusa.⁹³ Drugi nedostatak glava većih promjera jest nužnost jače distrakcije prilikom repozicije kuka. Distrakcija korelira s udaljenošću preskoka kod hemisferičnih acetabuluma. Glave većeg promjera prilikom repozicije zahtijevaju veću silu što može rezultirati i mekotkivnim oštećenjima. Primjena glava većeg promjera ima svoje prednosti i nedostatke, te se postavlja pitanje koliki promjer glave treba primijeniti.

Klinički rezultati pokazuju smanjenje incidencije iščašenja primjenom glava većeg promjera tako da kod glave promjera 28 mm iščašenje varira od 0,6,⁹⁴ 2,5,⁹⁵ 3,0,⁹⁶ 3,1,⁹⁷ pa sve do 3,6 %.⁹⁸ Za glave 22 mm promjera razlike su još i znatno veće, od 3,8⁹⁶ do 18,8 %.⁹⁸ Kod glava većeg promjera učestalost iščašenja jako je mala za 32 mm i iznosi 0,5 %, ⁹⁷ a za 38 mm ona je 0,0 %.⁹⁵

Promjer glave samo je jedan od čimbenika koji utječu na iščašenje. Intraoperativno pozicioniranje implantata kao i napetost mekotkivnih struktura vjerojatno su jednako važni ili čak i važniji nego promjer glave. Teorijska stabilnost

postignuta korištenjem glava velikog promjera (iznad 36 mm) zanemariva je u slučajevima strmog položaja acetabuluma.⁹⁹

Nakon temeljite evaluacije čimbenika za i protiv korištenja glava velikog ili ekstra velikog promjera preporučuje se promjer glave kod primarne ugradnje TEP-a kuka ograničiti na 36 mm, a u slučajevima polietilenskih umetaka na 32 mm jer kombinacija tvrđe glave i mekanijega polietilenskog umetka kod većih promjera glave rezultira dodatnim trošenjem. Navedenu inicijativu potaknuli su 2008. godine Perka i suradnici, te je nazvana „klubom 36 mm i manje“.

Geometrija konusa femoralnog stema također je važan čimbenik tehničkog opsega pokreta s obzirom na to da tanji konusi kasnije dolaze u sraz s rubom acetabuluma, a navedeno vrijedi i za vrat femoralnog stema. Dostupne veličine konusa nalaze se u rasponu od 8/10 do 14/16 gdje brojevi odgovaraju promjeru konusa proksimalno i distalno. Kod tanjih konusa potrebna je manja rotacijska sila koja može uzrokovati razlabavljenje glave na konusu što prilikom pojačanog trenja može rezultirati rotacijom glave u odnosu na konus. Velika raznolikost konusa (8/10, 9/11, 10/12, V40, 11/13, C-konus, 12/14, 14/16) može izazvati poteškoće prilikom potrebe zamjene glave tijekom revizije.

Nadalje, dodatan čimbenik bitan za opseg pokreta jest pozicija ravnine ulaza u acetabulum u odnosu na profil acetabuluma. Kod uobičajenih hemisferičnih acetabuluma centar rotacije leži u sredini ulazne ravnine, i sraz nastaje zbog kontakta konusa ili vrata proteze s acetabulumom. Implantati s povišenjem umetka centar rotacije imaju ispod ulazne ravnine, te je opseg pokreta umanjen. Nasuprot toga, subhemisferični acetabulum pokriva od 152 do 166 stupnjeva u odnosu na uobičajenih 180 stupnjeva,¹⁰⁰ te centar rotacije leži iznad ulazne ravnine.¹⁰¹ Zbog kasnije pojave sraza u subhemisferičnim acetabulumima opseg pokreta jest bolji, no manja kontaktna površina rezultira pojačanim trošenjem, osobito u metal-metal endoproteza.

Oštećenje tkiva i napetost zgloba

Oštećenje tkiva i napetost preostalog mekog tkiva važan su čimbenik stabilnosti totalne endoproteze zgloba kuka. Pojedina istraživanja pokazuju da operativni pristup utječe na učestalost iščašenja,^{96,102} dok druga ne pokazuju povezanost operativnog

pristupa i učestalosti iščašenja.¹⁰³ Razlog za oprečna mišljenja vjerojatno leži u činjenici da korištenjem jednakoga operativnog pristupa operater, ovisno o potrebi, može učiniti opsežniji ili manje opsežan operativni zahvat što rezultira različitim stupnjem stabilnosti totalne endoproteze kuka. Nadalje, pozicioniranje komponenti u svrhu postizanja anatomskeg centra zgloba i *offseta* (udaljenosti centra do osovine dijafize) utječe na biomehaniku zgloba tijekom opterećenja. Upravo navedeni čimbenici objašnjavaju zašto dva različita operatera primjenom jednakoga operativnog pristupa postižu različitu učestalost iščašenja. Tijekom ugradnje može nastati i oštećenje koštanog tkiva, i to potpuni prijelom, manja pukotina te mikrofraktura spongiozne kosti.

Orijentacija komponenta endoproteze

Pozicioniranje komponenta endoproteze ima vjerojatno najvažniji utjecaj na biomehaniku i funkciju nakon ugradnje totalne endoproteze kuka. Na acetabularnoj strani loše pozicioniranje povećava trenje i trošenje, te smanjenjem udaljenosti preskoka povećava rizik iščašenja.^{92,99,104} Neadekvatno pozicioniranje velikih metal-metal nosivih površina najčešće znači nagib acetabulumu veći od 50 stupnjeva i/ili anteverziju veću od 15 stupnjeva, te rezultira metalozom ili pseudotumorima.

Kod keramika–keramika nosivih površina, rubno opterećenje može rezultirati tračnim trošenjem i posljedičnim pojačanim trenjem. Keramička zrnca lokalno izazivaju tračno trošenje, te površina postaje grublja. Pojačano trenje pojačava vibracije što, ako je trenje jače, rezultira čujnim zvučnim senzacijama.¹⁰⁵ Spomenute senzacije karakteristika su upravo tvrdih kontaktnih površina, dok tvrdo–meke kombinacije ne postižu toliko visoko trenje. Pojačano trenje rezultira opterećenjem spoja acetabularne i femoralne komponente s kosti, te opterećenjem spoja glave i vrata femoralne komponente.⁹³ Zbog nužnosti postojanja proteinskog sloja koji podmazuje dvije tvrde kontaktne površine, one su znatno osjetljivije na nepovoljno pozicioniranje u odnosu na kombinaciju tvrdo–mekih površina. Kako se u posljednje vrijeme u svrhu očuvanja koštane mase sve više upotrebljavaju kratki femoralni stemovi, njihovo precizno pozicioniranje postaje sve važnije. Prilikom upotrebe kratkih stemova moramo voditi računa da kraći stem ima manju polugu kojom odolijeva opterećenju; dakle, kraći stem rezultira većim opterećenjem spoja stema i kosti.¹⁰⁶

Kratka poluga nije jedini uzrok većeg opterećenja nego je to i manja kontaktna površina proteze i kosti kod kraćeg stema. Ako sila na zglob s krakom poluge prekorači kapacitet koštanog uporišta, može doći do rotacije kratkoga femoralnog stema u varus te posljedičnog prijeloma kalkara. U trenutku kada kost uraste u protezu incidencija se takvih komplikacija smanjuje jer novostvorena kost ima sposobnost prenošenja sila tenzije.

Mnogi ortopedi zamjenu kuka ugradnjom totalne endoproteze smatraju najuspješnijim ortopedskim zahvatom. Rastući broj godišnje ugrađenih endoproteza, uz razinu uspješnosti koja se iščitava u izvješćima registara endoproteza, sigurno opravdava takvo stanovište. Ako se pacijent i operater ponašaju odgovorno i pažljivo planiraju, potencijalni biomehanički problemi morali bi se moći izbjeći. U današnje vrijeme korišteni implantati i kontaktne površine u velikoj većini pacijenata dokazano traju dulje od 15 godina. Međutim, kako bi zamjena kuka ugradnjom totalne endoproteze i nadalje ostala uspješnom, potrebno je s pojačanim interesom pratiti razvoj metode, i to posebice:

- razvoj kraćih modela proteza (postoji povećan rizik preopterećenja kosti),
- razvoj kontaktnih površina koje se manje troše (simulator gdje su uvjeti idealni),
- primjena novih minimalno invazivnih pristupa (otežava pozicioniranje implantata),
- operateri s malim brojem TEP-ova kuka godišnje.

Poboljšanje postojećih implantata kao i primjena novijih materijala poželjne su, no uvijek se uz potencijalni benefit mora voditi računa o rizicima i eventualnim nuspojavama. U slučaju kliničke primjene novih implantata i operativnih tehnika nužna je kontinuirana edukacija i usavršavanje operatera i osoblja. Bitno je napomenuti da uspjeh pretkliničkih istraživanja ne garantira dobre rezultate nakon stvarne kliničke primjene nego osigurava minimalne uvjete kako bi se primjena novih implantata i tehnika uopće razmotrila.

Standardi pretkliničkih testiranja, nažalost, najčešće u obzir uzimaju optimalne uvjete, no u kliničkoj praksi idealne uvjete nerijetko nije moguće osigurati. Tipičan primjer jesu pretklinička istraživanja koja su pokazala da korištenje ekstra velikih glava kod metal–metal endoproteza smanjuju rizik luksacije i količinu debrisa zbog trošenja

endoproteze. U kliničkoj je praksi dokazan smanjen rizik luksacije, dok u slučaju lošijeg pozicioniranja komponenata trošenje i trenje nije smanjeno nego je značajno povećano. Kako navedeni rezultati u pretkliničkim testiranjima nisu zabilježeni, pojačano trošenje, razlabavljenje acetabuluma, metaloza i pseduotumori evidentirani su tek kliničkim praćenjem. Uz velika očekivanja, a suočeni s nuspojavama, pacijenti mogu biti izrazito nezadovoljni. Upravo iz navedenih razloga poželjno je pretklinička testiranja proširiti i na neidealne uvjete.

1.4. Trošenje i osteoliza

Ugradnja totalne endoproteze zgloba kuka predstavlja najznačajniji zahvat kojim se u krajnjem stadiju nekoliko bolesti koje zahvaćaju zglob kuka, najčešće artroze, postiže značajno poboljšanje kvalitete života pacijenata. U budućnosti se zbog produljenja životnog vijeka i zbog bolesti kuka u ranijoj životnoj dobi očekuje povećana potreba za ugradnjom totalne endoproteze zgloba kuka. U dosadašnjem razvoju totalnih endoproteza zgloba kuka primjenom bioaktivnih i poroznih presvlaka, kao i novijih vrsta koštanog cementa, ostvaren je značajan napredak u kontaktu implantata ili cementa s koštanim uporištem, što je dovelo do produljenja preživljenja i značajnih funkcionalnih benefita. Kod dugogodišnjih praćenja dužih od 10 godina, osteoliza i trošenje najčešći su uzroci aseptičkog razlabavljenja i posljedično kasnih revizija.^{36,38} Stoga je potrebno definirati određene pojmove.

Definicija pojmova

Tribologija je znanost koja istražuje trenje, podmazivanje i trošenje između dviju kliznih površina u bliskom kontaktu.

Trošenje je površinsko oštećenje s progresivnim gubitkom materijala (krhotina) zbog trenja dviju pomičnih kontaktnih površina.

Debris (krhotine) su čestice različitog materijala i veličina odvojene od površine implantata zbog trošenja.

Fretting je oscilacija, tj. klizanje, dakle pokret male amplitude između dvije površine pod opterećenjem. Svi modularni spojevi kod TEP-a kuka podložni su opterećenju, zbog čega nastaje trošenje (stvaranje debrisa, tj. krhotina) i korozija.

Korozija je razgradnja površine djelovanjem elektrokemijskih interakcija, uz stvaranje iona metala i soli koji djeluju samo na metal. Opisani su različiti oblici korozije (galvanska, *fretting* (oscilirajuća), pukotinska, stresna).¹⁰⁷

Osteoliza je resorpcija kosti koja nastaje zbog aktivacije osteoklasta kao biološki odgovor na krhotine (male čestice). Aktivacija osteoklasta može oštetiti koštano uporište i rezultirati razlabavljenjem.

Zbog pokreta unutar zgloba, kao i mikropomaka izvan samog zgloba, nastaje trošenje, uslijed čega se u okolici implantata pojavljuju male čestice koje mogu uzrokovati osteolizu, nestabilnost i posljedično aseptično razlabavljenje.^{6,108,109} Aseptičko razlabavljenje najčešći je razlog za reviziju, pri čemu je funkcionalni ishod revizije lošiji nego kod primarne zamjene kuka ugradnjom totalne endoproteze.

Bolest malih čestica

Iako je etiologija aseptičnog razlabavljenja složena i multifaktorijalna, značajan doprinos čine kumulativni i međusobno ovisni stanični odgovori na male čestice.^{36,108-110} Originalno je bolest malih čestica nazivana cementnom bolešću, no jednake su promjene uočene i kod bescementnih implantata.⁵ Visok stupanj aktivnosti te zadovoljavajuća kvaliteta života rezultira većim stupnjem trošenja i posljedično većom količinom malih čestica.^{5,38} Ta se količina povećava s preživljenjem, a reakcija na male čestice ovisi o samim malim česticama i o pacijentu: njegovoj osjetljivosti na vrstu materijala i genetskoj predispoziciji.^{36,108,111}

Vrsta implantata, metoda fiksacije i kontaktne površine imaju značajan utjecaj na razvoj osteolize.^{6,112} Najčešće korišten materijal kod totalnih endoproteza zgloba kuka jest polietilen ultravisoke molekularne težine (UHMWPE) u kombinaciji s metalnom ili keramičkom glavom.⁶

Već smo detaljno opisali različitost i osobine mogućih kontaktnih površina. Različite nosive površine rezultiraju različitom vrstom i količinom malih čestica. Patofiziološki mehanizam kojim male čestice polietilena uzrokuju osteolizu predmet su mnogih istraživanja.¹¹¹⁻¹¹⁴ Sitne čestice polietilena aktiviraju stanični odgovor, receptore i makrofage. Lučenje kemokina i citokina TNF- α , IL-1 β , MCP-1 i drugih dovodi do upalnog odgovora, aktivacije osteoklasta i lokalne resorpcije kosti. Problemi vezani uz trošenje polietilena potaknuli su razvoj i primjenu novijih kontaktnih površina kao križno vezanih polietilena, metal na metal, keramika na keramiku. Osim malih čestica polietilena, i metalne i keramičke čestice potiču stanični odgovor i resorpciju periprotetičke kosti.^{115,116} Osim toga, male čestice djeluju tako da zbog pokreta dovode do direktnog oštećenja same proteze.^{115,117} Čestice polietilena ultravisoke molekularne težine nepravilna su oblika i mikrometarskih veličina, a u periprotetičkom se tkivu nalaze okružene makrofazima i gigantskim stanicama.¹¹⁸ Metalne čestice pravilnijeg

su oblika, veličinom su manje no nešto brojnije.¹¹⁹ Upravo manja veličina metalnih čestica (nanometarske vrijednosti) rezultira ne samo staničnom reakcijom u periprotetičkom tkivu nego i dostupnošću udaljenih organa i oslobađanjem iona zbog korozije.^{118,120} Upravo su komplikacije vezane uz povišene razine metalnih iona u krvi, u kombinaciji s formacijom pseudotumorskih tvorbi u okolici proteze i u mekim tkivima, dovele do odustajanja od korištenja metal na metal kontaktnih površina. Osteoliza zbog malih čestica keramike jest rijetkost, iako se u nekim slučajevima može javiti upalni odgovor.¹²¹ Nadalje, trošenje se ne javlja samo unutar zglobne površine acetabuluma nego i kod lošeg pozicioniranja acetabuluma može nastupiti trošenje glave o rub acetabuluma.

Trošenje uzrokovano nepovoljnim utjecajem kontakta glave i ruba acetabuluma

Opisani stupnjevi volumetrijskog trošenja tijekom ciklusa hoda odnose se na idealne uvjete kada su centar glave i centar acetabuluma koncentrični, kada je acetabulum pozicioniran korektno u odnosu na biomehaničku osovinu opterećenja i kada se dodir i trošenje ostvaruje samo unutar zglobne površine acetabuluma. Bilo kakvo odstupanje od idealnih uvjeta može rezultirati kontaktom između glave i ruba acetabuluma uz posljedično tračno trošenje glave i obodno trošenje acetabuluma. Kod navedenih nepovoljnih odnosa, ukupno je trošenje uvećano. Brojni čimbenici mogu rezultirati neželjenim kontaktom glave i ruba acetabuluma. Glava i acetabulum svaki zasebno imaju šest neovisnih stupnjeva slobode, od čega tri rotacijska i tri translacijska. Brojne različite kombinacije nepovoljnog pozicioniranja komponenti mogu rezultirati neželjenim kontaktom glave i ruba acetabuluma.

Translacijski nepovoljno pozicioniranje:

1. pozicioniranje centra acetabuluma prema gore ili medijalno uz posljedičnu translacijsku nestabilnost,
2. neadekvatan *offset* (udaljenost centra glave od osovine dijafize) uz posljedičnu nestabilnost,

3. sindrom sraza glava–vrat uz djelovanje poluge izvan glave na rub acetabuluma.

Rotacijski nepovoljno pozicioniranje:

nepovoljno pozicioniranje acetabuluma (nagib) pri čemu rub acetabuluma presijeca kontaktnu površinu.

Navedeni nepovoljni čimbenici imaju različite učinke u ovisnosti o odabiru nosivih površina. Tako kod metal–polietilen nosive površine ne nalazimo tračno trošenje glave u kontaktu s rubom acetabuluma jer je plastični umetak mekaniji od metalne glave. Rub polietilenskog umetka plastično se deformira, ali ne nalazimo povećano površinsko trošenje polietilena.¹²² Zbog kontakta glave i ruba polietilenskog umetka nastaje zamor materijala uz posljedično puknuće umetka pri preopterećenju. Navedeni nedostaci bili su karakteristika starijih modela polietilenskih umetaka steriliziranih u prisutnosti kisika, no problem su i danas kod križno vezanih polietilenskih umetaka.

S druge strane, keramika–keramika nosive površine izrazito su otporne na kontakt glave i ruba umetka. Rotacijski nepovoljna pozicioniranja ne pojačavaju trošenje,¹²³ dok translacijski nepovoljna pozicioniranja uzrokuju tračno trošenje glave i rubno trošenje acetabuluma pri čemu ukupno trošenje iznosi oko 1 mm³/milijun ciklusa.¹²⁴ Noviji keramički modeli pokazuju i manja trošenja.^{125,126} Istraživanja na izvađenim endoprotezama pokazuju učestalost kontakta glave i ruba acetabuluma te tračnog trošenja glave veću od 50 %.¹²⁷

Upravo je trošenje uzrokovano kontaktom glave i ruba acetabuluma jedan od važnijih uzroka pojačanog trošenja metal–metal totalnih endoproteza kuka, uz povišenje razine iona metala i 10 % učestalosti revizije. Većina od oko 85 % metal–metal umjetnih kukova pokazuje malo trošenje, manje od 1 mm³/milijun ciklusa, i niske razine iona metala manje od 5 ppb. Međutim, kontakt glave i ruba acetabuluma može povećati trošenje od 10 do 100 puta. Povećanje trošenja i razina metalnih iona ovisi o mehanizmu nastanka kontakta glave i ruba acetabuluma te dizajnu komponenti. Kontaktno naprezanje značajno je veće prilikom dodira glave i ruba acetabuluma¹²⁸ zbog čega nestaje zaštitni proteinski sloj, te mehaničko (abrazivno i adhezivno)

trošenje postaje dominantno. Oštećenje glave dovodi do pojačanog trošenja acetabuluma. Kao i kod keramika–keramika endoproteza, trošenje glava–rub acetabuluma rezultira nastankom malih čestica većeg promjera¹²⁹ koje ostaju u periprotetičkom tkivu. Metal–metal endoproteze u slučaju rotacijski nepovoljnih položaja pokazuju trošenje od 1 do 5 mm³/milijun ciklusa ili trošenje od 1 do 10 mm³/milijun ciklusa kod translacijski nepovoljnih položaja ili mikroskopskih razdvajanja. Navedeno 10 do 100 puta veće trošenje rezultira povećanjem razine metalnih iona od 5 do 50 ppb.

Neželjeni učinak kontakta glave i ruba acetabuluma znatno je manji kod keramika–metal endoproteza.¹³⁰ Razlika u tvrdoći keramike i metala smanjuje tračno trošenje glave, dok je obodno trošenje metalnog acetabuluma malo pojačano.

Literaturni podatci potvrđuju da je ispod određenog stupnja trošenja polietilena razina osteolize i potreba za revizijom zanemariva.^{125,126} Prag čini trošenje polietilena manje od 0,1 mm godišnje, izraženo u mm³/godišnje, što čini oko milijun ciklusa godišnje po pacijentu. Podometrijska istraživanja pokazuju da neki pacijenti neovisno o dobi učine čak i dvostruko više, oko 2 milijuna ciklusa godišnje, što znači dvostruko povećanje kontaktnog puta dviju zglobnih površina.¹³¹ Također, susrećemo se s trendom ugradnje TEP-a u ranijem stadiju, kao i s porastom životne dobi populacije. Sve to rezultira višestrukim porastom ugradnje TEP-a kuka. Povijesno se stupanj trošenja polietilena kreće od 0,05 do 0,5 mm godišnje. S druge strane, kombinacije tvrdih zglobnih površina metal–metal i keramika–keramika pokazuju znatno manje trošenje, od 0 do 0,03 mm godišnje. Bez obzira na sve, u posljednja četiri desetljeća i do danas primjena metala ili keramike na polietilen predstavlja zlatni standard s oko 2 milijuna godišnje ugrađenih polietilenskih komponenata diljem svijeta.

Smanjenje trošenja dijelova endoproteze važna je zadaća da bi se omogućilo bolje dugoročno preživljenje proteza kuka, osobito kod mladih aktivnih pacijenata. Tehnološki napredak omogućio je primjenu novijih materijala, boljih karakteristika, koji za velik broj pacijenata predstavljaju doživotno rješenje. Križno vezani polietilenski umetak u kombinaciji s keramičkom ili metalnom glavom predstavlja dobro rješenje za većinu pacijenata starosti iznad 60 godina. Predviđa se da takva kombinacija nosivih površina omogućuje 20-godišnje razdoblje bez osteolize. Alternativne kontaktne površine jesu keramika–keramika, metal–metal i keramika–metal. Odabir svake od nosivih površina ima svoje prednosti i nedostatke, pri čemu se za sada najčešće

primjenjuje kombinacija polietilenskog umetka i metalne ili keramičke glave. Klinička istraživanja pacijenata nakon ugradnje TEP-a kuka imaju veliku vrijednost jer omogućuju da se laboratorijski očekivani stupnjevi trošenja kontaktnih površina nakon ugradnje TEP-a kuka potvrde u realnim *in vivo* uvjetima.

1.5. Radiološka mjerenja i izračuni

Istraživanja trošenja polietilena te položaja i orijentacije acetabuluma mogu se provoditi u laboratorijskim uvjetima korištenjem računalnih simulacija (metoda konačnih elemenata ili slično) ili kliničkim studijama gdje *in vivo* pratimo trošenje polietilena i preživljenje totalnih endoproteza kuka.

Računalne metode omogućuju procjene trošenja polietilena na osnovi točno definiranog pozicioniranja čašice i poboljšanja materijala, no klinička istraživanja imaju prednost jer uključuju sve čimbenike koji mogu utjecati na trošenje: razlike među pacijentima, operativne pristupe, materijal, kliničku primjenu, metodu sterilizacije, pozicioniranje čašice, dizajn čašice, završnu obradu dna čašice, sraz, stražnje trošenje, zaključavanje polietilenskog inserta, debljina inserta, veličina glave, spol, dob, razina aktivnosti, visina i težina.

Radiološko mjerenje trošenja polietilena jest mjerenje penetracije glave femura u čašicu korištenjem matematičkih formula i radioloških slika. Sve metode imaju zajedničku osobinu da ne razlikuju *creep* (postupnu deformaciju bez produkcije malih čestica), *bedding-in* (stapanje stražnje strane polietilena s čašicom), *running-in* (inicijalno uklapanje glave femura u polietilenski insert), *back-side* trošenje i pravo trošenje.¹³² Tijekom inicijalnoga postoperativnog razdoblja trošenje je pojačano, a poslije se postupno smanjuje. Zbog plastične deformacije polietilena i trošenja polietilena glava femura penetrira polietilensku čašicu. Stapanjem polietilena s čašicom i s glavom nastaje veća kontaktna površina, posljedično manje kontaktno opterećenje i smanjenje trošenja polietilena.^{133,134} Plastična deformacija polietilena smanjuje se s vremenom i značajna je tijekom prvih 6 do 12 mjeseci, nakon čega se trošenje polietilena opisuje kao linearno (pravo trošenje) ili u mirnoj fazi.¹³² Klinička važnost stupnja trošenja određuje se mjerenjem penetracije femoralne glave. Postoji nekoliko metoda od kojih je radiostereometrijska analiza (RSA) zlatni standard ali ujedno i najskuplja metoda.^{135,136}

In vivo trošenje polietilena višesmjerno je, stoga kliničke metode koje procjenjuju trošenje u samo jednom smjeru najčešće podcjenjuju ukupni stupanj trošenja.¹³⁷⁻¹³⁹ Točna procjena mirne faze penetracije glave femura može poslužiti u svrhu procjene vremena tijekom kojeg će nastupiti potpuna penetracija glave femura kroz insert što može biti korisno kod planiranja učestalosti kontrolnih pregleda, kao i određivanja

tajminga same revizije. Međutim, brojni nepredvidljivi specifični čimbenici mogu promijeniti obrazac linearnog trošenja, a nisu uključeni u analizu metodom konačnih elemenata.

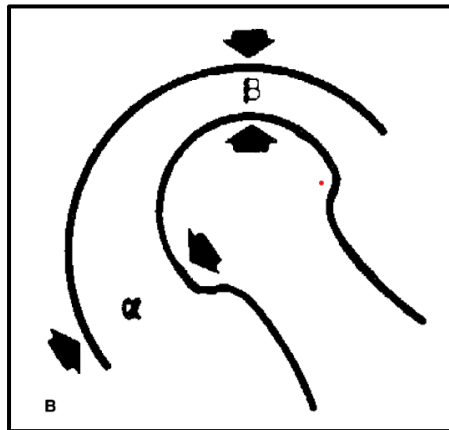
Kod RSA koristimo dvije sinkronizirane rendgenske cijevi kojima simultano dobijemo dvije rendgenske snimke pacijenta postavljenog na kalibracijsku kutiju. Potom se korištenjem trodimenzionalnog modela može utvrditi centar glave femura.^{135,136,140-143}

Druga metoda koristi poluautomatiziranu metodu analize slike kojom se određuje promjena pozicije centra glave u odnosu na centar acetabuluma na seriji rendgenograma zdjelice. Postoji velik broj softverskih programa, no najpopularniji i najbolje dokumentirani i validirani jesu *Martell Hip Analysis Suite* (Chicago University, Chicago II) koji je razvio dr. John Martell^{144,145} i softver *PolyWear* (Australia) koji je osmislio dr. Peter Devane.¹⁴⁶⁻¹⁴⁸ Istraživanja koja su koristila navedene metode pružaju uvid u rano razdoblje stapanja (*bedding-in*) tijekom kojeg se polietilen utiskuje (*creeps*) i plastično deformira, te, nakon što je stapanje pri kraju, glava penetrira polietilen.¹⁴⁹⁻¹⁵¹ Stupanj stapanja kod visoko križno vezanog polietilena jest malen, klinički beznačajan i rezultira penetracijom glave od 0,01 do 0,1 mm, te se smatra da nakon godinu dana *in vivo* napreduje izrazito sporo. Postoje istraživanja koja su prikazala puknuća polietilena zbog neadekvatnog pozicioniranja komponenti, dok za sada ne postoji zabrinutost vezana uz primjenu HxPE-a.

Barrack i sur.¹⁵² u svom istraživanju na uzorku bescementnih acetabuluma uspoređuju sedam različitih radioloških metoda mjerenja trošenja polietilena i rezultate uspoređuju s direktnim mjerenjem potrošenosti polietilena nakon revizije. Istražene radiološke metode mogu biti jednostavnije koje koriste jednu rendgensku snimku, ili tehnički kompliciranije koje traže trodimenzionalne snimke i složene kompjutorske softvere. Svaka od metoda ima svoje prednosti i mane.¹⁵²

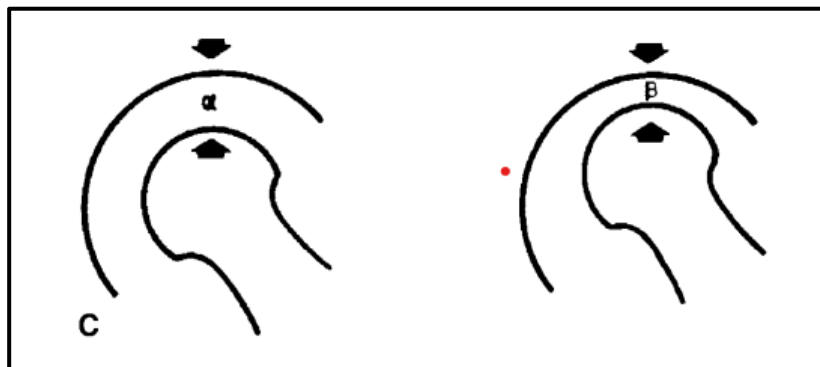
Charnley i Halley¹⁵³ predstavljaju dvije različite radiološke metode mjerenja trošenja. Uniradiografska metoda koristi jednu rendgensku snimku, dok duoradiografska metoda uspoređuje posljednju rendgensku snimku s ranom postoperativnom snimkom. Uniradiografska metoda mjeri najmanju udaljenost između glave i vanjskog ruba acetabuluma na liniji trošenja, te se ta vrijednost oduzme od najveće udaljenosti glave do vanjskog ruba acetabuluma na nenosivom dijelu (slika 5).¹⁵² Dobivena se razlika podijeli s brojem dva te predstavlja trošenje polietilena.

Duoradiografska metoda mjeri udaljenost ruba glave i vanjskog ruba acetabuluma na nosivom dijelu, na ranoj postoperativnoj i posljednjoj snimci nakon korekcije za uvećanje (slika 6).¹⁵² Razlika predstavlja linearno trošenje polietilena. Obje metode pokazuju dobru korelaciju, ali su kritizirane jer kao referentnu mjeru uzimaju žicu uklopljenu u cementiran polietilenski acetabulum.



Slika 5. Uniradiografska metoda mjerenja trošenja polietilena

(Preuzeto iz: Barrack RL, Lavernia C, Szuszczewicz ES, Sawhney J. Radiographic wear measurements in a cementless metal-backed modular cobalt-chromium acetabular component. J Arthroplasty. 2001;16(7):820-8.)¹⁵²

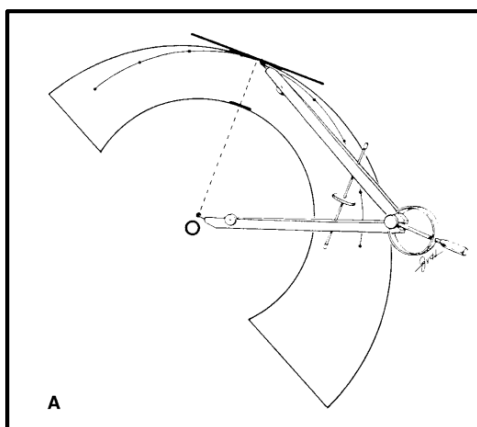


Slika 6. Duoradiografska metoda mjerenja trošenja polietilena

(Preuzeto iz: Barrack RL, Lavernia C, Szuszczewicz ES, Sawhney J. Radiographic wear measurements in a cementless metal-backed modular cobalt-chromium acetabular component. J Arthroplasty. 2001;16(7):820-8.)¹⁵²

Livermoreova radiološka metoda¹⁵⁴ mjerenja trošenja polietilena vjerojatno je najpoznatija metoda. Prvotno je osmišljena za mjerenje trošenja kod polietilenskih monoblok cementiranih acetabuluma. Za razliku od prethodne dvije, kao referenciju odabire prijelaz cement–acetabulum. Na rendgenogramu se prije revizije postavi

predložak koncentričnih krugova, te se odredi centar glave TEP-a. Potom se odredi najmanja udaljenost između centra i vanjskog ruba acetabuluma koja predstavlja liniju trošenja. Potom se na liniji trošenja mjeri najmanja debljina umetka koju predstavlja udaljenost ruba glave i ruba acetabuluma. Razlika u izmjerenoj debljini umetka na postoperativnoj slici i slici prije revizije jest linearno trošenje. Razlikujemo standardnu Livermoreovu metodu, potom manualnu metodu s mjeračem i kompjutorsku metodu (slika 7).¹⁵²



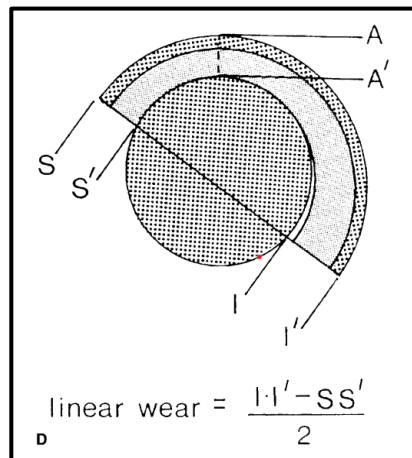
Slika 7. Livermoreova metoda mjerenja trošenja polietilena

(Preuzeto iz: Barrack RL, Lavernia C, Szuszczewicz ES, Sawhney J. Radiographic wear measurements in a cementless metal-backed modular cobalt-chromium acetabular component. J Arthroplasty. 2001;16(7):820-8.)¹⁵²

Naredne dvije metode trošenja PE-a mjere uzimajući u obzir položaj glave na liniji otvora acetabuluma.

Tangencijalna metoda na liniji otvora acetabuluma mjeri udaljenost točke gornjeg ruba acetabuluma i gornjeg ruba glave. Mjerenje se obavlja nakon korekcije za uvećanje, na postoperativnoj slici i slici prije revizije. Razlika dviju vrijednosti podijeljena s brojem dva odgovara linearnom trošenju.

Dorrova tehnika¹⁵⁵ koristi posljednju rendgensku sliku. Na liniji otvora acetabuluma mjeri se gornja udaljenost gornjeg ruba glave i gornjeg ruba acetabuluma, te donja udaljenost donjeg ruba glave i donjeg ruba acetabuluma. Linearno trošenje polietilena s lakoćom se izračuna tako da razliku dviju udaljenosti podijelimo s brojem dva (slika 8).¹⁵²



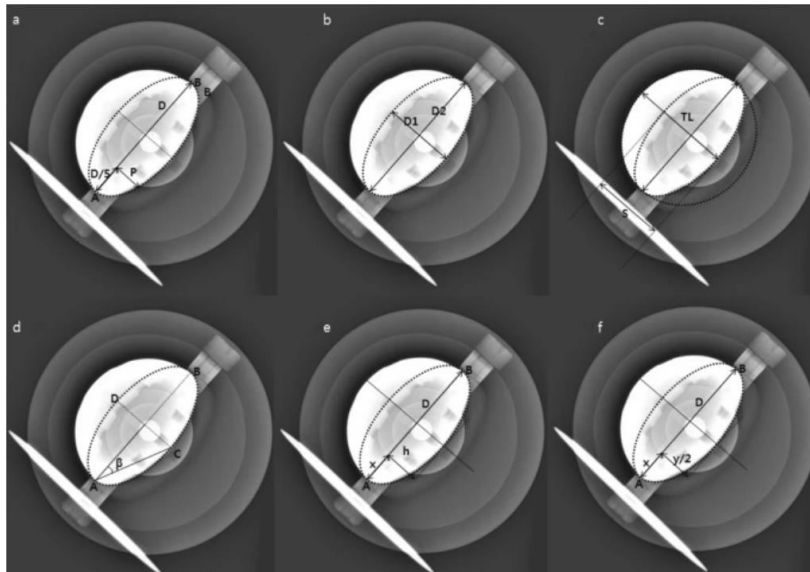
Slika 8. Dorrova metoda mjerenja trošenja polietilena

(Preuzeto iz: Barrack RL, Lavernia C, Szuszczewicz ES, Sawhney J. Radiographic wear measurements in a cementless metal-backed modular cobalt-chromium acetabular component. J Arthroplasty. 2001;16(7):820-8.)¹⁵²

Barrack i sur.¹⁵² u svom istraživanju na uzorku bescementnih acetabuluma, usporedbom različitih radioloških metoda s direktnim mjerenjem potrošenosti polietilena nakon revizije, nalaze najbolju korelaciju stvarnog trošenja i radiološkog trošenja mjerenog metodom prema Dorru.

Martell i sur.¹⁴⁴ u svom istraživanju nalaze bolje rezultate kompjutorske u odnosu na standardnu i manualnu Livermoreovu metodu.

Osim mjerenja trošenja polietilena, radiološki možemo mjeriti i anteverziju acetabuluma. U svom radu Lee i sur. uspoređuju šest različitih radioloških metoda mjerenja anteverzije acetabuluma (slika 9), te preporučuju korištenje jedne od tri metode koje su pokazale najviše stupnjeve točnosti. Lewinnekovu metodu mjerenja anteverzije acetabuluma smatraju točnom, te savjetuju njezino korištenje u kliničkoj praksi.¹⁵⁶



Slika 9. Šest različitih metoda mjerenja anteverzije acetabuluma
 (Preuzeto iz: Lee GC, Lee SH, Kang SW, Park HS, Jo S. Accuracy of planar anteversion measurements using anteroposterior radiographs. BMC Musculoskelet Disord. 2019;20(1):586.)¹⁵⁶

Različita istraživanja¹⁴⁴ opisuju postupak digitalizacije standardnih rendgenskih slika primjenom skenera ili digitalnog fotoaparata gdje se, na osnovi poznatog promjera glave, slike korigiraju za uvećanje. Potom se na temelju linije figure suze slike horizontaliziraju te se nakon toga na njima, pomoću računalnog programa *PhotoShop*, mogu obavljati mjerenja udaljenosti i kutova.

1.6. Revizije

Prije su ortopedi primarno bili suočeni s problemom odabira prikladnog implantata i metode fiksacije.¹⁵⁷⁻¹⁶⁰ Danas je poznato da je dugoročno preživljenje TEP-a kuka multifaktorijalno uvjetovano. Osim čimbenika koji se tiču implantata, čimbenici od strane pacijenta i operacije mogu imati veći ili manji utjecaj na preživljenje. Unatoč uspješnosti zamjene kuka ugradnjom TEP-a, posljednjih godina nailazimo na porast broja revizijskih zahvata.¹⁶¹ Produženje životne dobi u globalno sve starijoj populaciji rezultira sve većim brojem primarnih TEP-ova te, u konačnici, sve većim brojem revizija. Najčešći razlozi revizija jesu: trošenje, aseptično razlabavljenje, luksacija ili nestabilnost i infekcija.

Razloge revizije najčešće prema vremenu nastanka dijelimo na rane i kasne. Bolje poznavanje čimbenika koji utječu na učestalost revizija trebalo bi poboljšati preživljenje TEP-ova u budućnosti. U posljednjih 60-ak godina publicirane su i neke katastrofalne komplikacije kod kojih su pacijenti bili gotovo pa „žrtve trenda“ u ortopediji. Uvijek se postavlja pitanje koji je razlog da neki TEP-ovi imaju loše preživljenje i zahtijevaju kompliciran i skup revizijski zahvat, a drugi ne. Vrlo je bitno utvrditi razloge neuspjeha određenih modela endoproteza te čimbenike od strane pacijenta i operacije koji utječu na povećanje rizika revizije. Treba biti oprezan u smislu ranog prihvaćanja inovacija u operativnoj tehnici i dizajnu implantata jer to može rezultirati povećanjem rizika revizije.¹⁶²

U kliničkoj je praksi teško odrediti rizične čimbenike za neuspjeh TEP-a kuka jer su revizije relativno rijetke i nastupaju kasno.¹⁶³ Prema nekim istraživanjima, mlađa životna dob prilikom ugradnje TEP-a (rizik revizije smanjuje se sa životnom dobi), spol (muški spol) te komorbiditet i dijagnoza (reumatoidni artritis i avaskularna nekroza) predstavljaju važne rizične čimbenike za aseptično razlabavljenje i reviziju zbog bilo kojeg razloga.

Prema nekim istraživanjima, kirurški i čimbenici koji se tiču implantata, cementirane, bescementne i hibridne metode fiksacije i veličina glave nisu se pokazali kao značajni rizici za reviziju. S druge strane, bolnice i operateri s malim godišnjim brojem TEP-ova pokazani su kao rizični čimbenici za reviziju.

Nadalje, dulje trajanje operacije, muški spol, bescementne i cementirane endoproteze (cement bez primjese antibiotika) neka istraživanja smatraju rizičnim

čimbenicima za reviziju zbog infekcije. Druga istraživanja navode stariju životnu dob, manju veličinu glave i stražnji pristup kao rizike za luksaciju.¹⁶³ Nadalje, muški spol i visoka razina aktivnosti izdvojeni su kao rizični faktori za aseptičko razlabavljenje.¹⁶⁴

Preoperativne dijagnoze depresivnih poremećaja, bolesti jetre, hipoalbuminemija, nedostatak vitamina D i dijabetes povezuju se s povišenim rizikom postoperativnih komplikacija i nezadovoljavajućih rezultata TEP-a kuka.^{165,166}

U preglednom radu i metaanalizi svih randomiziranih studija koja uspoređuje cementirane i bescementne metode fiksacije, autori metodu fiksacije ne smatraju rizičnim čimbenikom za učestalost revizija. Bolji rani klinički rezultat navode kod cementiranih TEP-ova zbog ranijeg smanjenja boli. Dugoročni odnosi kliničkih i funkcionalnih rezultata, učestalosti komplikacija i smrtnosti nisu razjašnjeni.

Prije svake je evaluacije potrebno definirati kriterij uspješne u odnosu na neuspješnu zamjenu zgloba kuka, jer se u literaturi kriteriji razlikuju. Definicija neuspješnog TEP-a kuka može biti temeljena na učestalosti revizije, radiološkim kriterijima (radiolucerna zona, pomak ili prijelom cementa) ili kliničkim pokazateljima (bol, loša funkcija i ograničenje pokretljivosti). U radu Wejknera i Stenporta, ako je samo revizija smatrana neuspjehom, neuspješnost je iznosila 4 %, dok je ona uzimanjem u obzir drugih parametara iznosila 8 %.¹⁶⁷ Općenito, radiološki znaci najčešće nastupaju prvi, a potom ih prati kliničko pogoršanje koje rezultira revizijom. Najniži kriterij za neuspjeh zahvata bio bi učestalost revizije.

U studijama preživljenja implantata neuspjeh TEP-a kuka nije jasno definiran. Prema nekima sama revizija označava neuspjeh, no odluka za reviziju rezultat je odluke i pacijenta i operatera. Ponekad su revizije učinjene na čvrsto fiksiranim implantatima bez sigurnih znakova infekcije ili mehaničkih nedostataka, dok, s druge strane, ponekad radiološki labave proteze ili proteze sa značajnim tegobama nisu revidirane.¹⁶⁸

Unatoč razvoju operativne tehnike i razvoju novih implantata, kao posljedica ugradnje TEP-a kuka u sve ranijoj životnoj dobi, uočava se i porast broja revizijskih operacija.^{169,170}

Najčešći razlog potrebe za reoperacijom nakon ugradnje TEP-a zgloba kuka jest aseptično razlabavljenje femoralne i acetabularne komponente.¹⁷⁰ Razlabavljenje komponenta endoproteze najčešće je potaknuto trošenjem dijelova endoproteze. Poznato je da razina aktivnosti ima utjecaj na trošenje. Istraživanja nadalje pokazuju

različitu reakciju pacijenata na čestice polietilena,¹⁷¹ a količina čestica u tkivu razlikuje se ovisno o pristupu. Trošenje polietilena kod ugradnje TEP-a kuka poželjno je smanjiti na najmanju moguću mjeru kako bi se pojava osteolize maksimalno odgodila. Jedan od najvažnijih ciljeva razvoja novih modela endoproteza zgloba kuka maksimalno je produljenje vijeka trajanja same endoproteze uz najbolji funkcionalni rezultat. U odnosu na literaturne podatke o vijeku trajanja drugih modela endoproteza, zamijećen je skraćen vijek trajanja TEP-a kuka model acetabuluma *Intrplant HI* upotrebljavanih na Klinici za ortopediju KBC-a Zagreb u razdoblju od prosinca 1994. do rujna 2003. godine.

Nadalje, kod navedenog modela zamijećeno je pojačano trošenje polietilena. Metoda sterilizacije gama-zračenjem u prisutnosti kisika dovodi do oksigenacije što rezultira lošijim mehaničkim karakteristikama polietilena, te se smatra razlogom ubrzanog trošenja polietilena.^{172,173} U kontaktu s proizvođačem dobiveni su podatci iz kojih je razvidno da je sterilizacija polietilenske komponente TEP-a kuka model *Intrplant HI* rađena gama-zrakama u prisutnosti kisika. Slijedom navedenoga došli smo do saznanja da TEP kuka model acetabuluma *Intrplant HI*, zbog loših mehaničkih osobina polietilenskog umetka, predstavlja dobar *in vivo* model ubrzanog trošenja polietilena, s velikim postotkom revizija. Unatoč lošim mehaničkim osobinama polietilena, kod određenog broja pacijenata s navedenom vrstom TEP-a trošenje polietilena ne napreduje tako brzo, te tijekom razdoblja praćenja nije došlo do razlabavljenja i nije bila potrebna reoperacija.

Pojedini autori navode da određeni mehanički parametri, kao što su promjer glave¹⁵⁴ i duljina vrata,¹⁷⁴ zatim oni biomehanički, kao što su varus ili valgus položaj femoralne komponente, nagib acetabuluma^{175,176} i odmak od idealnog centra rotacije,^{174,177} te biološki faktori kao što su dob pacijenta, spol, tjelesna težina, razina aktivnosti¹⁷⁸ i vrsta artroze,^{177,178} primarna idiopatska ili sekundarna (kao posljedica reumatoidnog artritisa, avaskularne nekroze glave bedrene kosti, razvojnog poremećaja zgloba kuka, posttraumatska), mogu imati veći ili manji utjecaj na vijek trajanja samog TEP-a kuka. Pritom postoje kontradiktorna mišljenja o važnosti koju pojedini mehanički, biomehanički i biološki čimbenici imaju na vijek trajanja TEP-a zgloba kuka.

Stoga smo na *in vivo* modelu TEP-a kuka s lošim mehaničkim karakteristikama polietilena odlučili istražiti mehaničke, biomehaničke i biološke uzroke koji imaju

utjecaj na potrošnju polietilena i vijek trajanja same endoproteze. Saznanja o mehaničkim, biomehaničkim i biološkim čimbenicima koji utječu na potrošnju polietilena na navedenom *in vivo* modelu mogla bi se primijeniti u budućnosti. Prilagodbom operativnih tehnika, modifikacijom položaja i izbora komponenti te djelovanjem na aktivnost i tjelesnu težinu pacijenata, navedena znanja mogli bismo primijeniti u praksi u svrhu produljenja preživljenja drugih modela TEP-a kuka.

2. HIPOTEZA

Model TEP-a acetabulum *Intraplant HI* predstavlja dobar model *in vivo* ubrzanog trošenja polietilena. To rezultira lošim preživljenjem navedenog modela TEP-a kuka. Osim mehaničkih karakteristika ugradbenog materijala (polietilena), na preživljenje TEP-a kuka i trošenje polietilena značajno utječu biološke karakteristike pacijenata, druge mehaničke karakteristike implantata i biomehanički odnosi zglobnih tijela, na koje se može utjecati tijekom operacije.

3. CILJEVI ISTRAŽIVANJA

OPĆI CILJ: Istražiti utjecaj bioloških, biomehaničkih i mehaničkih faktora na vijek trajanja i trošenje polietilena TEP-a kuka model *Intraplant HI*.

SPECIFIČNI CILJEVI:

1. utvrditi vezu pojedinačnih bioloških parametara – dob, spol, tjelesna težina, vrsta artroze kao indikacija za ugradnju TEP-a – sa stupnjem trošenja polietilena i preživljenjem kod TEP-a kuka model acetabuluma *Intraplant HI*,
2. utvrditi vezu pojedinačnih mehaničkih parametara – promjer glave, duljina vrata, veličina acetabularne, veličina i vrsta femoralne komponente – sa stupnjem trošenja polietilena i preživljenjem kod TEP-a kuka model acetabuluma *Intraplant HI*,
3. utvrditi vezu pojedinačnih biomehaničkih parametara – nagib acetabuluma, anteverzija acetabuluma, najmanja udaljenost centra elipse od osovine femura, najmanja udaljenost centra elipse od Kohlerove linije, te najmanja udaljenost centra elipse od linije koja prolazi dnom figura suza, prisutnost zadovoljavajućega, valgus ili varus položaja femoralne komponente – sa stupnjem trošenja polietilena i preživljenjem kod TEP-a kuka model acetabuluma *Intraplant HI*,
4. odrediti koji biološki, mehanički i biomehanički faktori najviše utječu na stupanj trošenja polietilena i vrijeme preživljenja kod TEP-a kuka model acetabuluma *Intraplant HI*.

4. ISPITANICI I METODE

Ovo je retrospektivno istraživanje, a odobreno je od strane Etičkog povjerenstva Medicinskog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu.

4.1. Ispitanici

Istraživanjem su obuhvaćeni pacijenti operirani na Klinici za ortopediju Medicinskog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu u razdoblju od 1994. do listopada 2015. godine, kod kojih je zamjena kuka učinjena ugradnjom TEP-a kuka. Istraživanjem su obuhvaćeni samo pacijenti kod kojih je korišten acetabulum model *Intraplant HI*. Riječ je o ukupno 1404 pacijenta. Dobivena je suglasnost Etičkog povjerenstva Medicinskog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu, te su iz postojeće dokumentacije prikupljeni brojni podatci.

Podatci iz medicinske dokumentacije:

1. podatci o pacijentu (dob, spol, tjelesna težina),
2. podatci o osnovnoj dijagnozi (primarna koksartroza ili sekundarna (razvojni poremećaj kuka (lat. *luxatio coxae congenitalis*; LCC), posttraumatska ili autoimuna)),
3. podatci o operaciji (operator, operacijski pristup, trajanje operacije, gubitak krvi),
4. podatci o implantatu (veličina i vrsta femoralne komponente, dužina vrata, veličina glave).

Radiološka mjerenja

Potom je kod svih pacijenata s dostupnim kompletnim podacima istražena postojeća rendgenska dokumentacija. Evaluirane su preoperativna i postoperativna snimka, dostupne snimke prije i nakon revizije, te posljednja dostupna rendgenska snimka ako do listopada 2015. godine nije učinjena revizija. U istraživanje su uključeni

samo pacijenti bez revizije kojima je posljednja rendgenska slika bila adekvatna za evaluaciju, a učinjena je najmanje sedam godina nakon operacije, ili pacijenti koji su revidirani u razdoblju do listopada 2015. godine. Primjenom digitalnoga fotografskog aparata učinjena je digitalizacija ili posljednje postojeće rendgenske snimke ili posljednje snimke prije revizije. Potom je primjenom odgovarajućega softverskog programa (*PhotoShop CS6*), na osnovi poznatog promjera glave femura (28 mm), veličina svih rendgenskih snimaka korigirana za uvećanje, i to duplo uvećanje (56 mm) (slika 10). Potom su sve rendgenske snimke horizontalizirane na osnovi linije figure suze (slika 11).



Slika 10. Korekcija uvećanja na osnovi poznatog promjera glave



Slika 11. Horizontalizacija slike na osnovi linije figure suze

Obrađena je posljednja dostupna rendgenska snimka učinjena najmanje sedam godina postoperativno, te su izmjereni:

- a. nagib acetabuluma,
- b. parametri za izračun anteverzije acetabuluma: duljina duge i kratke osi elipse (otvora) acetabuluma,
- c. parametri zdjelice: najmanja udaljenost između figura suze, najmanja sakroilijakalna udaljenost, najmanja visina (udaljenost) između linije figure suze i sakroilijakalne linije,
- d. parametri pozicije acetabuluma: najmanja udaljenost centra elipse (otvora) acetabuluma do linije dijafize femura, do linije figure suze i do Kohlerove linije,
- e. parametri za izračun trošenja polietilena: gornja udaljenost ruba acetabuluma od gornjeg ruba glave femura, te donja udaljenost ruba acetabuluma od donjeg ruba glave femura,
- f. parametri prodora glave u polietilen: smjer (kut) prodora – unutrašnji kut između linije figure suze i linije koja prolazi centrom elipse acetabuluma i centrom glave femura, te dubina prodora – udaljenost centra elipse (otvora) acetabuluma i centra glave femura,
- g. parametri pozicije femoralne komponente: zadovoljavajuća, varus ili valgus.

Metode radioloških mjerenja

Određivanje orijentacije acetabuluma: nagib i anteverzija

Kružni otvor acetabuluma na rendgenogramu se uočava kao elipsa. U današnje vrijeme dostupnosti digitalnih rendgenograma ili digitalizacije onih standardnih, primjenom odgovarajućeg programa postalo je jednostavno odrediti elipsu. Na prethodno digitaliziranim snimkama veličina, položaj, oblik i nagib otvora acetabuluma određuju nam elipsu. Prvo odredimo dva vrha otvora acetabuluma (krajnja gornja i krajnja donja točka otvora acetabuluma). Potom ucrtamo nasumične točke koje prate rub otvora acetabuluma, a koje nisu prekrivene glavom femura. Na osnovi navedenih mjera tada ucrtamo elipsu.

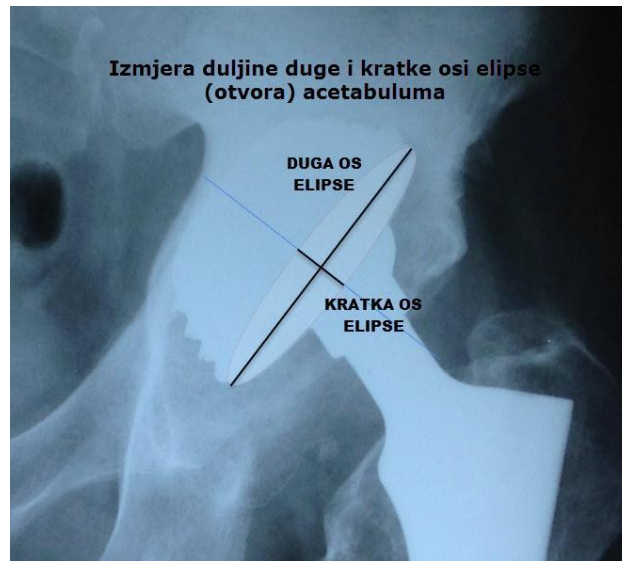
1. **Nagib acetabuluma (NA)** jest kut koji zatvaraju linija koja prolazi najdužim otvorom acetabuluma (duga os elipse) te linija koja prolazi donjim rubom dviju figura suze. Vanjski kut između te dvije linije predstavlja kut nagiba acetabuluma (slika 12).



Slika 12. Kut nagiba acetabuluma

2. Parametri za izračun **anteverzije acetabuluma** jesu duljina duge i kratke osi elipse (otvora) acetabuluma.

Duljina **duge osi (DO)** elipse jest najveća udaljenost između gornjeg i donjeg ruba elipse. Najprije ucrtamo i izmjerimo navedenu duljinu. Potom računalno na polovici duge osi elipse povučemo okomicu i definiramo kratku os. **Kratka os (KO)** jest najveća udaljenost između prednjeg i stražnjeg ruba elipse. Sjecište duge i kratke osi elipse ujedno predstavlja centar elipse (slika 13).



Slika 13. Izmjera duljine duge i kratke osi elipse (otvora) acetabuluma

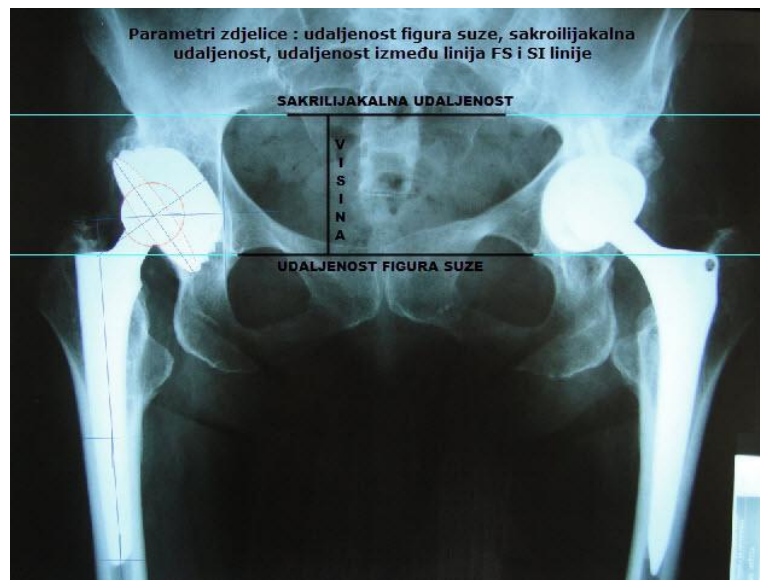
Određivanje parametara zdjelice

Parametre zdjelice (slika 14) čine:

1. **najmanja udaljenost između dvije figure suze (UFS),**
2. **najmanja sakroilijakalna udaljenost (USI),**
3. **najmanja visina (H) između linije figure suze i sakroilijakalne linije.**

Poziciju **figure suze** definira manji sklerozirani luk u obliku slova „U“ neposredno medijalno i dolje od donjeg ruba acetabuluma. Najniža točka luka (figure suze) predstavlja točku mjerenja. Pozicija figure suze određena je obostrano, te su sve slike već ranije horizontalizirane na osnovi linije koja prolazi točkom figure suze na lijevoj i točkom figure suze na desnoj strani. **Udaljenost figura suze (UFS)** predstavlja najmanju vodoravnu udaljenost tih dviju točaka.

Sakroilijakalnu udaljenost (USI) određuje najmanja vodoravna udaljenost između dvije točke koje predstavljaju donji rub zglobne pukotine sakroilijakalnog zgloba. **Visinu (H)** definira najmanja okomita udaljenost dviju vodoravnih linija (linije figure suze i sakroilijakalne linije).



Slika 14. Mjerenje parametara zdjelice

Određivanje pozicije acetabuluma unutar zdjelice

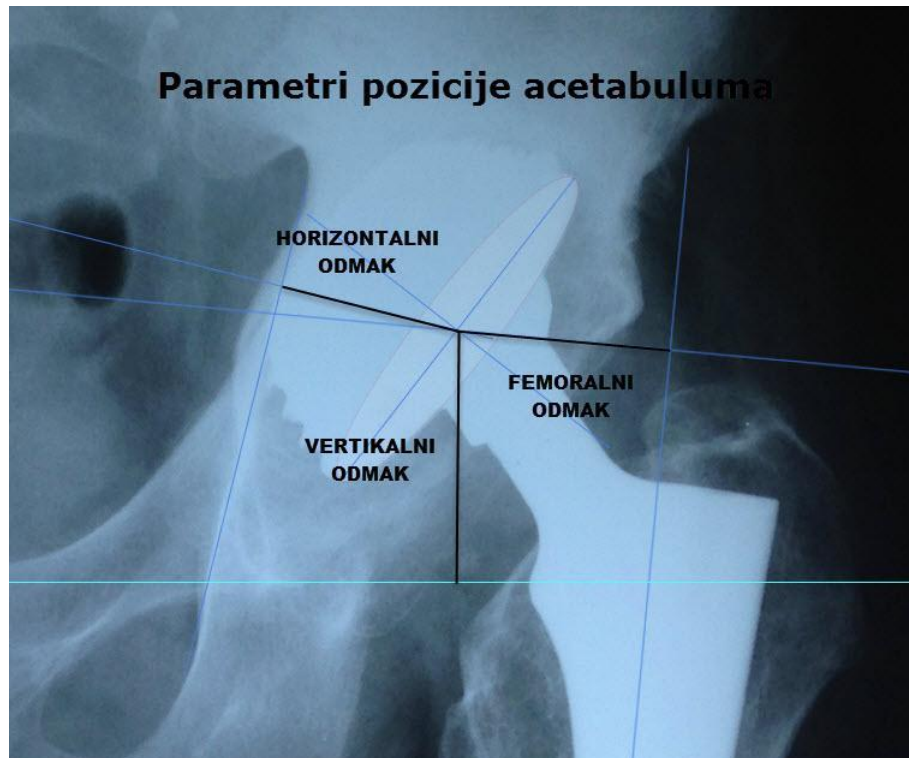
Parametri pozicije acetabuluma (slika 15) jesu:

1. **femoralni odmak (FO),**
2. **vertikalni odmak (VO),**
3. **horizontalni odmak (HO).**

Femoralni odmak (FO) je najmanja udaljenost, to jest okomita udaljenost linije dijafize femura do centra elipse. **Linija dijafize femura** određena je tako da je na dvjema vodoravnim linijama izmjerena udaljenost vanjskih rubova bedrene kosti te je računalno određena polovica te udaljenosti. Na taj su način dobivene dvije točke koje na različitim visinama predstavljaju sredinu dijafize femura. Linija koja prolazi kroz te dvije točke predstavlja liniju dijafize femura.

Vertikalni odmak (VO) je najmanja udaljenost, to jest okomita udaljenost linije figure suze do centra elipse. Ranije je definirano pozicioniranje **linije figure suze**.

Horizontalni odmak (HO) je najmanja udaljenost, to jest okomita udaljenost Kohlerove linije do centra elipse. **Kohlerova linija** jest linija koja prolazi vanjskim rubom otvora male zdjelice i vanjskim rubom opturatornog otvora.



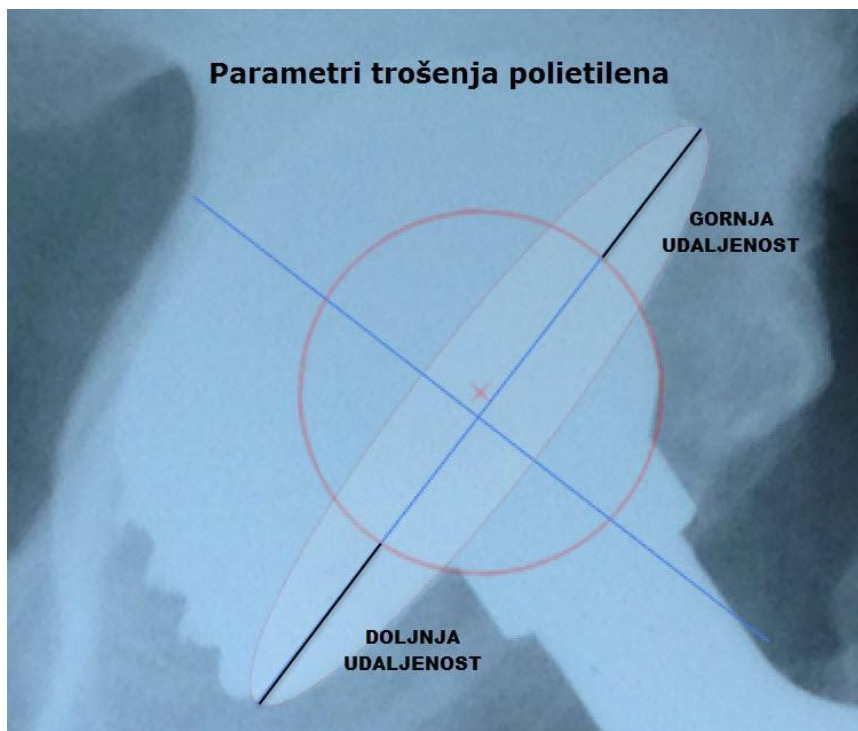
Slika 15. Definiranje pozicije acetabuluma u zdjelici

Određivanje čimbenika za izračun trošenja polietilena

Čimbenici za izračun trošenja polietilena (slika 16) istraženi su na posljednjoj dostupnoj rendgenskoj snimci koja je učinjena najmanje sedam godina nakon inicijalnoga operativnog zahvata ili na posljednjoj rendgenskoj snimci prije revizije, ili nakon revizije ako tijekom revizije nije mijenjan acetabulum i polietilenski umetak. Zabilježeno je vrijeme u mjesecima od učinjenoga operativnog zahvata do kada je učinjena rendgenska snimka na kojoj je evaluirano trošenje polietilena. Izmjereni su čimbenici za izračun trošenja polietilena, i to:

1. **gornja udaljenost (GU)** ruba acetabuluma od gornjeg ruba glave femura,
2. **donja udaljenost (DU)** ruba acetabuluma od donjeg ruba glave femura.

Gornja i donja udaljenost određuju se na osnovi pozicije glave bedrene kosti u odnosu na otvor acetabuluma. Otvor acetabuluma već je ranije definiran ucrtavanjem elipse, te je prethodno također definirana duga os elipse. **Gornja udaljenost (GU)** mjeri se na dužoj osi elipse i predstavlja udaljenost između gornje točke kraja duge osi i točke na kojoj glava bedrene kosti s gornje strane siječe dužu os. **Donja udaljenost (DU)** mjeri se kao udaljenost od donje točke kraja duge osi do točke koju čine sjecište donjeg ruba glave i duge osi.



Slika 16. Mjerenje gornje i donje udaljenosti (čimbenici trošenja polietilena)

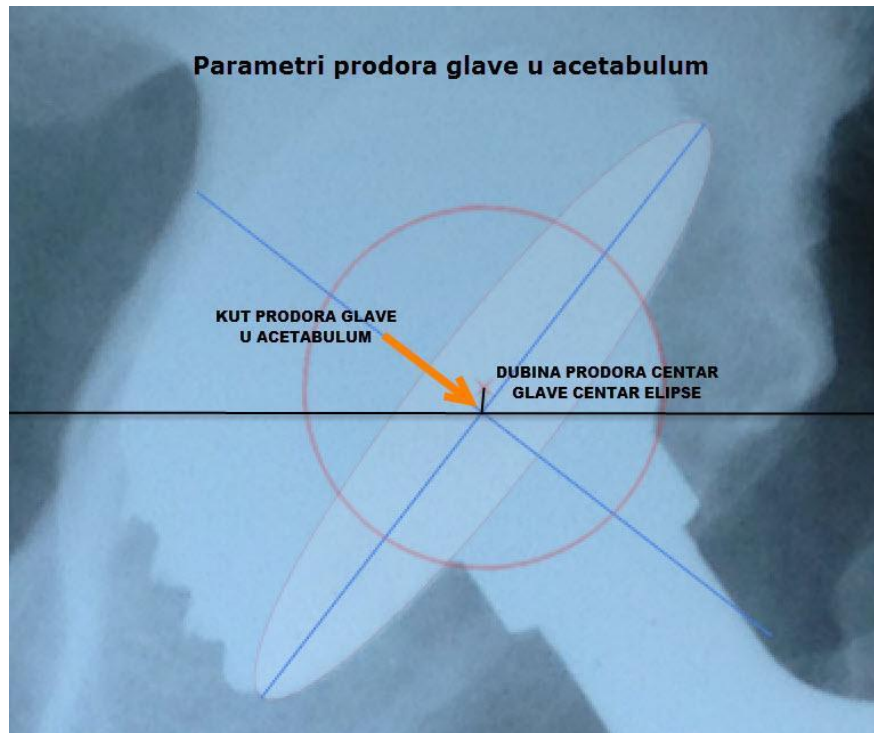
Određivanje komponenata prodora glave u polietilen

Prodor glave u polietilen (slika 17) određuju dvije komponente:

- 1. smjer (kut) prodora (KP),**
- 2. dubina prodora (DP).**

Smjer (kut) prodora (KP) izmjerili smo između dvije linije. Jedna linija prolazi kroz centar glave i kroz centar elipse. Druga linija jest linija figure suze. Unutrašnji kut između tih dviju linija jest smjer (kut) prodora glave.

Dubina prodora (DP) glave femura u polietilenski umetak jest udaljenost između centra glave femura i centra elipse (otvora) acetabuluma.



Slika 17. Prodor glave femura u polietilenski umetak

Određivanje pozicije femoralne komponente

Položaj femoralne (PF) komponente može biti:

- 1. zadovoljavajući,**
- 2. varus,**
- 3. valgus.**

Položaj femoralne komponente određuje se na osnovi kuta odstupanja linije lateralnog ruba femoralnog stema u odnosu na liniju dijafize femura. Gornji kut odstupanja veći od 3° prema lateralno smatra se **valgusom**, dok se gornji kut odstupanja prema medijalno smatra **varusom**. Ako ne nalazimo odstupanje veće od 3° , položaj femoralne komponente jest **zadovoljavajući**.

Izračuni na osnovi radioloških izmjera

Po učinjenim mjerenjima i na osnovi formula dostupnih u literaturi izračunati su:

- 1. kut anteverzije acetabuluma (AA),**
- 2. linearno trošenje polietilena (TP).**

Metode izračuna anteverzije acetabuluma i linearnog trošenja polietilena

Kut anteverzija acetabuluma (AA) metodom prema Lewinneku može se izračunati na osnovi duge i kratke osi elipse koja predstavlja otvor acetabuluma. Lewinnekuva metoda izračunava kut anteverzije na temelju sinusa kratkoga u odnosu na dugi krak elipse.

Formula za izračun je: **$AA = \arcsin (KO/DO)$**

(AA – kut anteverzije acetabuluma, KO – duljina kratke osi elipse, DO – duljina duge osi elipse)

Linearno trošenje polietilena (TP) metodom prema Dorru izračunava se na osnovi gornje i donje udaljenosti ruba glave femura od ruba acetabuluma (slika 8).

Formula za izračun je: **$TP = (DU - GU)/2$**

(TP – linearno trošenje polietilena, DU – donja udaljenost, GU – gornja udaljenost)

Evaluacija revidiranih proteza

Istraženi su svi aspekti učinjenih revizija. Podatci su prikupljeni kako iz pisane dokumentacije tako i u kombinaciji s evaluacijom svih dostupnih rendgenskih slika, osobito prije i nakon učinjene revizije.

Zabilježeni su sljedeći podatci:

- 1. praćenje do „velike“ revizije (FUR),**
- 2. razlog za reviziju (RZR),**
- 3. zamijenjeni dio endoproteze (revidirani dio (RD)).**

Praćenje do „velike“ revizije (FUR) jest vrijeme izraženo u mjesecima koje je proteklo dok nije učinjen revizijski zahvat kojim je zamijenjen ili izvađen neki od dijelova endoproteze. „Velikom“ revizijom nisu smatrani manji zahvati (čišćenje, repozicija zatvorena ili otvorena, ili sl.) kojima bi svi dijelovi prvotno ugrađene endoproteze ostali u pacijentu, nego samo oni zahvati kojima bi se zamijenio ili izvadio bilo koji dio prvotno ugrađene endoproteze kuka.

Razlog revizije (RZR) definiran je kao jedna od četiri moguće opcije: trošenje polietilena, razlabavljenje, infekcija ili prijelom.

Zamijenjeni dio endoproteze, to jest revidirani dio (RD), definiran je kao jedna od pet mogućih opcija: zamijenjen je polietilen (i glava), zamijenjena je cijela endoproteza, zamijenjen je femoralni dio endoproteze, zamijenjen je acetabularni dio endoproteze, cijela proteza je izvađena.

Statističke metode

Podatci su prikazani tablično i grafički. Analizom normalnosti distribucije provedenom Kolmogorov-Smirnovljevim testom ustanovljeno je da većina kontinuiranih vrijednosti ne slijedi normalnu raspodjelu, te su se u daljnjoj analizi stoga koristili neparametrijski testovi kao i načini prikaza podataka.

Za razlike u vrijednostima kontinuiranih varijabli između dviju nezavisnih skupina koristio se Mann-Whitneyjev U-test. Za grafički prikaz značajnih razlika koristio se Box i Whiskerov plot. Razlike kod kategorijskih vrijednosti analizirane su Fisherovim egzaktnim testom kod tablica formata 2×2 odnosno Fisher-Freeman-Haltonovim testom kod tablica većih formata.

Pri korelacijskoj analizi koristio se Kendallov tau_b korelacijski koeficijent. Za pojedine varijable (dijagnoza, položaj femura, razlog revizije, revidirani dio) načinjene su zamjenske varijable (engl. *dummy variables*) kako bi bile primjerene korelacijskoj i regresijskoj analizi. Također, prije izvođenja korelacijskih i regresijskih analiza pojedine su vrijednosti standardizirane (trošenje PE-a na vremensko trajanje, dubina prodora na vremensko trajanje, FO korigiran u odnosu na udaljenost FS (UFS), veličinu femura (F) i duljinu vrata (GL), HO korigiran u odnosu na udaljenost FS (UFS) i veličinu acetabuluma (AC), VO korigiran u odnosu na visinu zdjelice (H)).

Sve vrijednosti koje su bile značajne u bivarijatnoj korelacijskoj usporedbi stavljene su u odgovarajuće multivarijatne regresijske modele: OLS (engl. *ordinary least squares*) regresijski model u slučajevima kada je zavisna varijabla bila kontinuirana vrijednost odnosno binarna logistička regresija u slučajevima kada je zavisna varijabla bila dihotomna (binarna) vrijednost.

Sve p-vrijednosti (P) manje od 0,05 smatrane su značajnima. U analizi se koristila programska podrška *MedCalc® Statistical Software* version 20.022 (MedCalc Software Ltd, Ostend, Belgium; <https://www.medcalc.org>; 2021).

5. REZULTATI

Tablica 1. Opisna statistika izmjerenih vrijednosti kod svih ispitanika (N = 199)

	Aritmetička sredina	SD	Min	Max	Centile		
					25.	Medijan	75.
Dob (godine)	54,34	11,63	19,00	77,00	47,00	55,00	63,00
Tjelesna težina (kg)	78,29	15,14	35,00	126,00	70,00	77,00	89,00
Trajanje operacije (min)	74,85	23,08	40,00	240,00	60,00	70,00	85,00
Gubitak krvi (ml)	414,32	225,43	100,00	1600,00	300,00	300,00	500,00
Trošenje PE-a (TP)	1,57	1,58	0,05	9,45	0,69	1,08	1,79
Trošenje PE-a (TP) u 12 mj.	0,14	0,14	0,00	0,76	0,06	0,10	0,17
Dubina prodora (DP)	2,13	1,98	0,20	13,00	1,00	1,60	2,40
Dubina prodora (DP) u 12 mj.	0,20	0,18	0,01	1,16	0,09	0,14	0,23
Nagib AC-a (NA)	46,12°	6,78°	27,10°	67,10°	42,10°	46,20°	51,10°
Duga os (DO)	51,68	5,56	6,10	66,60	48,85	52,10	54,90
Kratka os (KO)	9,51	4,69	0,00	23,50	5,90	9,35	12,45
Anteverzija AC-a (AA) (°)	10,62°	5,34°	0,00°	31,96°	6,83°	10,67°	13,61°
Gornja udaljenost (GU)	10,47	2,42	1,40	19,30	8,85	10,35	11,90
Donja udaljenost (DU)	13,62	3,08	7,80	27,30	11,35	13,30	15,50
Femoralni odmak (FO)	31,02	5,56	15,20	46,70	28,05	31,30	34,55
Horizontalni odmak (HO)	28,48	5,11	13,90	46,00	25,00	28,05	31,70
Vertikalni odmak (VO)	20,22	6,11	4,30	37,50	16,40	19,70	24,10
Udaljenost SI (USI)	86,66	7,13	62,60	104,40	82,25	87,05	91,55
Udaljenost FS (UFS)	113,25	9,35	81,90	143,60	107,25	112,35	118,55
Visina (H)	66,23	8,77	39,20	87,80	59,95	66,15	72,05
Kut prodora (KP)	99,31	27,60	21,60	166,80	82,55	96,30	120,85
Broj mjeseci do revizije	127,76	41,91	5,00	204,00	107,75	141,00	157,00
Broj mjeseci do trošenja PE-a	135,42	33,25	85,0	226,00	111,00	130,50	156,50

Tablica 2. Opisna statistika ispitivanih kategorijskih sociodemografskih i kliničkih varijabli kod uključenih ispitanika (N = 199)

		N	%
Spol	Muški	80	40,2%
	Ženski	119	59,8%
Dobne skupine	<50 godina	62	31,2%
	50–54 godine	34	17,1%
	55–59 godina	23	11,6%
	60–64 godine	39	19,6%
	65–69 godina	26	13,1%
	≥70 godina	15	7,5%
Dijagnoza	Koksartroza	128	64,3%
	Razvojni poremećaj kuka (LCC)	34	17,1%
	Posttraumatska	17	8,5%
	Autoimuna	20	10,1%
Strana	Lijeva	96	48,2%
	Desna	103	51,8%
Veličina acetabuluma	3	12	6,0%
	4	19	9,5%
	5	59	29,6%
	6	48	24,1%
	7	40	20,1%
	8	16	8,0%
	9	4	2,0%
	10	1	0,5%
Vrsta proteze	Bescementna	172	86,4%
	Hibridna	27	13,6%
Dužina vrata	2	41	20,6%
	3	82	41,2%
	4	52	26,1%
	5	13	6,5%
	6	11	5,5%
Položaj femura (PF)	Zadovoljavajući	163	82,3%
	Valgus	17	8,6%
	Varus	18	9,1%
Revizija	Ne	138	69,3%
	Da	61	30,7%
Razlog revizije (RZR)	Trošenje PE-a	32	52,5%
	Razlabavljenje	22	36,1%
	Infekcija	5	8,2%
	Prijelom	2	3,3%
Revidirani dio (RD)	PE	27	44,3%
	Sve revidirano	7	11,5%
	F	8	13,1%
	AC	14	23,0%
	Sve izvađeno	5	8,2%

Tablice 1 i 2 prikazuju opisnu statistiku izmjerenih (kontinuiranih) vrijednosti (tablica 1) te kliničkih i sociodemografskih kategorijskih vrijednosti (tablica 2).

Medijan dobi (interkvartilni raspon) svih uključenih ispitanika iznosio je 55,0 godina (47,0–63,0), a njihova težina 77,0 kg (70,0–89,0).

Medijan trajanja operacije bio je 70,0 minuta (60,0–85,0) te je medijan gubitka krvi iznosio 300,0 ml (300,0–500,0).

Medijan godišnjeg trošenja polietilena iznosio je 0,10 mm (0,06–0,17), dok je medijan godišnje dubine prodora iznosio 0,14 mm (0,09–0,23). Medijan anteverzije acetabuluma iznosio je 11° (7–14). Medijan praćenja do revizije iznosio je 141,0 mjesec (107,8–157,0), a medijan praćenja do trošenja polietilena bio je 130,5 mjeseci (111,0–156,5) (tablica 1).

Žene su prevladavale s udjelom od 59,8 % (119 ispitanika), a kod dijagnoza je prevladavala koksartroza (128 slučajeva; 64,3 %). Većinom su se ugrađivale bescementne proteze s udjelom od 86,4 % (172 proteze), a zadovoljavajući položaj femura postignut je u 163 slučaja (82,3 %). Revizija proteze provedena je kod 61 proteze (30,7 %) od čega je najčešći razlog bio trošenje polietilena u 32 slučaja (52,5 %), a sljedeći razlog po učestalosti bilo je razlabavljenje proteze sa 22 slučaja (36,1 %) revizije. Najčešći revidirani dio bio je polietilen sa 27 slučajeva (44,3 %) revizije (tablica 2).

Tablica 3. Razlike u trošenju PE-a i dubini prodora između pojedinih vrsta proteza:
Mann-Whitney U-test

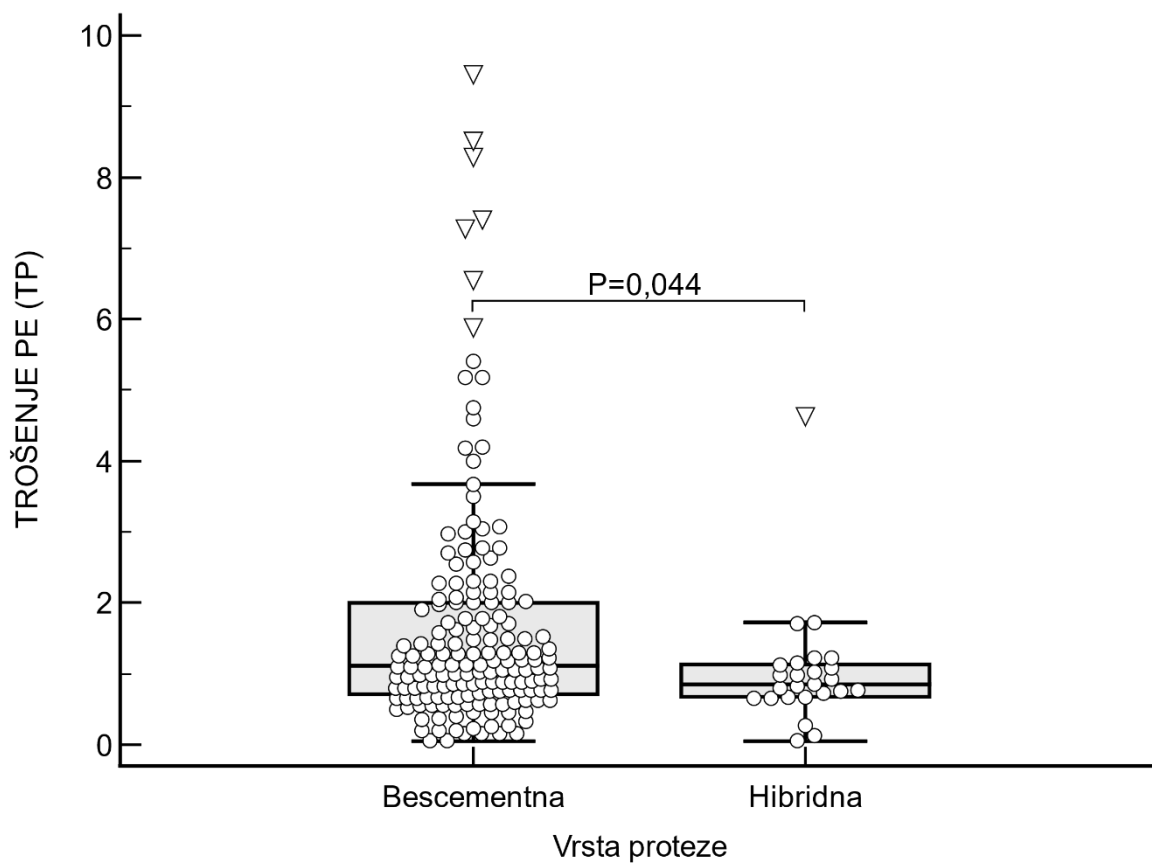
Vrsta proteze		N	Min	Max	Centile		
					25.	Medijan	75.
Trošenje PE-a (TP)	Bescementna	168	0,05	9,45	0,71	1,11	2,00
	Hibridna	25	0,05	4,63	0,68	0,85	1,14
Trošenje PE-a (TP) u 12 mj.	Bescementna	168	0,00	0,76	0,07	0,10	0,19
	Hibridna	25	0,01	0,48	0,06	0,07	0,09
Dubina prodora (DP)	Bescementna	168	0,20	13,00	1,05	1,65	2,55
	Hibridna	25	0,30	7,10	0,93	1,25	1,78
Dubina prodora (DP) u 12 mj.	Bescementna	168	0,01	1,16	0,10	0,15	0,24
	Hibridna	25	0,02	0,73	0,07	0,11	0,14

Tablica 4. Rezultati Mann-Whitneyjeva U-testa za usporedbe prikazane u tablici 3

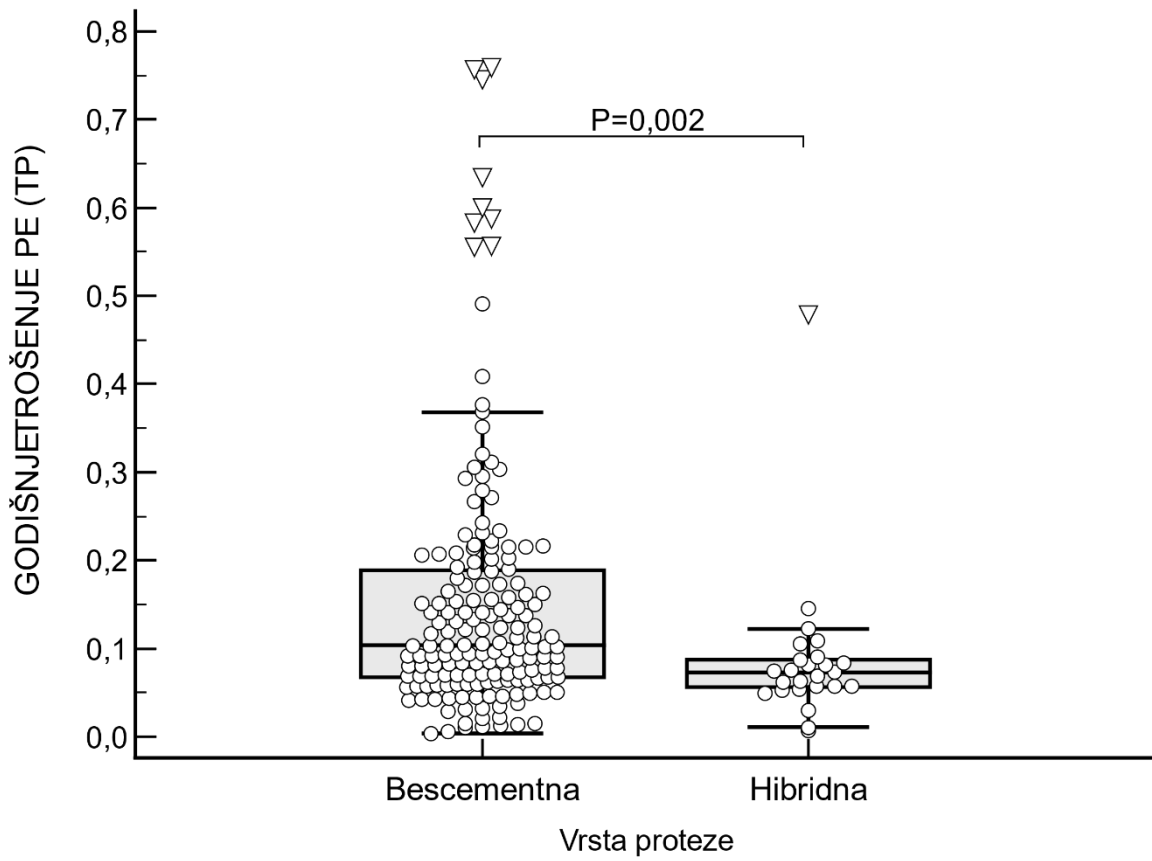
	Mann-Whitney U	Z	P
Trošenje PE-a (TP)	1575,000	-2,015	0,044
Trošenje PE-a (TP) u 12 mj.	1299,000	-3,074	0,002
Dubina prodora (DP)	1547,500	-2,121	0,034
Dubina prodora (DP) u 12 mj.	1307,500	-3,041	0,002

Razlike u trošenju PE-a te dubini prodora između pojedinih vrsta proteza prikazane su u tablicama 3 i 4, kao i na slikama od 18 do 21. Iz dobivenih podataka razvidno je da je **trošenje polietilena kako u apsolutnoj (P = 0,044) tako i u godišnjoj (relativiziranoj) potrošnji (P = 0,002) značajno veće u bescementnih proteza u odnosu na hibridne.**

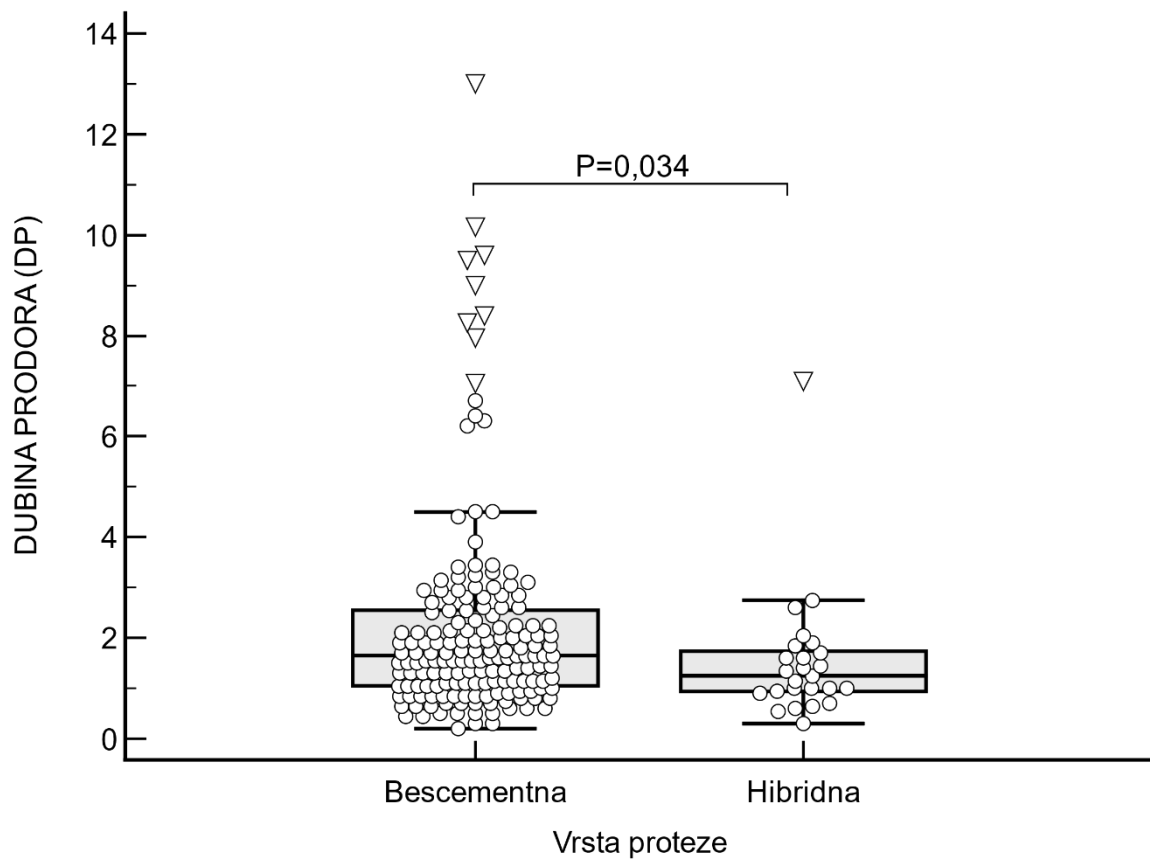
Također, **dubina prodora značajno je veća u bescementnih proteza kako u apsolutnim izmjerenim vrijednostima (P = 0,034) tako i u relativiziranim vrijednostima na godišnjoj razini (P = 0,002).**



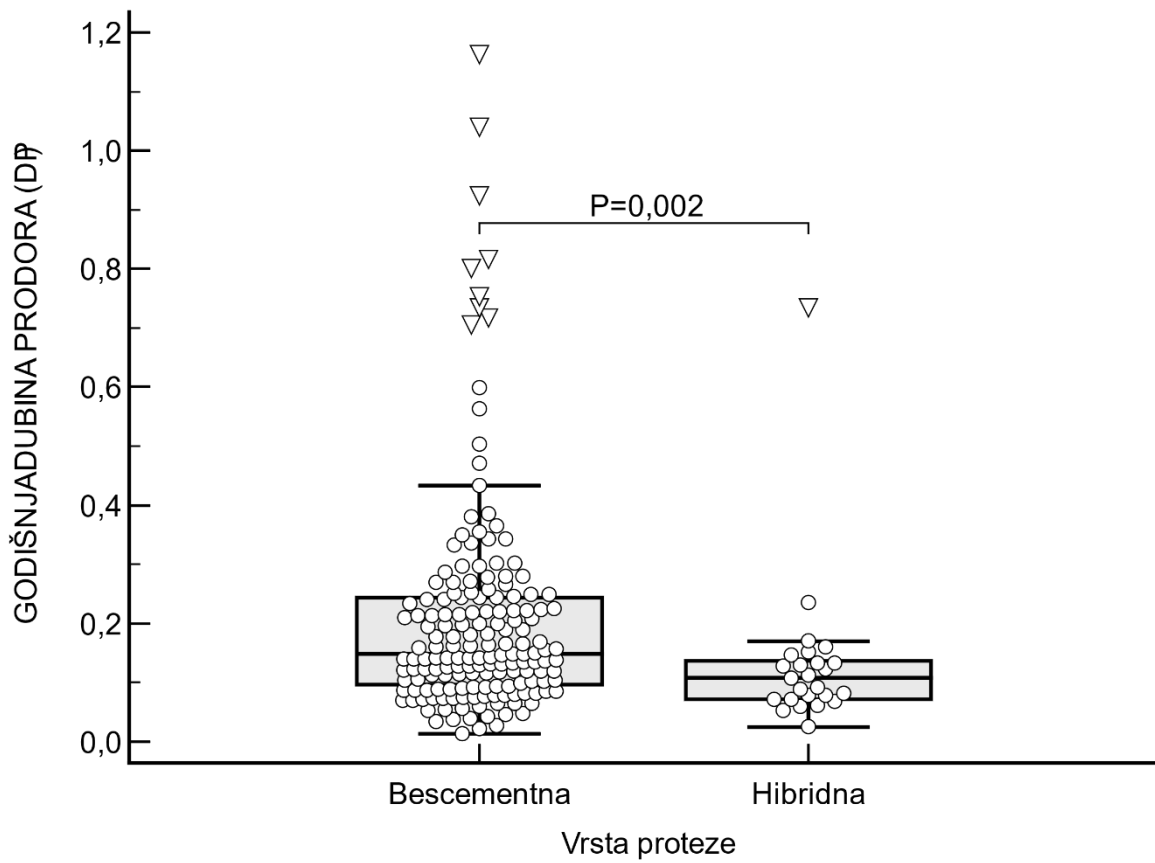
Slika 18. Razlike u trošenju PE-a između pojedinih vrsta proteza



Slika 19. Razlike u prosječnom godišnjem trošenju PE-a između pojedinih vrsta proteza



Slika 20. Razlike u dubini prodora (DP) između pojedinih vrsta proteza



Slika 21. Razlike u prosječnoj godišnjoj dubini prodora (DP) između pojedinih vrsta proteza

Tablica 5. Razlike u kontinuiranim kliničkim parametrima s obzirom na provedenu reviziju

Revizija		N	Min	Max	Centile		
					25.	Medijan	75.
Tjelesna težina (kg)	Ne	138	35,00	126,00	70,00	78,00	87,50
	Da	61	46,00	113,00	66,50	76,00	90,00
Trajanje operacije (min)	Ne	138	45,00	240,00	60,00	70,00	85,00
	Da	61	40,00	125,00	65,00	75,00	85,00
Gubitak krvi (ml)	Ne	138	100,00	1600,00	300,00	300,00	500,00
	Da	61	100,00	1300,00	300,00	300,00	500,00
Nagib AC-a (NA) (°)	Ne	138	27,10	61,40	41,20	45,95	50,73
	Da	61	30,80	67,10	44,35	47,50	51,20
Anteverzija AC-a (AA) (°)	Ne	138	1,06	31,96	7,06	10,89	13,72
	Da	60	0,00	20,97	5,50	9,92	12,81
Trošenje PE-a (TP)	Ne	138	0,05	7,40	0,67	0,96	1,31
	Da	55	0,05	9,45	0,95	2,00	4,00
Trošenje PE-a (TP) u 12 mj.	Ne	138	0,01	0,76	0,06	0,09	0,14
	Da	55	0,00	0,76	0,08	0,20	0,31
Femoralni odmak (FO)	Ne	138	15,60	41,30	28,28	31,50	34,83
	Da	61	15,15	46,65	26,88	30,60	34,43
Horizontalni odmak (HO)	Ne	138	13,90	46,00	24,86	27,62	30,45
	Da	61	18,15	39,05	25,50	28,65	31,95
Vertikalni odmak (VO)	Ne	138	4,25	37,50	15,91	19,15	24,10
	Da	61	8,40	36,90	17,43	21,25	25,33
Udaljenost SI (USI)	Ne	138	63,70	104,40	82,35	86,80	91,31
	Da	61	62,60	103,45	82,10	88,65	92,58
Udaljenost FS (UFS)	Ne	138	81,85	143,60	107,74	112,55	118,83
	Da	61	96,30	133,60	106,28	112,35	118,15
Visina (H)	Ne	138	43,05	84,40	58,53	66,15	72,65
	Da	61	39,15	87,75	61,08	66,85	71,18
Dubina prodora (DP)	Ne	138	0,20	7,95	0,99	1,48	2,05
	Da	55	0,30	13,00	1,30	2,20	4,50
Dubina prodora (DP) u 12 mj.	Ne	138	0,01	0,82	0,09	0,13	0,20
	Da	55	0,02	1,16	0,11	0,23	0,36
Kut prodora (KP)	Ne	138	46,10	166,80	81,55	96,45	121,58
	Da	55	21,60	159,00	83,20	95,60	111,30

Tablica 6. Rezultati Mann-Whitneyjeva U-testa za usporedbe prikazane u tablici 5

	Mann-Whitney U	Z	P
Tjelesna težina (kg)	4168,500	-0,108	0,914
Trajanje operacije (min)	3817,500	-1,052	0,293
Gubitak krvi (ml)	4170,500	-0,105	0,917
Nagib AC-a (NA)	3639,500	-1,520	0,128
Anteverzija AC-a (AA)	3718,000	-1,139	0,255
Trošenje PE-a (TP)	2168,000	-4,645	<0,001
Trošenje PE-a (TP) u 12 mj.	2180,000	-4,610	<0,001
Femoralni odmak (FO)	3931,000	-0,742	0,458
Horizontalni odmak (HO)	3743,000	-1,244	0,213
Vertikalni odmak (VO)	3424,000	-2,096	0,036
Udaljenost SI (USI)	3878,000	-0,884	0,377
Udaljenost FS (UFS)	4000,000	-0,558	0,577
Visina (H)	3989,000	-0,587	0,557
Dubina prodora (DP)	2454,000	-3,829	<0,001
Dubina prodora (DP) u 12 mj.	2420,000	-3,925	<0,001
Kut prodora (KP)	3625,500	-0,484	0,628

Razlike u kontinuiranim kliničkim parametrima **s obzirom na provedenu reviziju** prikazane su u tablicama 5 i 6. **Značajne razlike** (veće vrijednosti kod proteza koje su revidirane) **zabilježene su kod trošenja PE-a** ($P < 0,001$), **vertikalnog odmaka** ($P = 0,036$) **te dubine prodora** ($P < 0,001$).

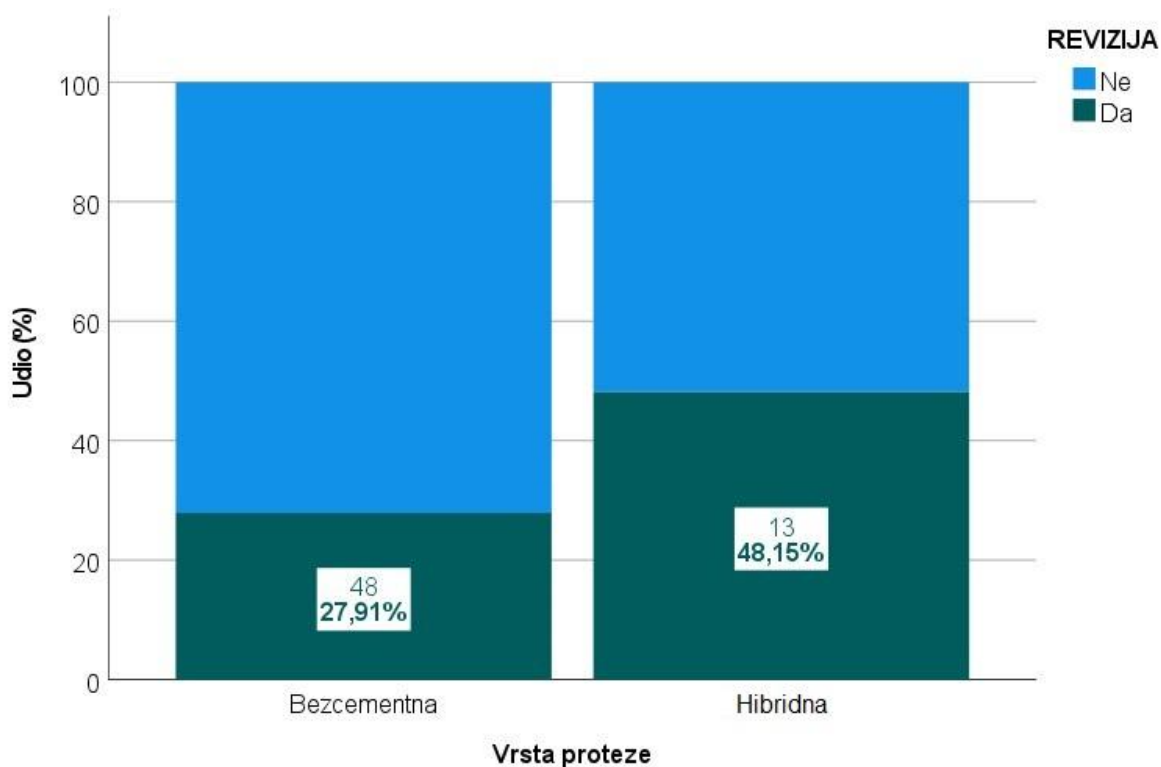
Tablica 7. Razlike u kategorijskim kliničkim varijablama s obzirom na provedenu reviziju: Fisherov egzaktni test

		Bez revizije		Revizija		P
		N	%	N	%	
Vrsta proteze	Bescementna	124	72,1%	48	27,9%	0,032
	Hibridna	14	51,9%	13	48,1%	
Spol	Muški	52	65,0%	28	35,0%	0,278
	Ženski	86	72,3%	33	27,7%	
Dobne skupine*	<50 godina	36	58,1%	26	41,9%	0,165
	50–54 godine	25	73,5%	9	26,5%	
	55–59 godina	14	60,9%	9	39,1%	
	60–64 godine	31	79,5%	8	20,5%	
	65–69 godina	20	76,9%	6	23,1%	
	≥70 godina	12	80,0%	3	20,0%	
Dijagnoza*	Koksartroza	90	70,3%	38	29,7%	0,203
	LCC	26	76,5%	8	23,5%	
	Posttraumatska	8	47,1%	9	52,9%	
	Autoimuna	14	70,0%	6	30,0%	
Položaj proteze*	Zadovoljavajući	113	69,3%	50	30,7%	0,955
	Valgus	12	70,6%	5	29,4%	
	Varus	12	66,7%	6	33,3%	

* Fisher-Freeman-Haltonov test

Razlike u kategorijskim kliničkim varijablama s obzirom na provedenu reviziju prikazane su u tablici 7. **Hibridne proteze bile su češće na reviziji u odnosu na bescementne proteze: 48,1 % naprama 27,9 %, P = 0,032 (slika 22).**

Tablica 8 prikazuje razlike u razlozima revizije i promijenjenim komponentama s obzirom na vrstu proteze. **Kod hibridnih proteza značajno je najčešći razlog revizije razlabavljenje proteze (76,9 % naprama 25,0 %), dok je u skupini bescementnih proteza najčešći razlog revizije trošenje polietilena (62,5 % naprama 15,4 %) (P = 0,004).** Shodno tim rezultatima, **kod bescementnih proteza najčešće je mijenjan polietilen (52,1 %), dok je u hibridnih najčešće mijenjan femur (46,2 %) (P < 0,001).**



Slika 22. Razlike u učestalosti provedene revizije s obzirom na vrstu proteza:
Fisherov egzaktni test, P = 0,032

Tablica 8. Razlike u razlozima revizije i promijenjenim komponentama s obzirom na vrstu proteze: Fisher-Freeman-Haltonov test

		Vrsta proteze				P
		Bescementne		Hibridne		
		N	%	N	%	
Razlog revizije	Trošenje PE-a	30	62,5%	2	15,4%	0,004
	Razlabavljenje	12	25,0%	10	76,9%	
	Infekcija	4	8,3%	1	7,7%	
	Prijelom	2	4,2%	0	0,0%	
Mijenjano	PE	25	52,1%	2	15,4%	<0,001
	SVE	3	6,3%	4	30,8%	
	F	2	4,2%	6	46,2%	
	AC	14	29,2%	0	0,0%	
	Infekcija	4	8,3%	1	7,7%	

Tablica 9. Razlike u kategorijskim kliničkim varijablama s obzirom na provedenu reviziju kod bescementnih proteza: Fisher-Freeman-Haltonov test

		Bescementne proteze				P
		Bez revizije		Revizija		
		N	%	N	%	
Spol	Muški	49	69,0%	22	31,0%	0,492
	Ženski	75	74,3%	26	25,7%	
Dobne skupine	<50 godina	35	62,5%	21	37,5%	0,227
	50–54 godine	22	78,6%	6	21,4%	
	55–59 godina	13	61,9%	8	38,1%	
	60–64 godine	27	84,4%	5	15,6%	
	65–69 godina	16	76,2%	5	23,8%	
	≥70 godina	11	78,6%	3	21,4%	
Dijagnoza	Koksartroza	81	74,3%	28	25,7%	0,154
	LCC	24	77,4%	7	22,6%	
	Posttraumatska	7	46,7%	8	53,3%	
	Autoimuna	12	70,6%	5	29,4%	
Položaj femura	Zadovoljavajući	99	71,7%	39	28,3%	1,000
	Valgus	12	70,6%	5	29,4%	
	Varus	12	75,0%	4	25,0%	

Tablica 10. Razlike u kvantitativnim kliničkim varijablama s obzirom na provedenu reviziju kod bescementnih proteza: Mann-Whitney U-test

Bescementne proteze		N	Min	Max	Centile			P
					25.	Medijan	75.	
Tjelesna težina (kg)	Ne	124	35	126	70,00	78,50	89,75	0,879
	Da	48	46	110	66,25	77,50	90,00	
Trajanje operacije (min)	Ne	124	45	240	60,00	70,00	85,00	0,338
	Da	48	40	125	60,00	75,00	85,00	
Anteverzija AC-a (AA) (°)	Ne	124	1,06	31,96	7,09	11,11	13,80	0,284
	Da	48	1,33	20,97	5,57	10,27	12,80	
Trošenje PE-a (TP)	Ne	124	0,10	14,80	1,30	1,95	2,78	<0,001
	Da	44	0,10	18,90	2,51	4,45	9,00	

Razlike u kategorijskim i kvantitativnim (kontinuiranim) kliničkim varijablama s obzirom na provedenu reviziju kod bescementnih proteza prikazane su u tablicama 9 i 10. Nije bilo značajnih razlika izuzev **trošenja polietilena koje je bilo značajno veće kod proteza koje su bile na reviziji** ($P < 0,001$).

Tablica 11. Razlike u kategorijskim kliničkim varijablama s obzirom na provedenu reviziju kod hibridnih proteza: Fisher-Freeman-Haltonov test

		Hibridne				P
		Bez revizije		Revizija		
		N	%	N	%	
Spol	Muški	3	33,3%	6	66,7%	0,236
	Ženski	11	61,1%	7	38,9%	
Dobne skupine	<50 godina	1	16,7%	5	83,3%	0,358
	50–54 godine	3	50,0%	3	50,0%	
	55–59 godina	1	50,0%	1	50,0%	
	60–64 godine	4	57,1%	3	42,9%	
	65–69 godina	4	80,0%	1	20,0%	
	≥70 godina	1	100,0%	0	0,0%	
Dijagnoza	Koksartroza	9	47,4%	10	52,6%	1,000
	LCC	2	66,7%	1	33,3%	
	Posttraumatska	1	50,0%	1	50,0%	
	Autoimune	2	66,7%	1	33,3%	
Položaj femura	Zadovoljavajući	14	56,0%	11	44,0%	0,222
	Valgus	0	0,0%	0	0,0%	
	Varus	0	0,0%	2	100,0%	

Tablica 12. Razlike u kvantitativnim kliničkim varijablama s obzirom na provedenu reviziju kod hibridnih proteza: Mann-Whitney U-test

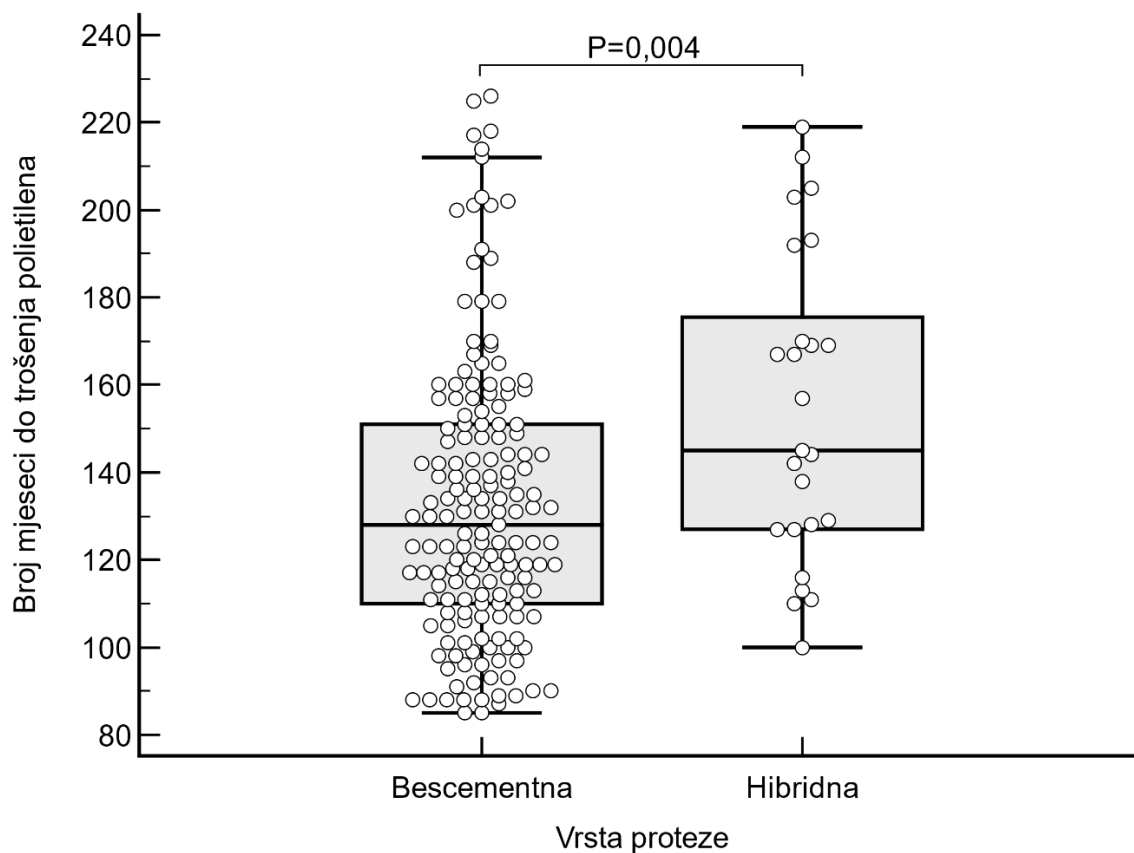
Hibridne proteze		N	Min	Max	Centile			P
					25.	Medijan	75.	
Tjelesna težina (kg)	Ne	14	56	110	67,25	74,00	81,25	0,609
	Da	13	65	113	68,50	75,00	85,50	
Trajanje operacije (min)	Ne	14	55	110	63,75	72,50	92,50	0,883
	Da	13	55	90	67,50	80,00	85,00	
Anteverzija AC-a (AA)	Ne	14	2,41	20,21	4,68	8,55	11,51	0,662
	Da	13	0,00	20,61	4,90	9,42	14,69	
Trošenje PE-a (TP)	Ne	14	0,25	3,45	1,43	1,78	2,26	0,805
	Da	11	0,10	9,25	1,30	1,55	2,45	

Razlike u kategorijskim i kvantitativnim (kontinuiranim) kliničkim varijablama s obzirom na provedenu reviziju kod hibridnih proteza prikazane su u tablicama 11 i 12. Nije bilo značajnih razlika u promatranim varijablama.

Tablica 13. Razlike u vremenima praćenja do trošenja polietilena i do provedene revizije s obzirom na vrstu proteza: Mann-Whitney U-test

Vrsta proteze		N	Min	Max	Centile			P
					25.	Medijan	75.	
Broj mjeseci do trošenja polietilena	Bescementna	167	85	226	110,00	128,00	151,00	0,004
	Hibridna	25	100	219	127,00	145,00	181,00	
Broj mjeseci do revizije	Bescementna	49	5	204	103,50	135,00	157,00	0,729
	Hibridna	13	44	171	113,50	145,00	163,00	

Tablica 13 prikazuje razlike u vremenima praćenja do trošenja polietilena i do provedene revizije s obzirom na vrstu proteza. **Hibridne proteze imale su značajno dulje preživljenje do trošenja polietilena u odnosu na bescementne** – 145,0 mjeseci (127,0–181,0) naprama 128,0 mjeseci (110,0–151,0); $P = 0,004$ – što govori u prilog tomu da se **polietilen brže trošio kod bescementnih proteza** (slika 23).



Slika 23. Razlike u vremenima praćenja do trošenja polietilena s obzirom na vrstu proteze

Tablica 14. Povezanost pojedinih bioloških parametara s trošenjem polietilena, dubinom prodora, kutom prodora, provedenom revizijom, razlabavljenjem kao razlogom za reviziju te zamjenom svega kroz reviziju: Kendallov tau_b koeficijent korelacije

		Godišnje trošenje PE-a (TP)	Godišnja dubina prodora (DP)	Kut prodora (KP)	Rizik za reviziju (RR)	Razlabavljenje kao razlog revizije (RZR)	Zamjena svega pri reviziji (RD)
Dob (godine)	Tau_b	-0,114	-0,037	-0,102	-0,152	-0,104	-0,067
	P	0,032	0,485	0,052	0,017	0,101	0,287
Ženski spol	Tau_b	-0,115	-0,068	-0,116	-0,077	-0,070	-0,010
	P	0,051	0,255	0,050	0,277	0,321	0,884
Tjelesna težina (kg)	Tau_b	0,043	0,042	0,018	-0,006	0,004	0,023
	P	0,388	0,397	0,708	0,914	0,948	0,698
Koksartroza	Tau_b	0,022	0,059	0,000	-0,028	-0,105	-0,086
	P	0,710	0,321	0,997	0,692	0,138	0,229
LCC	Tau_b	-0,032	-0,031	0,031	-0,070	-0,075	0,058
	P	0,591	0,600	0,596	0,324	0,292	0,412
Posttraumatska	Tau_b	-0,056	-0,113	-0,049	0,148	0,236	0,039
	P	0,342	0,058	0,407	0,038	0,001	0,581
Autoimuna	Tau_b	0,060	0,053	0,008	-0,005	0,042	0,027
	P	0,312	0,369	0,898	0,947	0,554	0,705
Desna strana	Tau_b	0,056	0,025	0,087	-0,056	-0,109	-0,143
	P	0,344	0,670	0,143	0,430	0,126	0,044
Trajanje operacije (min)	Tau_b	-0,014	-0,051	-0,003	0,064	0,121	0,120
	P	0,788	0,313	0,954	0,293	0,046	0,049
Gubitak krvi (ml)	Tau_b	-0,031	0,036	-0,054	0,007	0,066	0,146
	P	0,548	0,489	0,295	0,917	0,291	0,019

Povezanost pojedinih bioloških parametara s trošenjem polietilena, dubinom prodora, kutom prodora, provedenom revizijom, razlabavljenjem kao razlogom za reviziju te zamjenom svega kroz reviziju prikazane su u tablici 14. **Trošenje polietilena značajno je negativno povezano s dobi** ($\tau_b = -0,114$; $P = 0,032$) što govori u prilog tomu da je **jače izraženo u mlađih osoba koje su dulje nosile protezu**. Također, provedena **revizija značajno negativno korelira s dobi** ($\tau_b = -0,152$; $P = 0,017$) – **mlađe osobe koje dulje nose proteze imaju veći rizik za reviziju**, dok **značajno pozitivno korelira s posttraumatskom dijagnozom** ($\tau_b = 0,148$; $P = 0,038$). **Razlabavljenje kao razlog za reviziju značajno pozitivno korelira s posttraumatskom dijagnozom** ($\tau_b = 0,236$; $P = 0,001$) i **trajanjem operacije** ($\tau_b = 0,121$; $P = 0,046$). **Zamjena svega kroz reviziju značajno negativno korelira s desnom stranom ugradnje proteze** ($\tau_b = -0,143$; $P = 0,044$), a **pozitivno s trajanjem operacije** ($\tau_b = 0,120$; $P = 0,049$) i **intraoperativnim gubitkom krvi** ($\tau_b = 0,146$; $P = 0,019$). Svi ovi korelacijski koeficijenti s obzirom na svoju jačinu upućuju na slabu ali klinički značajnu povezanost.

Tablica 15. Povezanost pojedinih mehaničkih parametara s trošenjem polietilena, dubinom prodora, kutom prodora, provedenom revizijom, razlabavljenjem kao razlogom za reviziju te zamjenom svega kroz reviziju: Kendallov tau_b koeficijent korelacije

		Godišnje trošenje PE-a (TP)	Godišnja dubina prodora (DP)	Kut prodora (KP)	Rizik za reviziju (RR)	Razlabavljenje kao razlog revizije (RZR)	Zamjena svega pri reviziji (RD)
Hibridne proteze	Tau_b	-0,120	-0,126	-0,102	0,150	0,328	0,243
	P	0,043	0,034	0,085	0,034	<0,001	0,001
Veličina acetabulumuma	Tau_b	0,024	0,020	0,038	0,089	0,057	0,008
	P	0,644	0,710	0,478	0,162	0,371	0,902
Duljina vrata (GL)	Tau_b	0,000	0,052	-0,076	-0,002	-0,032	0,084
	P	0,995	0,343	0,163	0,970	0,624	0,197
Veličina F bescementne	Tau_b	0,020	-0,001	0,019	0,028	0,005	-0,079
	P	0,719	0,990	0,736	0,679	0,937	0,236
Veličina F hibridne	Tau_b	-0,184	-0,250	0,032	0,055	0,070	-0,012
	P	0,225	0,100	0,830	0,749	0,684	0,945

Povezanost pojedinih mehaničkih parametara s trošenjem polietilena, dubinom prodora, kutom prodora, provedenom revizijom, razlabavljenjem kao razlogom za reviziju te zamjenom svega kroz reviziju prikazano je u tablici 15. **Hibridne proteze (u odnosu na bescementne) značajno negativno koreliraju s godišnjim trošenjem** (tau_b = -0,120; P = 0,043) i **dubinom prodora** (tau_b = -0,126; P = 0,034), **dok pozitivno koreliraju s provedenom revizijom** (tau_b = 0,150; P = 0,034), **razlabavljenjem kao razlogom za reviziju** (tau_b = 0,328; P < 0,001) i **zamjenom svega pri reviziji** (tau_b = 0,243; P = 0,001).

Tablica 16. Povezanost pojedinih biomehaničkih parametara s trošenjem polietilena, dubinom prodora, kutom prodora, provedenom revizijom, razlabavljenjem kao razlogom za reviziju te zamjenom svega kroz reviziju: Kendallov tau_b koeficijent korelacije

		Godišnje trošenje PE-a (TP)	Godišnja dubina prodora (DP)	Kut prodora (KP)	Rizik za reviziju (RR)	Razlabavljenje kao razlog revizije (RZR)	Zamjena svega pri reviziji (RD)
Nagib AC-a (NA)	Tau_b	0,172	-0,034	0,175	0,089	-0,007	0,075
	P	<0,001	0,487	<0,001	0,128	0,903	0,198
Anteverzija AC-a (AA)	Tau_b	0,010	0,063	-0,044	-0,066	0,000	-0,072
	P	0,834	0,197	0,369	0,255	0,994	0,215
Odgovarajuća anteverzija AC-a (5–25)	Tau_b	0,065	0,030	0,036	0,034	-0,023	-0,040
	P	0,276	0,620	0,548	0,629	0,745	0,570
Femoralni odmak (FO)*	Tau_b	0,075	0,055	0,051	-0,057	0,002	-0,087
	P	0,299	0,449	0,485	0,435	0,981	0,231
Horizontalni odmak (HO)**	Tau_b	0,020	-0,009	0,042	-0,022	-0,005	-0,019
	P	0,786	0,905	0,563	0,760	0,942	0,792
Vertikalni odmak (VO)***	Tau_b	-0,011	0,009	0,005	0,148	0,153	0,195
	P	0,883	0,901	0,950	0,040	0,034	0,007
Udaljenost SI (USI)	Tau_b	0,049	-0,007	0,057	0,052	0,041	0,026
	P	0,312	0,888	0,243	0,377	0,482	0,659
Udaljenost FS (UFS)	Tau_b	0,003	-0,025	0,012	-0,033	0,015	-0,030
	P	0,948	0,606	0,803	0,577	0,791	0,605
Visina (H)	Tau_b	0,045	-0,003	0,050	0,034	-0,020	0,026
	P	0,352	0,957	0,307	0,557	0,734	0,654
Zadovoljavajući položaj femura	Tau_b	-0,036	-0,036	0,014	0,001	-0,001	0,090
	P	0,546	0,543	0,810	0,989	0,991	0,207
Valgus femura	Tau_b	0,146	0,098	0,080	-0,008	-0,050	-0,058
	P	0,014	0,100	0,174	0,908	0,478	0,412
Varus femura	Tau_b	-0,083	-0,039	-0,090	0,018	0,056	-0,060
	P	0,160	0,508	0,126	0,796	0,427	0,397

* FO korigiran u odnosu na udaljenost FS (UFS), veličinu femura (F) i duljinu vrata (GL)

** HO korigiran u odnosu na FS (UFS) i veličinu acetabuluma (AC)

*** VO korigiran u odnosu na visinu zdjelice (H)

Povezanost pojedinih biomehaničkih parametara s trošenjem polietilena, dubinom prodora, kutom prodora, provedenom revizijom, razlabavljenjem kao razlogom za reviziju te zamjenom svega kroz reviziju prikazana je u tablici 16. **Trošenje polietilena značajno je pozitivno povezano s nagibom acetabuluma** ($\tau_b = 0,172$; $P < 0,001$) **te valgus položajem femura** ($\tau_b = 0,146$; $P = 0,014$). **Kut prodora značajno je pozitivno povezan s nagibom acetabuluma** ($\tau_b = 0,175$; $P < 0,001$). **Vertikalni odmak** (korigiran u odnosu na visinu zdjelice) **pozitivno korelira s revizijom** ($\tau_b = 0,148$; $P = 0,040$), **razlabavljenjem** ($\tau_b = 0,153$; $P = 0,034$) **i zamjenom svega pri reviziji** ($\tau_b = 0,195$; $P = 0,007$).

Tablica 17. Multivarijatni model predikcije trošenja PE-a: OLS regresija

	Standardizirani koeficijent	t	95% CI		P
	Beta		Donji	Gornji	
Dob	-0,16	-2,28	-0,410	-0,003	0,024
Hibridna proteza vs. bescementna proteza	-0,13	-1,85	-1,274	0,041	0,066
Nagib AC-a (NA)	0,19	2,62	0,011	0,076	0,010
Valgus femura	0,01	0,12	-0,754	0,850	0,906

Multivarijatni **model predikcije trošenja PE-a** prikazan je u tablici 17. U OLS regresijski model stavljene su sve značajne varijable pri bivarijatnoj usporedbi, a model je statistički značajan ($F = 3,96$, $df = 4$, $P = 0,004$, $R^2 = 7\%$). Kao **značajni prediktori** (kontrolirani na utjecaj ostalih prediktora u regresijskom modelu) izdvajaju se **dob** (beta = -0,16; $P = 0,024$) **kao negativni prediktor i nagib acetabuluma** (beta = 0,19; $P = 0,010$) **kao pozitivni prediktor**.

Tablica 18. Multivarijatni model predikcije provedene revizije: binarna logistička regresija

R² = 37,1 %; P < 0,001	OR	95% CI		P
		Donji	Gornji	
Dob	0,85	0,67	1,08	0,175
Posttraumatska	4,64	1,42	15,19	0,011
Hibridna proteza vs. bescementna proteza	4,87	1,81	13,16	0,002
Vertikalni odmak (VO)	1,06	1,00	1,12	0,065
Trošenje PE-a (TP)	2,43	1,12	5,29	0,025
Dubina prodora (DP)	1,00	0,55	1,83	0,995

Multivarijatni model **predikcije provedene revizije** prikazan je u tablici 18. Binarni logistički regresijski model statistički je značajan ($P < 0,001$) i objašnjava 37,1 % varijance zavisne varijable. Prema jačini omjera vjerojatnosti (OR), **najjači prediktor jest hibridna proteza u odnosu na bescementnu** s $OR = 4,87$ (95 % CI 1,81–13,16) i $P = 0,002$, **nakon čega je posttraumatska dijagnoza** s $OR = 4,64$ (95 % CI 1,42–15,19) i $P = 0,011$, **te trošenje PE-a** s $OR = 2,43$ (95 % CI 1,12–5,29) i $P = 0,025$, kontrolirano na utjecaj ostalih varijabli u regresijskom modelu.

Tablica 19. Multivarijantni model predikcije razlabavljenja kao razloga za reviziju: binarna logistička regresija

R² = 27,1 %; P < 0,001	OR	95 % CI		P
		Donji	Gornji	
Posttraumatska	7,30	2,03	26,28	0,002
Trajanje operacije (min)	1,00	0,98	1,03	0,688
Hibridna proteza vs. bescementna proteza	9,79	3,34	28,67	<0,001
Vertikalni odmak (VO)	1,08	0,99	1,17	0,082

Tablica 19 prikazuje multivarijantni model **predikcije razlabavljenja** kao razloga za reviziju. Binarni logistički regresijski model statistički je značajan ($P < 0,001$) i objašnjava 27,1 % varijance zavisne varijable. Prema jačini omjera vjerojatnosti (OR), **najjači prediktor jest hibridna proteza u odnosu na bescementnu** s $OR = 9,79$ (95 % CI 3,34–28,67) i $P < 0,001$, **nakon čega slijedi posttraumatska dijagnoza** s $OR = 7,30$ (95 % CI 2,03–26,28) i $P = 0,002$, kontrolirano na utjecaj ostalih varijabli u regresijskom modelu.

Tablica 20. Multivarijantni model predikcije zamjene svega kroz reviziju: binarna logistička regresija

R² = 42,4 %; P < 0,001	OR	95% CI		P
		Donji	Gornji	
Desna strana	0,15	0,01	1,98	0,150
Trajanje operacije (min)	0,99	0,95	1,03	0,641
Gubitak krvi (ml)	1,00	1,00	1,01	0,055
Hibridna proteza vs. bescementna proteza	10,30	1,51	70,18	0,017
Vertikalni odmak (VO)	1,18	0,99	1,40	0,062

Tablica 20 prikazuje multivarijantni **model predikcije zamjene svega** kroz reviziju. Binarni logistički regresijski model statistički je značajan ($P < 0,001$) i objašnjava 42,4 % varijance zavisne varijable. **Jedini značajni prediktor jest hibridna proteza u odnosu na bescementnu** s $OR = 10,30$ (95 % CI 1,51–70,18) i $P = 0,017$, kontrolirano na utjecaj ostalih varijabli u regresijskom modelu.

6. RASPRAVA

Prilikom evaluacije uspješnosti bilo koje procedure, pa tako i zamjene kuka ugradnjom TEP-a, prethodno je nužno definirati same kriterije uspješnosti. Uspješnost zamjene zgloba kuka možemo ocjenjivati na osnovi kriterija postotka revizije, radioloških kriterija razlabavljenja (radiolucentne zone u okolici proteze, pomaka dijelova endoproteze u odnosu na koštano uporište, prijelom koštanog cementa) ili kliničkih znakova (bol, loša funkcija, ograničenje pokreta).²⁰

Tako Wejkner i Stenport u svojoj studiji nalaze 4 % neuspjeha nakon TEP-a kuka, i to kada glavni kriterij za neuspjeh predstavlja revizija, te 8 % neuspjeha ako su osim revizije kao kriteriji neuspjeha dodatno uzeti loš radiološki i loš klinički nalaz.¹⁶⁷

U našem istraživanju kriterij za ocjenu neuspjeha predstavljala je revizija, i to revizija u kojoj je mijenjan bitni dio endoproteze. Nađena je velika učestalost revizija (30,7 %) TEP-a model *Intraplant HI*.

Loše preživljenje TEP-a na našem uzorku bilo je dijelom očekivano zbog loše kvalitete polietilenskog umetka. Poznata je naime činjenica da sterilizacija polietilenskog umetka gama-zračenjem u prisutnosti kisika dovodi do nastanka slobodnih radikala, zbog čega polietilenski umetak postaje lomljiv, smanjuje mu se otpornost i povećava trošenje. Nekoliko studija istražilo je utjecaj različitih metoda sterilizacije na povećanje otpornosti na trošenje.⁴⁵⁻⁴⁷ Polietilenski umetak korišten kod modela acetabulumu *Intraplant HI*, koji je bio predmetom našeg istraživanja, steriliziran je gama-zrakama u prisutnosti kisika.

U rezultatima rada pokazano je da je medijan vremena praćenja do revizije bio 141 mjesec (odnosno 11,75 godina) te da je revizija učinjena kod 61 od 199 (30,7 %) TEP-ova model *Intraplant HI*, a kod čak 52,5 % revidiranih TEP-ova razlog za reviziju bilo je trošenje polietilena.

Navedeni rezultati potvrđuju hipoteze rada da model TEP-a *Intraplant HI* predstavlja dobar model *in vivo* ubrzanog trošenja PE-a što rezultira lošim preživljenjem. Visok postotak revizija u našem uzorku djelomice leži i u metodologiji prikupljanja uzorka gdje su svi podatci prikupljeni iz dostupne dokumentacije. Tako su istraživanjem obuhvaćeni svi pacijenti s dostupnom dokumentacijom koji su imali reviziju te pacijenti bez revizije s dostupnom dokumentacijom koji su praćeni najmanje sedam godina. Vjerojatno je da su navedenom metodom prikupljanja podataka obuhvaćeni svi pacijenti ili barem većina pacijenata koji su u zadanom vremenskom

intervalu imali reviziju, ali jednako tako je sigurno propušten dio pacijenata bez revizije koji zbog toga što nisu imali tegoba nisu bili na kontroli ili im na kontroli nije učinjen rendgenogram. Navedeno predstavlja ograničenje studije jer je zbog spomenutoga postotak revizija u našem istraživanju sigurno nešto veći od realnoga.

Unatoč navedenom, odnos revidiranih TEP-ova s obzirom na metodu fiksacije jasno je definiran. Tako je na 199 totalnih endoproteza broj revidiranih bescementnih endoproteza iznosio 48 (27,9 %) u odnosu na 13 (48,1 %) revidiranih hibridnih endoproteza. Jasno je pokazana razlika u riziku revizije između grupe bescementnih i grupe hibridnih totalnih endoproteza gdje je relativni rizik za reviziju kod hibridnih endoproteza statistički značajno, gotovo dva puta veći.

Većina studija preživljenje implantata opisuje iz perspektive revizije, dok razlabavljenje i mehaničke nedostatke smatraju podložnima pogrešnoj interpretaciji. Odluka za reviziju rezultat je mišljenja operatera i pacijenta, te tako nekada revizija može biti učinjena na dobro fiksiranim implantatima, a ponekad implantati s evidentnim razlabavljenjem nisu revidirani.²⁰ U našem istraživanju kriterij preživljenja analiziran je s obzirom na vrijeme do revizije te učestalost revizija u dvije grupe, ali je detaljnom evaluacijom svakoga od revidiranih ispitanika definiran i razlog za reviziju te koji je dio proteze revidiran.

Pojam „bolest cementa“ jest razlabavljenje cementiranih endoproteza. Razlog je nejasan, ali se zna da reakcija na cement i čestice polietilena dovodi do razgradnje kosti,¹¹ s razlabavljenjem ili bez razlabavljenja implantata.¹² Rezultati ovog istraživanja pokazali su da je glavni razlog revizije hibridnih u odnosu na bescementne endoproteze razlabavljenje: 10 (76,9 %) u odnosu na 12 (25,0 %) ($P = 0,004$). Prednosti biološke fiksacije kod bescementnih endoproteza jasne su.^{13,14} Prema nekim autorima, nastup stabilne fiksacije kod bescementnih endoproteza ne popušta tijekom vremena.¹⁷ U ovom istraživanju trošenje polietilena potvrdili smo kao najčešći razlog revizije bescementnih endoproteza, dok je razlabavljenje kao razlog za reviziju bescementnih endoproteza prisutan ali znatno rjeđi uzrok revizije. Navedeno znači da je prilikom revizije bescementnih endoproteza nerijetko za dobar rezultat dovoljan manji operativni zahvat u smislu zamjene polietilena.

Björgul i sur.¹⁷⁹ uspoređuju kompletno cementirane i reverzne hibridne endoproteze. Ne nalaze ni radiološke ni kliničke razlike između dvije skupine. Ne nalaze razlike ni u 12 do 14-godišnjem preživljenju. Kasnije tijekom 17-godišnjeg

praćenja nalaze lošije preživljenje reverznih hibridnih u odnosu na bescementne proteze.¹⁸⁰

Za razliku od Bjørgulova istraživanja, naše istraživanje pokazuje ranije lošije rezultate hibridnih (ne reverznih hibridnih) u odnosu na bescementne endoproteze. Hibridne proteze u našem su istraživanju bile češće na reviziji u odnosu na bescementne proteze: 48,1 % naprama 27,9 % ($P = 0,032$). Iako su bescementne endoproteze inicijalno skuplje,^{16,181} naši rezultati pokazuju da bi ti veći troškovi mogli biti pokriveni manjom učestalošću revizija te manjim troškom „manje“ revizije (revizija PE-a jednostavnija je, brža i jeftinija od zamjene cijele proteze). Kod hibridnih proteza značajno je najčešći razlog revizije razlabavljenje proteze (76,9 % naprama 25,0 %), što zahtijeva „veću“ reviziju. U skupini bescementnih proteza najčešći razlog revizije jest trošenje polietilena (62,5 % naprama 15,4 %) ($P = 0,004$). Shodno tim rezultatima, kod bescementnih proteza tijekom revizije najčešće je mijenjan polietilen (52,1 %), dok je u hibridnih najčešće mijenjan femur (46,2 %) ($P < 0,001$). Naše istraživanje pokazuje veće trošenje polietilena ali bolje preživljenje i manji rizik revizije bescementnih u odnosu na hibridne proteze, te u slučaju revizije potrebu za manjom revizijom u odnosu na hibridne proteze.

Kampa i sur.¹⁸² u svom istraživanju uspoređuju rezultate obostrane zamjene kuka učinjene s jedne strane bescementnim, a s druge strane cementiranim TEP-om kuka. Nalaze statistički značajnu razliku u godišnjem trošenju polietilena cementiranih i bescementnih proteza. Tako nalaze srednju vrijednost od 0,09 mm godišnjeg trošenja polietilena kod cementiranih u odnosu na 0,14 mm godišnje trošenje polietilena kod bescementnih acetabuluma. Time potvrđuju prethodna izvješća o većem trošenju polietilena kod bescementnih endoproteza.

U našem istraživanju nalazimo također znatno veće trošenje polietilena kod bescementnih u odnosu na hibridne endoproteze, kako u apsolutnoj ($P = 0,044$) tako i u godišnjoj (relativiziranoj) potrošnji ($P = 0,002$). Također, dubina prodora značajno je veća u bescementnih proteza, kako u apsolutnim izmjerenim vrijednostima ($P = 0,034$) tako i u relativiziranim vrijednostima na godišnjoj razini ($P = 0,002$).

U recentnom istraživanju Dale i sur.⁹ metodu fiksacije, spol i dob navode kao najznačajnije rizike za reviziju. Nalaze 3,3 % revizija. Ističu povećani rizik revizije bescementnih u odnosu na cementirane endoproteze, povećani rizik revizije kod ženskog spola te u starijih (od 55 do 75 godina) i najstarijih (više od 75 godina) dobnih

skupina. Pokazuju veći rizik revizije zbog bilo kojeg razloga, najčešće zbog periprotetičkog prijeloma i luksacije kod bescementnih endoproteza.

U našem istraživanju, kad je riječ o mehaničkim čimbenicima, upravo je metoda fiksacije hibridnih u odnosu na bescementne endoproteze pokazana kao najznačajniji faktor koji utječe na trošenje polietilena. Hibridne proteze (u odnosu na bescementne) značajno negativno koreliraju s godišnjim trošenjem ($\tau_b = -0,120$; $P = 0,043$) i dubinom prodora ($\tau_b = -0,126$; $P = 0,034$), dok pozitivno koreliraju s provedenom revizijom ($\tau_b = 0,150$; $P = 0,034$), razlabavljenjem kao razlogom za reviziju ($\tau_b = 0,328$; $P < 0,001$) i zamjenom svega pri reviziji ($\tau_b = 0,243$; $P = 0,001$). Možemo dakle reći da, za razliku od istraživanja Dale i sur.,⁹ u našem istraživanju hibridna metoda fiksacije rezultira većim postotkom revizija, većim udjelom razlabavljenja i potrebom za zamjenom svih dijelova endoproteze, dok bescementna metoda fiksacije rezultira većim trošenjem PE-a, ali manjim postotkom revizija.

S druge strane, Bjerkholt i sur.¹⁸³ rade direktnu usporedbu trošenja polietilena u cementiranih i bescementnih acetabuluma. Oni ne nalaze statistički značajne razlike ($P = 0,529$) godišnjeg trošenja polietilena, $1,07 \pm 0,78$ mm kod cementiranih u odnosu na $1,18 \pm 0,61$ mm kod bescementnih acetabuluma. Trošenje je jače izraženo u muškog spola ($P = 0,003$), mlađe dobi ($P = 0,003$) i većeg nagiba acetabuluma ($P < 0,001$).

Za razliku od Bjerkholta i sur.,¹⁸³ u našem istraživanju nalazimo statistički značajno veće godišnje trošenje polietilena kod bescementnih u odnosu na hibridne endoproteze ($P = 0,002$). Ali, sukladno njihovim rezultatima, i mi nalazimo negativnu korelaciju trošenja i životne dobi ($\tau_b = -0,114$; $P = 0,032$) te rizika revizije i životne dobi ($\tau_b = -0,152$; $P = 0,017$). To zapravo znači da je trošenje jače izraženo u mlađih osoba koje su dulje nosile protezu, te mlađe osobe koje dulje nose proteze imaju veći rizik za reviziju. Nadalje, ako istražujemo razlabavljenje kao razlog za reviziju, tada postratumatska dijagnoza ($\tau_b = 0,236$; $P = 0,001$) i duljina trajanja operacije imaju pozitivnu korelaciju ($\tau_b = 0,121$; $P = 0,046$). Ukratko rečeno, posttraumatska dijagnoza i dulje trajanje operacije povezani su s razlabavljenjem kao razlogom za reviziju. Također, što je operacija dulje trajala ($\tau_b = 0,120$; $P = 0,049$) i što je bio veći gubitak krvi ($\tau_b = 0,146$; $P = 0,019$), veća je vjerojatnost da će kasnije na reviziji biti mijenjano sve. Svi ovi korelacijski koeficijenti s obzirom na svoju jačinu upućuju na slabu ali klinički značajnu povezanost.

U našem istraživanju nađena je statistički značajna povezanost trošenja polietilena ($P < 0,001$) i dubine prodora ($P < 0,001$) s revizijom, odnosno revidirane proteze logično su imale više potrošen polietilen te je dubina prodora bila veća. Nadalje, vertikalni odmak također je bio veći kod revidiranih proteza ($P = 0,036$) što znači da je revizija bila povezana s kranijalnijim pozicioniranjem acetabuluma.

Wan i sur.¹⁷⁶ kranijalizaciju acetabuluma u odnosu na planirani centar rotacije ne nalaze povezanom s trošenjem polietilena, nego najbitnijim čimbenikom smatraju nagib acetabuluma. S druge strane, De la Torre i sur.¹⁸⁴ koriste metodu konačnih elemenata i nalaze da pozicioniranje acetabuluma gore i lateralno povećava opterećenje. Bicanic i sur.¹⁷⁴ također istražuju opterećenje kuka u ovisnosti o poziciji acetabuluma te također nalaze da lateralizacijom i proksimalizacijom acetabuluma opterećenje kuka raste. Nadalje, povećanjem duljine vrata i femoralnog odmaka opterećenje kuka pada. Nalaze da opterećenje kuka pada prilikom medijalizacije i distalizacije acetabuluma, te kod duljeg vrata ili većega femoralnog *offseta*. Heller i sur.¹⁸⁵ također nalaze povećanje opterećenja zgloba kuka kod lateralnog i proksimalnog odmaka od idealnog centra rotacije. Pokazuju da medijalizacija acetabularne komponente značajno smanjuje trošenje polietilena, dok proksimalizacija ne utječe na trošenje polietilena. Rezultat našeg istraživanja potvrđuje rezultate Bicanica i sur.,¹⁷⁴ De la Torrea i sur.¹⁸⁴ te Hellera i sur.¹⁸⁵ koji kranijalnije pozicionirani acetabulum povezuju s većim opterećenjem. U našem istraživanju, kao i u navedenim istraživanjima, nismo našli vezu kranijalnog (vertikalnog odmaka) s trošenjem polietilena, ali je vertikalni odmak (korigiran u odnosu na visinu zdjelice) pozitivno korelirao s revizijom ($\tau_b = 0,148$; $P = 0,040$), razlabavljenjem ($\tau_b = 0,153$; $P = 0,034$) i zamjenom svega pri reviziji ($\tau_b = 0,195$; $P = 0,007$), što bi zapravo značilo da je kod većega vertikalnog odmaka veći broj proteza revidiran.

Nekoliko studija upućuje na važnost pozicioniranja acetabularne komponente pod nagibom od 45° ili manje jer veći nagib direktno povezuju s ubrzanim trošenjem polietilena.^{176,186} Već spomenuto istraživanje Wana i sur.¹⁷⁶ ne nalazi povezanost trošenja polietilena i postoperativnog odmaka od idealnog centra rotacije, ali veći nagib acetabuluma smatraju samostalnim najznačajnijim uzrokom većeg trošenja polietilena. Kennedy i sur.¹⁸⁶ trošenje polietilena povezuju s povećanim nagibom acetabuluma, dok Del Schutte i sur.¹⁸⁷ ne nalaze vezu između nagiba acetabuluma i trošenja

polietilena. Gallo i sur.¹⁸⁸ također nagib acetabuluma, zajedno s nekim drugim čimbenicima, povezuju s većim trošenjem polietilena.

Vezano uz biomehaničke čimbenike, u našem je istraživanju, sukladno istraživanjima Wana i sur.,¹⁷⁶ Kennedyja i sur.,¹⁸⁶ i Galla i sur.,¹⁸⁸ trošenje polietilena značajno pozitivno povezano s nagibom acetabuluma ($\tau_b = 0,172$; $P < 0,001$). Nadalje, u našem istraživanju trošenje polietilena vezano je s valgus položajem femura ($\tau_b = 0,146$; $P = 0,014$). Kut prodora značajno je pozitivno povezan s nagibom acetabuluma ($\tau_b = 0,178$; $P < 0,001$).

Schmalzried i sur.^{175,178} u svojem istraživanju muški spol navode kao značajno povezan s trošenjem polietilena, a Dale i sur.⁹ u svom istraživanju ženski spol povezuju s povećanim rizikom revizije. U svojim istraživanjima Schmalzried i sur.,¹⁷⁸ kao i Gallo i sur.,¹⁸⁸ povezuju nadalje visinu s trošenjem polietilena. Schmalzried i sur. s trošenjem polietilena povezuju i tjelesnu težinu kao i druge čimbenike (centar rotacije kuka, femoralni *offset* i nosive površine), ali kao najznačajniji rizični faktor trošenja polietilena navode stupanj aktivnosti.¹⁷⁸ Gallo i sur.¹⁸⁸ također dijagnozu traumatski i upalni artritis povezuju s trošenjem polietilena, a operativnu tehniku navode kao najvažniji čimbenik stupnja trošenja polietilena. Poznati faktori koji utječu na trošenje polietilena jesu stupanj aktivnosti, dob, spol, indikacija za ugradnju TEP-a kuka, model implantata, vrsta polietilenskog umetka i kvaliteta pozicioniranja komponenti.^{175,176,178,188,189}

Za razliku od navedenih istraživanja, u našem istraživanju ne nalazimo povezanost ni spola ni tjelesne težine s trošenjem polietilena, kao niti s učestalošću revizije. U istraživanju uočavamo da revizija značajno pozitivno korelira s posttraumatskom dijagnozom ($\tau_b = 0,148$; $P = 0,038$) te da razlabavljenje kao razlog za reviziju značajno pozitivno korelira s posttraumatskom dijagnozom ($\tau_b = 0,236$; $P = 0,001$) i trajanjem operacije ($\tau_b = 0,121$; $P = 0,046$). To zapravo znači da je posttraumatska dijagnoza rizik za reviziju, te da je razlabavljenje kao razlog za reviziju češći kod posttraumatske dijagnoze.

U našem istraživanju upotrijebljen je multivarijatni model predikcije trošenja PE-a u koji su stavljene sve značajne varijable. Model je statistički značajan. Kao značajni prediktori izdvajaju se dob ($\beta = -0,16$; $P = 0,024$) kao negativni prediktor te nagib acetabuluma ($\beta = 0,19$, $P = 0,010$) kao pozitivni prediktor. To znači da su mlađa životna dob i veći nagib acetabuluma najvažniji čimbenici koji utječu na veće trošenje polietilena.

Multivarijatan model predikcije provedene revizije statistički je značajan ($P < 0,001$) i objašnjava 37,1 % varijance zavisne varijable. Najjači prediktor revizije jest hibridna proteza u odnosu na bescementnu ($P = 0,002$), nakon čega je posttraumatska dijagnoza ($P = 0,011$) te trošenje PE-a ($P = 0,025$).

Multivarijatan model predikcije razlabavljenja kao razloga za reviziju statistički je značajan ($P < 0,001$) i objašnjava 27,1 % varijance zavisne varijable. Najjači prediktor jest hibridna proteza u odnosu na bescementnu ($P < 0,001$), nakon čega je posttraumatska dijagnoza ($P = 0,002$).

Multivarijatan model predikcije zamjene svega kroz reviziju statistički je značajan ($P < 0,001$) i objašnjava 42,4 % varijance zavisne varijable. Jedini značajni prediktor jest hibridna proteza u odnosu na bescementnu ($P = 0,017$).

7. ZAKLJUČCI

1. U ovom istraživanju potvrđene su prvotne hipoteze. Dokazano je da TEP model acetabuluma *Intraplant HI* predstavlja dobar *in vivo* model ubrzanog trošenja polietilena. To rezultira lošim preživljenjem navedenog modela TEP-a kuka. Medijan vremena praćenja do revizije jest 141 mjesec (odnosno 11,75 godina). U navedenom razdoblju revizija je učinjena kod 61 od 199 (30,7 %) TEP-ova model *Intraplant HI*, a čak kod 52,5 % revidiranih TEP-ova razlog za reviziju bilo je trošenje polietilena.

2. Potvrđeno je da, osim mehaničkih karakteristika ugradbenog materijala (polietilena), na preživljenje TEP-a kuka i trošenje polietilena značajno utječu biološke karakteristike pacijenata, druge mehaničke karakteristike implantata i biomehanički odnosi zglobnih tijela, na koje se može utjecati tijekom operacije.

3. Dokazana je povezanost bioloških čimbenika s trošenjem polietilena i revizijom, te je nađeno:

- veće trošenje polietilena kod ispitanika mlađe dobi,
- veći rizik za reviziju kod ispitanika mlađe dobi s posttraumatskom dijagnozom,
- razlabavljenje kao razlog revizije češći kod posttraumatske dijagnoze i duljeg trajanja primarne operacije,
- zamjena svega na reviziji češća je kod lijevog kuka, i kada primarna operacija dulje traje uz veći gubitak krvi,
- svi ovi korelacijski koeficijenti s obzirom na svoju jačinu upućuju na slabu ali klinički značajnu povezanost.

4. Što se tiče povezanosti pojedinih mehaničkih parametara s trošenjem polietilena i revizijom nađeno je:

- bescementne endoproteze pokazuju veće godišnje trošenje polietilena i veću godišnju dubinu prodora u odnosu na hibridne,
- najčešći razlog revizije bescementnih je trošenje PE-a (62,5 %), a revidirani dio najčešće je PE (52,1 %),
- hibridne endoproteze u odnosu na bescementne predstavljaju značajno veći rizik za reviziju,
- najčešći razlog revizije hibridnih je razlabavljenje (76,9 %), a revidirani dio najčešće je femoralni (cementirani) dio (46,2 %) ili cijela proteza (30,8 %),

- na modelu TEP-a acetabulum *Intraplant HI* metoda fiksacije femoralne komponente pokazala se najznačajnijim mehaničkim čimbenikom za reviziju.

5. Što se tiče povezanosti pojedinih biomehaničkih parametara s trošenjem polietilena i revizijom, nađeno je:

- veći nagib acetabuluma i valgus položaj femura rezultiraju većim trošenjem polietilena, a veći nagib rezultira i većim kutom prodora,
- veći vertikalni odmak, odnosno kranijalnije pozicioniran acetabulum, predstavlja veći rizik za reviziju, češće rezultira razlabavljenjem i zamjenom svih dijelova endoproteze.

6. U multivarijatnom modelu predikcije trošenja PE-a kao značajni prediktori izdvojeni su dob i nagib acetabuluma. Na trošenje polietilena najviše utječe nagib acetabuluma, pri čemu se kod većeg nagiba uočava veće trošenje PE-a, i životna dob, pri čemu kod mlađe životne dobi nalazimo veće trošenje polietilena.

7. U multivarijatnom modelu predikcije revizije najjači prediktor jest metoda fiksacije, odnosno hibridna u odnosu na bescementnu metodu fiksacije, a potom posttraumatska dijagnoza i trošenje polietilena.

8. U multivarijatnom modelu predikcije razlabavljenja kao razloga za reviziju najjači prediktor također je metoda fiksacije, dakle hibridna proteza u odnosu na bescementnu, nakon čega slijedi posttraumatska dijagnoza.

9. U multivarijatnom modelu predikcije zamjene svega kroz reviziju jedini značajni prediktor jest hibridna proteza u odnosu na bescementnu.

8. SAŽETAK

UVOD Oštećenje zgloba kuka može se liječiti zamjenom kuka ugradnjom totalne endoproteze (TEP), te u današnje vrijeme TEP zgloba kuka spada među najučinkovitije i najisplativije operativne zahvate. Unatoč razvoju, kao posljedica ugradnje TEP-a kuka u sve ranijoj životnoj dobi, uočava se i porast broja revizijskih operacija. U našoj ustanovi primijećen je skraćen vijek trajanja TEP-a kuka model acetabuluma *Intrplant HI* te je zamijećeno pojačano trošenje polietilena. Unatoč lošim osobinama korištenog polietilena, kod određenog broja pacijenata trošenje polietilena ne napreduje tako brzo. Pojedini autori navode da određeni mehanički, biomehanički te biološki čimbenici mogu imati utjecaj na trošenje polietilena i preživljenje TEP-a kuka. Pritom postoje kontradiktorna mišljenja o važnosti koju pojedini mehanički, biomehanički i biološki čimbenici imaju na vijek trajanja TEP-a zgloba kuka.

HIPOTEZA I CILJEVI Postavljena je hipoteza da model TEP-a *Intrplant HI* predstavlja dobar model ubranog trošenja polietilena te da, osim mehaničkih karakteristika polietilena, na preživljenje i trošenje značajno utječu biološke karakteristike pacijenata, druge mehaničke karakteristike implantata i biomehanički odnosi zglobnih tijela. Cilj je istražiti odnos bioloških (dob, spol, tjelesna težina, vrsta artroze), mehaničkih (promjer glave, duljina vrata, veličina acetabularne, veličina femoralne komponente, metoda fiksacije) te biomehaničkih čimbenika (nagib i anteverzija acetabuluma, najmanja udaljenost centra od osovine femura, od Kohlerove linije te linije figure suze, te položaja femoralne komponente) sa stupnjem trošenja polietilena i preživljenjem. Nadalje, cilj je odrediti koji čimbenici najviše utječu na trošenje polietilena i preživljenje kod TEP-a kuka model *Intrplant HI*.

ISPITANICI I METODE Ovo je retrospektivno istraživanje odobreno od strane Etičkog povjerenstva Medicinskog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu te je provedeno na Klinici za ortopediju Medicinskog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu. Uključeno je 199 ispitanika kod kojih je ugrađen model TEP-a kuka *Intrplant HI*. Iz postojeće dokumentacije zabilježeni su biološki čimbenici (spol, dob, tjelesna težina i dijagnoza, trajanje operacije i gubitak krvi), a iz operacijskih protokola mehanički čimbenici (promjer glave, dužina vrata, veličina i vrsta femoralne komponente). Na osnovi poznatog promjera glave i odgovarajućeg softvera za digitalnu obradu slika *PhotoShop*

CS6, izvršena je digitalizacija rendgenskih slika. Izmjereni se biomehanički čimbenici (nagib acetabuluma, najmanja udaljenost centra elipse od osovine femura, Kohlerove linije i linije koja prolazi dnom figura suza, te je određen položaj femoralne komponente). Metodom prema Dorru, izmjereno je i formulom izračunato trošenje polietilena, a metodom prema Lewinneku izmjerena je i izračunata anteverzija acetabuluma. Uključeni su samo ispitanici s dostupnim svim navedenim podacima, kod kojih je do 1. listopada 2015. godine učinjena revizija, ili ispitanici bez revizije, ali kod kojih je posljednja rendgenska snimka učinjena najmanje sedam godina nakon ugradnje TEP-a. Zabilježeno je vrijeme proteklo od ugradnje do revizije, razlog revizije te podatak o tome koji je dio same endoproteze zamijenjen. Za svaki od navedenih podataka istražena je korelacija (povezanost) svakoga od evaluiranih parametara s trošenjem polietilena i preživljenjem.

REZULTATI Medijan praćenja do revizije jest 141 mjesec (11,75 godina). U navedenom razdoblju revizija je učinjena kod 61 od 199 (30,7 %) TEP-ova, a čak kod 52,5 % revidiranih TEP-ova razlog za reviziju bilo je trošenje polietilena. Nakon toga kao najčešći razlog revizije slijedi razlabavljenje proteze (36,1 %). Trošenje polietilena kako u apsolutnoj ($P = 0,044$) tako i u godišnjoj (relativiziranoj) potrošnji ($P = 0,002$) značajno je veće u bescementnih u odnosu na hibridne proteze, ali su hibridne češće revidirane: 48,1 % naprama 27,9 % ($P = 0,032$). Kod hibridnih proteza značajno je najčešći razlog revizije razlabavljenje proteze (76,9 % naprama 25,0 %), a u skupini bescementnih proteza trošenje polietilena (62,5 % naprama 15,4 %) ($P = 0,004$). Shodno tim rezultatima, kod bescementnih proteza najčešće je mijenjan polietilen (52,1 %), dok je u hibridnih najčešće mijenjan femur (46,2 %) ($P < 0,001$). Nađeni su klinički značajne povezanosti pojedinih bioloških, mehaničkih i biomehaničkih čimbenika s trošenjem polietilena, revizijom i razlogom za reviziju.

ZAKLJUČAK Dokazana je povezanost bioloških čimbenika dobi i dijagnoze s trošenjem polietilena (PE) i rizikom revizije, pri čemu mlađa životna dob rezultira većim trošenjem polietilena, a mlađe osobe i oni s posttraumatskom dijagnozom imaju veći rizik za reviziju. Dokazana je povezanost mehaničkih čimbenika s trošenjem i revizijom, pri čemu se najvažnijom pokazala metoda fiksacije femoralne komponente. Tako bescementne endoproteze pokazuju veće godišnje trošenje polietilena, dok

hibridne predstavljaju veći rizik za reviziju, pokazuju veću učestalost razlabavljenja i češće rezultiraju zamjenom svih dijelova endoproteze u odnosu na bescementne. Kod biomehaničkih parametara, veći nagib acetabuluma i valgus položaj femura rezultiraju većim trošenjem polietilena, a kranijalnije pozicioniran acetabulum predstavlja veći rizik za reviziju te češće rezultira razlabavljenjem. Kao najbolji prediktori trošenja polietilena definirani su nagib acetabuluma pri čemu se kod većeg nagiba uočava veće trošenje PE-a te životna dob pri čemu kod mlađe životne dobi nalazimo veće trošenje polietilena. Kao najbolji prediktor revizije definirana je metoda fiksacije, odnosno hibridna u odnosu na bescementnu vrstu fiksacije, a potom posttraumatska dijagnoza i trošenje polietilena, dok je najjači prediktor razlabavljenja kao razloga za reviziju hibridna proteza u odnosu na bescementnu, a nakon toga posttraumatska dijagnoza.

9. SUMMARY

Title: The influence of biological and biomechanical factors on polyethylene wear in Intraplant HI total hip arthroplasty

Poor survival rate of the model Intraplant HI used in our institution is observed. There is controversy about the importance that certain patient, implant or surgery related factors have on PE wear and revision rate in total hip replacement (THR).

We made a hypothesis that THR cup model Intraplant HI presents a good “in vivo” model of accelerated polyethylene (PE) wear. The aim of this study is to investigate the relationship between patient, implant and surgery related factors, with the degree of polyethylene wear and revision rate.

There is a significant correlation of PE wear and revision rate with patient, surgery and implant related factors in THR. The best predictor of more PE wear is higher degree of cup inclination and younger age. The best predictor of revision is hybrid method of fixation compared to cementless, followed by post-traumatic diagnosis and PE wear. The hybrid method of fixation compared to cementless, and later posttraumatic diagnosis are the strongest predictors for loosening as a reason for revision.

Name of the author: Mislav Čimić

Year: 2022

10. LITERATURA

1. Charnley J. Arthroplasty of the hip: a new operation. *Lancet*. 1961;1(7187):1129-32. doi: 10.1016/s0140-6736(61)92063-3
2. Söderman P, Malchau H, Herberts P. Outcome after total hip arthroplasty: part I. General health evaluation in relation to definition of failure in the Swedish National Total Hip Arthroplasty Register. *Acta Orthop Scand*. 2000;71(4):354-9. doi: 10.1080/000164700317393330
3. Söderman P, Malchau H, Herberts P, Zügner R, Regnér H, Garellick G. Outcome after total hip arthroplasty: part II. Disease-specific follow-up and the Swedish National Total Hip Arthroplasty Register. *Acta Orthop Scand*. 2001;72(2):113-9. doi: 10.1080/000164701317323345
4. Berry DJ, Harmsen WS, Cabanela ME, Morrey BF. Twenty-five-year survivorship of two thousand consecutive primary Charnley total hip replacements: factors affecting survivorship of acetabular and femoral components. *J Bone Joint Surg Am*. 2002;84(2):171-7. doi: 10.2106/00004623-200202000-00002
5. Learmonth ID, Young C, Rorabeck C. The operation of the century: total hip replacement. *Lancet*. 2007;370(9597):1508-19. doi: 10.1016/S0140-6736(07)60457-7
6. Zagra L. Advances in hip arthroplasty surgery: what is justified? *EFORT Open Rev*. 2017;2(5):171-8. doi: 10.1302/2058-5241.2.170008
7. Bunyoz KI, Malchau E, Malchau H, Troelsen A. Has the use of fixation techniques in THA changed in this decade? The uncemented paradox revisited. *Clin Orthop Relat Res*. 2020;478(4):697-704. doi: 10.1097/CORR.0000000000001117
8. Vučković M, Ružić L, Tudor A, Šutić I. Difference in patient quality of life after hip arthroplasty with a minimally invasive approach or classic approach. *Acta Clin Croat*. 2021;60(1):89-95. doi: 10.20471/acc.2021.60.01.13
9. Dale H, Børsheim S, Kristensen TB, Fenstad AM, Gjertsen JE, Hallan G, et al. Fixation, sex, and age: highest risk of revision for uncemented stems in elderly women – data from 66,995 primary total hip arthroplasties in the Norwegian Arthroplasty Register. *Acta Orthop*. 2020;91(1):33-41. doi: 10.1080/17453674.2019.1682851

10. Jones LC, Hungerford DS. Cement disease. *Clin Orthop Relat Res.* 1987;(225):192-206.
11. Huddleston HD. Femoral lysis after cemented hip arthroplasty. *J Arthroplasty.* 1988;3(4):285-97. doi: 10.1016/s0883-5403(88)80027-5
12. Harris WH, McGann WA. Loosening of the femoral component after use of the medullary-plug cementing technique. Follow-up note with a minimum five-year follow-up. *J Bone Joint Surg Am.* 1986;68(7):1064-6.
13. Amstutz HC, Yao J, Dorey FJ, Nugent JP. Survival analysis of T-28 hip arthroplasty with clinical implications. *Orthop Clin North Am.* 1988;19(3):491-503.
14. Hozack WJ, Rothman RH, Booth RE Jr, Balderston RA, Cohn JC, Pickens GT. Survivorship analysis of 1,041 Charnley total hip arthroplasties. *J Arthroplasty.* 1990;5(1):41-7. doi: 10.1016/s0883-5403(06)80008-2
15. Wechter J, Comfort TK, Tatman P, Mehle S, Gieo TJ. Improved survival of uncemented versus cemented femoral stems in patients aged < 70 years in a community total joint registry. *Clin Orthop Relat Res.* 2013;471(11):3588-95. doi: 10.1007/s11999-013-3182-5
16. Unnanuntana A, Dimitroulias A, Bolognesi MP, Hwang KL, Goodman SB, Marcus RE. Cementless femoral prostheses cost more to implant than cemented femoral prostheses. *Clin Orthop Relat Res.* 2009;467(6):1546-51. doi: 10.1007/s11999-008-0485-z
17. Engh CA, Bobyn JD, Glassman AH. Porous-coated hip replacement. The factors governing bone ingrowth, stress shielding, and clinical results. *J Bone Joint Surg Br.* 1987;69(1):45-55. doi: 10.1302/0301-620X.69B1.3818732
18. Danish Orthopaedic Society, Danish Hip Arthroplasty Register. National report 2018 [Internet]. Copenhagen (Denmark): Dansk Hoftealloplastik Register; c2019 [pristupljeno 13. 11. 2019.]. Dostupno na: http://danskhoftealloplastikregister.dk/wp-content/uploads/2016/04/DHR-arsrapport-2018_til-offentliggørelse.pdf
19. New Zealand Orthopaedic Association, NZOA Joint Registry. NZJR 19 year report [Internet]. Wellington (New Zealand): New Zealand Orthopaedic Association; c2019 [pristupljeno 13. 11. 2019.]. Dostupno na:

https://nzoa.org.nz/system/files/DH8152_NZJR_2018_Report_v6_4Decv18.pdf

20. Abdulkarim A, Ellanti P, Motterlini N, Fahey T, O'Byrne JM. Cemented versus uncemented fixation in total hip replacement: a systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials. *Orthop Rev (Pavia)*. 2013;5(1):e8:34-44. doi: 10.4081/or.2013.e8
21. Fottner A, Utzschneider S, Mazoochian F, von Schulze Pellengahr C, Jansson V. Zementiertechnik in der Endoprothetik des Hüftgelenks: eine Übersicht [Cementing techniques in hip arthroplasty: an overview]. *Z Orthop Unfall*. 2010;148(2):168-73. doi: 10.1055/s-0029-1240968
22. Troelsen A, Malchau E, Sillesen N, Malchau H. A review of current fixation use and registry outcomes in total hip arthroplasty: the uncemented paradox. *Clin Orthop Relat Res*. 2013;471(7):2052-9. doi: 10.1007/s11999-013-2941-7
23. Corbett KL, Losina E, Nti AA, Prokopetz JJZ, Katz JN. Population-based rates of revision of primary total hip arthroplasty: a systematic review. *PLoS One*. 2010;5(10):e13520. doi: 10.1371/journal.pone.0013520
24. Hailer NP, Garellick G, Kärrholm J. Uncemented and cemented primary total hip arthroplasty in the Swedish Hip Arthroplasty Register. *Acta Orthop*. 2010;81(1):34-41. doi: 10.3109/17453671003685400
25. McMinn DJW, Snell KIE, Daniel J, Treacy RBC, Pynsent PB, Riley RD. Mortality and implant revision rates of hip arthroplasty in patients with osteoarthritis: registry based cohort study. *BMJ*. 2012;344:e3319. doi: 10.1136/bmj.e3319
26. Morshed S, Bozic KJ, Ries MD, Malchau H, Colford JM. Comparison of cemented and uncemented fixation in total hip replacement: a meta-analysis. *Acta Orthop*. 2007;78(3):315-26. doi: 10.1080/17453670710013861
27. Sheridan GA, Kelly RM, McDonnell SM, Walsh F, O'Byrne JM, Kenny PJ. Primary total hip arthroplasty: registry data for fixation methods and bearing options at a minimum of 10 years. *Ir J Med Sci*. 2019;188(3):873-7. doi: 10.1007/s11845-018-1948-1
28. Tanzer M, Graves SE, Peng A, Shimmin AJ. Is cemented or cementless femoral stem fixation more durable in patients older than 75 years of age? A comparison of the best-performing stems. *Clin Orthop Relat Res*. 2018;476(7):1428-37. doi: 10.1097/01.blo.0000533621.57561.a4

29. Abdel MP, Houdek MT, Watts CD, Lewallen DG, Berry DJ. Epidemiology of periprosthetic femoral fractures in 5417 revision total hip arthroplasties: a 40-year experience. *Bone Joint J.* 2016;98-B(4):468-74. doi: 10.1302/0301-620X.98B4.37203
30. Lindberg-Larsen M, Jørgensen CC, Solgaard S, Kjersgaard AG, Kehlet H; Lunbeck Foundation Centre for Fast-track Hip and Knee Replacement. Increased risk of intraoperative and early postoperative periprosthetic femoral fracture with uncemented stems. *Acta Orthop.* 2017;88(4):390-4. doi: 10.1080/17453674.2017.1302908
31. Thomsen MN, Jakubowitz E, Seeger JB, Lee C, Kretzer JP, Clarius M. Fracture load for periprosthetic femoral fractures in cemented versus uncemented hip stems: an experimental in vitro study. *Orthopedics.* 2008;31(7):653.
32. Bergmann G, Deuretzbacher G, Heller M, Graichen F, Rohlmann A, Strauss J, et al. Hip contact forces and gait patterns from routine activities. *J Biomech.* 2001;34(7):859-71. doi: 10.1016/s0021-9290(01)00040-9
33. Spears IR, Pfeleiderer M, Schneider E, Hille E, Bergmann G, Morlock MM. Interfacial conditions between a press-fit acetabular cup and bone during daily activities: implications for achieving bone in-growth. *J Biomech.* 2000;33(11):1471-7. doi: 10.1016/s0021-9290(00)00096-8
34. Eskelinen ARV, Helenius I, Pulkkinen P, Nevalainen J, Paavolainen P. Uncemented total hip arthroplasty for primary osteoarthritis in young patients: a mid-to long-term follow-up study from the Finnish Arthroplasty Register. *Acta Orthop.* 2006;77(1):57-70. doi: 10.1080/17453670610045704
35. Havelin LI, Espehaug B, Engesaeter LB. The performance of two hydroxyapatite-coated acetabular cups compared with Charnley cups. From the Norwegian Arthroplasty Register. *J Bone Joint Surg Br.* 2002;84(6):839-45. doi: 10.1302/0301-620x.84b6.12492
36. Howard JL, Kremers HM, Loechler YA, Schleck CD, Harmsen WS, Berry DJ, et al. Comparative survival of uncemented acetabular components following primary total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 2011;93(17):1597-604. doi: 10.2106/JBJS.J.00195
37. Mäkelä KT, Eskelinen A, Pulkkinen P, Paavolainen P, Remes V. Total hip arthroplasty for primary osteoarthritis in patients fifty-five years of age or older.

- An analysis of the Finnish arthroplasty registry. *J Bone Joint Surg Am.* 2008;90(10):2160-70. doi: 10.2106/JBJS.G.00870
38. Mäkelä KT, Eskelinen A, Pulkkinen P, Paavolainen P, Remes V. Results of 3,668 primary total hip replacements for primary osteoarthritis in patients under the age of 55 years. *Acta Orthop.* 2011;82(5):521-9. doi: 10.3109/17453674.2011.618908
 39. Nečas L, Katina S, Křivánek S, Uhlárová J. Slovakian Arthroplasty Register. Review of the annual report of the Slovakian Arthroplasty Register - 2010. *Acta Chir Orthop Traumatol Cech.* 2011;78 Suppl B:1-59.
 40. Dumbleton JH, Manley MT, Edidin AA. A literature review of the association between wear rate and osteolysis in total hip arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2002;17(5):649-61. doi: 10.1054/arth.2002.33664
 41. Oparaugo PC, Clarke IC, Malchau H, Herberts P. Correlation of wear debris-induced osteolysis and revision with volumetric wear-rates of polyethylene: a survey of 8 reports in the literature. *Acta Orthop Scand.* 2001;72(1):22-8. doi: 10.1080/000164701753606644
 42. Bedard NA, Burnett RA, DeMik DE, Gao Y, Liu SS, Callaghan JJ. Are trends in total hip arthroplasty bearing surface continuing to change? 2007-2015 usage in a large database cohort. *J Arthroplasty.* 2017;32(12):3777-81. doi: 10.1016/j.arth.2017.07.044
 43. Zagra L, Maccario C, Mondini A, Bianchi L. Treatment of failures related to articulation material in THA. A comprehensive algorithm of surgical options and open questions. *Hip Int.* 2014;24 Suppl 10:S48-57. doi: 10.5301/hipint.5000170
 44. Streicher RM. UHMW-Polyethylen als Werkstoff für artikulierende Komponenten von Gelenkendoprothesen [UHMW-polyethylene as the substance for articulating components of joint prostheses]. *Biomed Tech (Berl).* 1993;38(12):303-13. doi: 10.1515/bmte.1993.38.12.303
 45. Hopper RH Jr, Young AM, Orishimo KF, Engh CA Jr. Effect of terminal sterilization with gas plasma or gamma radiation on wear of polyethylene liners. *J Bone Joint Surg Am.* 2003;85(3):464-8. doi: 10.2106/00004623-200303000-00010
 46. Yamane S, Kyomoto M, Moro T, Watanabe K, Hashimoto M, Takatori Y, i sur. Effects of extra irradiation on surface and bulk properties of PMPC-grafted

- cross-linked polyethylene. *J Biomed Mater Res A*. 2016;104(1):37-47. doi: 10.1002/jbm.a.35538
47. Affatato S, Bordini B, Fagnano C, Taddei P, Tinti A, Toni A. Effects of the sterilisation method on the wear of UHMWPE acetabular cups tested in a hip joint simulator. *Biomaterials*. 2002;23(6):1439-46. doi: 10.1016/s0142-9612(01)00265-4
 48. Engh CA, Powers CC, Ho H, Beykirch-Padgett SE, Hopper RH Jr, Engh CA Jr. The effect of poly sterilization on wear, osteolysis and survivorship of a press-fit cup at 10-year followup. *Clin Orthop Relat Res*. 2012;470(2):462-70. doi: 10.1007/s11999-011-2052-2
 49. Australian Orthopedic Association, National Joint Replacement Registry. Annual report 2017 [Internet]. Adelaide (Australia): South Australian Health and Medical Research Institute; c2018 [pristupljeno 07. 03. 2018.]. Dostupno na: <https://aoanjrr.sahmri.com/annual-reports-2017>
 50. Paxton EW, Inacio MC, Namba RS, Love R, Kurtz SM. Metal-on-conventional polyethylene total hip arthroplasty bearing surfaces have a higher risk of revision than metal-on-highly crosslinked polyethylene: results from a US registry. *Clin Orthop Relat Res*. 2015;473(3):1011-21. doi: 10.1007/s11999-014-4105-9
 51. Hanna SA, Somerville L, McCalden RW, Naudie DD, MacDonald SJ. Highly cross-linked polyethylene decreases the rate of revision of total hip arthroplasty compared with conventional polyethylene at 13 years' follow-up. *Bone Joint J*. 2016;98-B(1):28-32. doi: 10.1302/0301-620X.98B1.36527
 52. Tsukamoto M, Ohnishi H, Mori T, Kawasaki M, Uchida S, Sakai A. Fifteen-year comparison of wear and osteolysis analysis for cross-linked or conventional polyethylene in cementless total hip arthroplasty for hip dysplasia-a retrospective cohort study. *J Arthroplasty*. 2017;32(1):161-165.e1. doi: 10.1016/j.arth.2016.06.008
 53. Currier BH, Currier JH, Mayor MB, Lyford KA, Collier JP, Van Citters DW. Evaluation of oxidation and fatigue damage of retrieved crossfire polyethylene acetabular cups. *J Bone Joint Surg Am*. 2007;89(9):2023-9. doi: 10.2106/JBJS.F.00336
 54. Tower SS, Currier JH, Currier BH, Lyford KA, Van Citters DW, Mayor MB. Rim cracking of the cross-linked longevity polyethylene acetabular liner after total hip

- arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 2007;89(10):2212-7. doi: 10.2106/JBJS.F.00758
55. Furmanski J, Anderson M, Bal S, Greenwald AS, Halley D, Penenberg B, et al. Clinical fracture of cross-linked UHMWPE acetabular liners. *Biomaterials.* 2009;30(29):5572-82. doi: 10.1016/j.biomaterials.2009.07.013
 56. Oral E, Christensen SD, Malhi AS, Wannomae KK, Muratoglu OK. Wear resistance and mechanical properties of highly cross-linked, ultrahigh-molecular weight polyethylene doped with vitamin E. *J Arthroplasty.* 2006;21(4):580-91. doi: 10.1016/j.arth.2005.07.009
 57. Cafri G, Paxton EW, Love R, Bini SA, Kurtz SM. Is there a difference in revision risk between metal and ceramic heads on highly crosslinked polyethylene liners? *Clin Orthop Relat Res.* 2017;475(5):1349-55. doi: 10.1007/s11999-016-4966-1
 58. Callary SA, Field JR, Campbell DG. The rate of wear of second-generation highly crosslinked polyethylene liners five years post-operatively does not increase if large femoral heads are used. *Bone Joint J.* 2016;98-B(12):1604-10. doi: 10.1302/0301-620X.98B12.37682
 59. Meftah M, Ebrahimpour PB, He C, Ranawat AS, Ranawat CS. Preliminary clinical and radiographic results of large ceramic heads on highly cross-linked polyethylene. *Orthopedics.* 2011;34(6):133. doi: 10.3928/01477447-20110427-08
 60. Ast MP, John TK, Labbisiere A, Robador N, Valle AG. Fractures of a single design of highly cross-linked polyethylene acetabular liners: an analysis of voluntary reports to the United States Food and Drug Administration. *J Arthroplasty.* 2014;29(6):1231-5. doi: 10.1016/j.arth.2013.12.022
 61. Gaudiani MA, White PB, Ghazi N, Ranawat AS, Ranawat CS. Wear rates with large metal and ceramic heads on a second generation highly cross-linked polyethylene at mean 6-year follow-up. *J Arthroplasty.* 2018;33(2):590-4. doi: 10.1016/j.arth.2017.09.006
 62. Li H, Zhang S, Wang XM, Lin JH, Kou BL. Medium-term results of ceramic-on-polyethylene Zweymuller-Plus total hip arthroplasty. *Hong Kong Med J.* 2017;23(4):333-9. doi: 10.12809/hkmj164949

63. Semlitsch M, Lehmann M, Weber H, Doerre E, Willert HG. New prospects for a prolonged functional life-span of artificial hip joints by using the material combination polyethylene/aluminium oxide ceramin/metal. *J Biomed Mater Res.* 1977;11(4):537-52. doi: 10.1002/jbm.820110409
64. Stahnke JT, Sharpe KP. Pseudotumor formation in a metal-on-polyethylene total hip arthroplasty due to trunnionosis at the head-neck taper. *Surg Technol Int.* 2015;27:245-50.
65. Whitehouse MR, Endo M, Zachara S, Nielsen TO, Greidanus NV, Masri BA, et al. Adverse local tissue reactions in metal-on-polyethylene total hip arthroplasty due to trunnion corrosion: the risk of misdiagnosis. *Bone Joint J.* 2015;97-B(8):1024-30. doi: 10.1302/0301-620X.97B8.34682
66. Cooper HJ, Della Valle CJ, Berger RA, Tetreault M, Paprosky WG, Sporer SM, et al. Corrosion at the head-neck taper as a cause for adverse local tissue reactions after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 2012;94(18):1655-61. doi: 10.2106/jbjs.k.01352
67. Plummer DR, Berger RA, Paprosky WG, Sporer SM, Jacobs JJ, Della Valle CJ. Diagnosis and management of adverse local tissue reactions secondary to corrosion at the head-neck junction in patients with metal on polyethylene bearings. *J Arthroplasty.* 2016;31(1):264-8. doi: 10.1016/j.arth.2015.07.039
68. Beckmann NA, Gotterbarm T, Innmann MM, Merle C, Bruckner T, Kretzer JP, et al. Long-term durability of alumina ceramic heads in THA. *BMC Musculoskelet Disord.* 2015;16:249. doi: 10.1186/s12891-015-0703-2
69. Wyles CC, McArthur BA, Wagner ER, Houdek MT, Jimenez-Almonte JH, Trousdale RT. Ceramic femoral heads for all patients? An argument for cost containment in hip surgery. *Am J Orthop (Belle Mead NJ).* 2016;45(6):E362-6.
70. Kang BJ, Ha YC, Ham DW, Hwang SC, Lee YK, Koo KH. Third-generation alumina-on-alumina total hip arthroplasty: 14 to 16-year follow-up study. *J Arthroplasty.* 2015;30(3):411-5. doi: 10.1016/j.arth.2014.09.020
71. Petsatodis GE, Papadopoulos PP, Papavasiliou KA, Hatzokos IG, Agathangelidis FG, Christodoulou AG. Primary cementless total hip arthroplasty with an alumina ceramic-on-ceramic bearing: results after a minimum of twenty years of follow-up. *J Bone Joint Surg Am.* 2010;92(3):639-44. doi: 10.2106/JBJS.H.01829

72. Buttaro MA, Zanotti G, Comba FM, Piccaluga F. Primary total hip arthroplasty with fourth-generation ceramic-on-ceramic: analysis of complications in 939 consecutive cases followed for 2-10 years. *J Arthroplasty*. 2017;32(2):480-6. doi: 10.1016/j.arth.2016.07.032
73. Colwell CW Jr, Hozack WJ, Mesko JW, D'Antonio JA, Bierbaum BE, Capello WN, i sur. Ceramic-on-ceramic total hip arthroplasty early dislocation rate. *Clin Orthop Relat Res*. 2007;465:155-8. doi: 10.1097/BLO.0b013e31815072e4
74. Hamilton WG, McAuley JP, Dennis DA, Murphy JA, Blumenfeld TJ, Politi J. THA with Delta ceramic on ceramic: results of a multicenter investigational device exemption trial. *Clin Orthop Relat Res*. 2010;468(2):358-66. doi: 10.1007/s11999-009-1091-4
75. Traina F, De Fine M, Bordini B, Toni A. Risk factors for ceramic liner fracture after total hip arthroplasty. *Hip Intl*. 2012;22(6):607-14. doi: 10.5301/HIP.2012.10339
76. Jeffers JR, Walter WL. Ceramic-on-ceramic bearings in hip arthroplasty: state of the art and the future. *J Bone Joint Surg Br*. 2012;94(6):735-45. doi: 10.1302/0301-620X.94B6.28801
77. Swanson TV, Peterson DJ, Seethala R, Bliss RL, Spellmon CA. Influence of prosthetic design on squeaking after ceramic-on-ceramic total hip arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2010;25(6 Suppl):36-42. doi: 10.1016/j.arth.2010.04.032
78. Parvizi J, Adeli B, Wong JC, Restrepo C, Rothman RH. A squeaky reputation: the problem may be design-dependent. *Clin Orthop Relat Res*. 2011;469(6):1598-605. doi: 10.1007/s11999-011-1777-2
79. Girard J, Bocquet D, Autissier G, Fouilleron N, Fron D, Migaud H. Metal-on-metal hip arthroplasty in patients thirty years of age or younger. *J Bone Joint Surg Am*. 2010;92(14):2419-26. doi: 10.2106/JBJS.I.01644
80. Saito S, Ishii T, Mori S, Hosaka K, Ootaki M, Tokuhashi Y. Long-term results of metasul metal-on-metal total hip arthroplasty. *Orthopedics*. 2010;33(8). doi: 10.3928/01477447-20100625-11
81. Migaud H, Putman S, Krantz N, Vasseur L, Girard J. Cementless metal-on-metal versus ceramic-on-polyethylene hip arthroplasty in patients less than fifty years of age: a comparative study with twelve to fourteen-year follow-up. *J Bone Joint Surg Am*. 2011;93 Suppl 2:137-42. doi: 10.2106/JBJS.J.01720

82. Randelli F, Banci L, D'Anna A, Visentin O, Randelli G. Cementless Metasul metal-on-metal total hip arthroplasties at 13 years. *J Arthroplasty*. 2012;27(2):186-92. doi: 10.1016/j.arth.2011.04.015
83. Gunther KP, Schmitt J, Campbell P, Delaunay CP, Drexler H, Ettema HB, i sur. Consensus statement „Current evidence on the management of metal-on-metal bearings“--April 16, 2012. *Hip Int*. 2013;23(1):2-5. doi: 10.5301/HIP.2013.10754
84. Zagra L. CORR Insights(®): do the reasons for ceramic-on-ceramic revisions differ from other bearings in total hip arthroplasty? *Clin Orthop Relat Res*. 2016;474(10):2200-1. doi: 10.1007/s11999-016-4971-4
85. Zagra L, Gallazzi E. Bearing surfaces in primary total hip arthroplasty. *EFORT Open Rev*. 2018;21;3(5):217-24. doi: 10.1302/2058-5241.3.180300
86. Wolff J. The classic: on the inner architecture of bones and its importance for bone growth. 1870. *Clin Orthop Relat Res*. 2010;468(4):1056-65. doi: 10.1007/s11999-010-1239-2
87. Pauwels F. Der Schenkelhalsbruch ein mechanisches Problem: Grundlagen d. Heilungsvorganges, Prognose u. kausale Therapie. Stuttgart: F. Enke; 1935.
88. Hay JG. The biomechanics of sports technique. 2. izd. Englewood Cliffs, NJ: Prentice-Hall; 1978.
89. Australian Orthopaedic Association, National Joint Replacement Registry. Annual report 2010 [Internet]. Adelaide (Australia): South Australian Health and Medical Research Institute; c2010 [pristupljeno 13. 03. 2018.]. Dostupno na: <https://aoanjrr.sahmri.com/annual-reports-2010>
90. Bishop NE, Waldow F, Morlock MM. Friction moments of large metal-on-metal hip joint bearings and other modern designs. *Med Eng Phys*. 2008;30(8):1057-64. doi: 10.1016/j.medengphy.2008.01.001
91. Nassutt R, Wimmer MA, Schneider E, Morlock MM. The influence of resting periods on friction in the artificial hip. *Clin Orthop Relat Res*. 2003;(407):127-38. doi: 10.1097/00003086-200302000-00020
92. Morlock MM, Bishop N, Zustin J, Hahn M, R  ther W, Amling M. Modes of implant failure after hip resurfacing: morphological and wear analysis of 267 retrieval specimens. *J Bone Joint Surg Am*. 2008;90 Suppl 3:89-95. doi: 10.2106/JBJS.H.00621

93. Garbuz DS, Tanzer M, Greidanus NV, Masri BA, Duncan CP. The John Charnley Award: metal-on-metal hip resurfacing versus large-diameter head metal-on-metal total hip arthroplasty: a randomized clinical trial. *Clin Orthop Relat Res.* 2010;468(2):318-25. doi: 10.1007/s11999-009-1029-x
94. Archbold HA, Slomczykowski M, Crone M, Eckman K, Jaramaz B, Beverland DE. The relationship of the orientation of the transverse acetabular ligament and acetabular labrum to the suggested safe zones of cup positioning in total hip arthroplasty. *Hip Int.* 2008;18(1):1-6. doi: 10.5301/hip.2008.1755
95. Peters CL, McPherson E, Jackson JD, Erickson JA. Reduction in early dislocation rate with large-diameter femoral heads in primary total hip arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2007;22(6 Suppl 2):140-4. doi: 10.1016/j.arth.2007.04.019
96. Berry DJ, von Knoch M, Schleck CD, Harmsen WS. Effect of femoral head diameter and operative approach on risk of dislocation after primary total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 2005;87(11):2456-63. doi: 10.2106/JBJS.D.02860
97. Amlie E, Høvik Ø, Reikerås O. Dislocation after total hip arthroplasty with 28 and 32-mm femoral head. *J Orthop Traumatol.* 2010;11(2):111-5. doi: 10.1007/s10195-010-0097-8
98. Padgett DE, Lipman J, Robie B, Nestor BJ. Influence of total hip design on dislocation: a computer model and clinical analysis. *Clin Orthop Relat Res.* 2006;447:48-52. doi: 10.1097/01.blo.0000218748.30236.40
99. Sariali E, Lazennec JY, Khiami F, Catonné Y. Mathematical evaluation of jumping distance in total hip arthroplasty: influence of abduction angle, femoral head offset, and head diameter. *Acta Orthop.* 2009;80(3):277-82. doi: 10.3109/17453670902988378
100. Griffin WL, Nanson CJ, Springer BD, Davies MA, Fehring TK. Reduced articular surface of one-piece cups: a cause of runaway wear and early failure. *Clin Orthop Relat Res.* 2010;468(9):2328-32. doi: 10.1007/s11999-010-1383-8
101. De Haan R, Pattyn C, Gill HS, Murray DW, Campbell PA, De Smet K. Correlation between inclination of the acetabular component and metal ion levels in metal-on-metal hip resurfacing replacement. *J Bone Joint Surg Br.*

- 2008;90(10):1291-7. doi: 10.1302/0301-620X.90B10.20533. Erratum in: J Bone Joint Surg Br. 2009;91(5):700.
102. Müller M, Tohtz S, Springer I, Dewey M, Perka C. Randomized controlled trial of abductor muscle damage in relation to the surgical approach for primary total hip replacement: minimally invasive anterolateral versus modified direct lateral approach. Arch Orthop Trauma Surg. 2011;131(2):179-89. doi: 10.1007/s00402-010-1117-0
 103. Pospischill M, Kranzl A, Attwenger B, Knahr K. Minimally invasive compared with traditional transgluteal approach for total hip arthroplasty: a comparative gait analysis. J Bone Joint Surg Am. 2010;92(2):328-37. doi: 10.2106/JBJS.H.01086
 104. Sariali E, Stewart T, Jin Z, Fisher J. In vitro investigation of friction under edge-loading conditions for ceramic-on-ceramic total hip prosthesis. J Orthop Res. 2010;28(8):979-85. doi: 10.1002/jor.21100
 105. Weiss C, Gdaniec P, Hoffmann NP, Hothan A, Huber G, Morlock MM. Squeak in hip endoprosthesis systems: an experimental study and a numerical technique to analyze design variants. Med Eng Phys. 2010;32(6):604-9. doi: 10.1016/j.medengphy.2010.02.006
 106. Bishop NE, Burton A, Maheson M, Morlock MM. Biomechanics of short hip endoprostheses--the risk of bone failure increases with decreasing implant size. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2010;25(7):666-74. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2010.04.013
 107. Streicher RM. Corrosion and fretting corrosion. A glossary [Internet]. Plochingen: CeramTec; c2013 [pristupljeno 07. 03. 2018.]. Dostupno na: https://www.ceramtec.com/files/mt_fundamentals-corrosion-and-fretting.pdf
 108. National Joint Registry (for England, Wales, Northern Ireland and the Isle of Man). Annual report 2017 [Internet]. Hemel Hempstead: National Joint Registry, c2017 [pristupljeno 07. 03. 2018.]. Dostupno na: <http://www.njrreports.org.uk/Portals/0/PDFdownloads/NJR%2014th%20Annual%20Report%202017.pdf>
 109. Pivec R, Johnson AJ, Mears SC, Mont MA. Hip arthroplasty. Lancet. 2012;380(9855):1768-77. doi: 10.1016/S0140-6736(12)60607-2

110. Registro Italiano ArthroProtesi. Quarto Report, Roma 2017 [Internet]. Rome (Italy): Istituto Superiore di Sanità; c2017 [pristupljeno 07. 03. 2018.]. Dostupno na: http://www.iss.it/binary/riap2/cont/PSE_Volume_RIAP_2017.pdf
111. Harris WH. The problem is osteolysis. *Clin Orthop Relat Res.* 1995;(311):46-53.
112. Mall NA, Nunley RM, Zhu JJ, Maloney WJ, Barrack RL, Clohisy JC. The incidence of acetabular osteolysis in young patients with conventional versus highly crosslinked polyethylene. *Clin Orthop Relat Res.* 2011;469(2):372-81. doi: 10.1007/s11999-010-1518-y
113. Broomfield JA, Malak TT, Thomas GE, Palmer AJ, Taylor A, Glyn-Jones S. The relationship between polyethylene wear and periprosthetic osteolysis in total hip arthroplasty at 12 years in a randomized controlled trial cohort. *J Arthroplasty.* 2017;32(4):1186-91. doi: 10.1016/j.arth.2016.10.037
114. Willert HG, Bertram H, Buchhorn GH. Osteolysis in alloarthroplasty of the hip. The role of ultra-high molecular weight polyethylene wear particles. *Clin Orthop Relat Res.* 1990;(258):95-107.
115. Sundfeldt M, Carlsson LV, Johansson CB, Thomsen P, Gretzer C. Aseptic loosening, not only a question of wear: a review of different theories. *Acta Orthop.* 2006;77(2):177-97. doi: 10.1080/17453670610045902
116. Catelas I, Jacobs JJ. Biologic activity of wear particles. *Instr Course Lect.* 2010;59:3-16.
117. Brown TD, Lundberg HJ, Pedersen DR, Callaghan JJ. 2009 Nicolas Andry Award: clinical biomechanics of third body acceleration of total hip wear. *Clin Orthop Relat Res.* 2009;467(7):1885-97. doi: 10.1007/s11999-009-0854-2
118. Holt G, Murnaghan C, Reilly J, Meek RM. The biology of aseptic osteolysis. *Clin Orthop Relat Res.* 2007;460:240-52. doi: 10.1097/BLO.0b013e31804b4147
119. Doorn PF, Campbell PA, Worrall J, Benya PD, McKellop HA, Amstutz HC. Metal wear particle characterization from metal on metal total hip replacements: transmission electron microscopy study of periprosthetic tissues and isolated particles. *J Biomed Mater Res.* 1998;42(1):103-11. doi: 10.1002/(sici)1097-4636(199810)42:1<103::aid-jbm13>3.0.co;2-m
120. Hallab NJ, Jacobs JJ. Biologic effects of implant debris. *Bull NYU Hosp Jt Dis.* 2009;67(2):182-8.

121. Hatton A, Nevelos JE, Nevelos AA, Banks RE, Fisher J, Ingham E. Alumina-alumina artificial hip joints. Part I: a histological analysis and characterisation of wear debris by laser capture microdissection of tissues retrieved at revision. *Biomaterials*. 2002;23(16):3429-40. doi: 10.1016/s0142-9612(02)00047-9
122. Williams S, Butterfield M, Stewart T, Ingham E, Stone M, Fisher J. Wear and deformation of ceramic-on-polyethylene total hip replacements with joint laxity and swing phase microseparation. *Proc Inst Mech Eng H*. 2003;217(2):147-53. doi: 10.1243/09544110360579367
123. Nevelos JE, Ingham E, Doyle C, Nevelos AB, Fisher J. The influence of acetabular cup angle on the wear of „BIOLOX Forte“ alumina ceramic bearing couples in a hip joint simulator. *J Mater Sci Mater Med*. 2001;12(2):141-4. doi: 10.1023/a:1008970027306
124. Nevelos J, Ingham E, Doyle C, Streicher R, Nevelos A, Walter W, Fisher J. Microseparation of the centers of alumina-alumina artificial hip joints during simulator testing produces clinically relevant wear rates and patterns. *J Arthroplasty*. 2000;15(6):793-5. doi: 10.1054/arth.2000.8100
125. Al-Hajjar M, Leslie IJ, Tipper J, Williams S, Fisher J, Jennings LM. Effect of cup inclination angle during microseparation and rim loading on the wear of BIOLOX® delta ceramic-on-ceramic total hip replacement. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2010;95(2):263-8. doi: 10.1002/jbm.b.31708
126. Stewart TD, Tipper JL, Insley G, Streicher RM, Ingham E, Fisher J. Long-term wear of ceramic matrix composite materials for hip prostheses under severe swing phase microseparation. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2003;66(2):567-73. doi: 10.1002/jbm.b.10035
127. Nevelos JE, Prudhommeaux F, Hamadouche M, Doyle C, Ingham E, Meunier A, i sur. Comparative analysis of two different types of alumina-alumina hip prosthesis retrieved for aseptic loosening. *J Bone Joint Surg Br*. 2001;83(4):598-603.
128. Mak MM, Besong AA, Jin ZM, Fisher J. Effect of microseparation on contact mechanics in ceramic-on-ceramic hip joint replacements. *Proc Inst Mech Eng H*. 2002;216(6):403-8. doi: 10.1243/095441102321032193
129. Brown C, Williams S, Tipper JL, Fisher J, Ingham E. Characterisation of wear particles produced by metal on metal and ceramic on metal hip prostheses

- under standard and microseparation simulation. *J Mater Sci Mater Med.* 2007;18(5):819-27. doi: 10.1007/s10856-006-0015-z
130. Williams S, Schepers A, Isaac G, Hardaker C, Ingham E, van der Jagt D, i sur. The 2007 Otto Aufranc Award. Ceramic-on-metal hip arthroplasties: a comparative in vitro and in vivo study. *Clin Orthop Relat Res.* 2007;465:23-32. doi: 10.1097/BLO.0b013e31814da946
131. Stewart T, Tipper J, Streicher R, Ingham E, Fisher J. Long-term wear of HIPed alumina on alumina bearings for THR under microseparation conditions. *J Mater Sci Mater Med.* 2001;12(10-12):1053-6. doi: 10.1023/a:1012802308636
132. Sychterz CJ, Engh CA Jr, Yang A, Engh CA. Analysis of temporal wear patterns of porous-coated acetabular components: distinguishing between true wear and so-called bedding-in. *J Bone Joint Surg Am.* 1999;81(6):821-30. doi: 10.2106/00004623-199906000-00009
133. Shaver SM, Brown TD, Hillis SL, Callaghan JJ. Digital edge-detection measurement of polyethylene wear after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 1997;79(5):690-700. doi: 10.2106/00004623-199705000-00008
134. Sychterz CJ, Engh CA Jr, Swope SW, McNulty DE, Engh CA. Analysis of prosthetic femoral heads retrieved at autopsy. *Clin Orthop Relat Res.* 1999;(358):223-34.
135. Stilling M. Polyethylene wear analysis. *Acta Orthop Suppl.* 2009;80(337):1-74. doi: 10.3109/17453670903420819
136. Stilling M, Larsen K, Andersen NT, Søballe K, Kold S, Rahbek O. The final follow-up plain radiograph is sufficient for clinical evaluation of polyethylene wear in total hip arthroplasty. A study of validity and reliability. *Acta Orthop.* 2010;81(5):570-8. doi: 10.3109/17453674.2010.506632
137. Wroblewski BM. Direction and rate of socket wear in Charnley low-friction arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br.* 1985;67(5):757-61. doi: 10.1302/0301-620X.67B5.4055876
138. Yamaguchi M, Bauer TW, Hashimoto Y. Three-dimensional analysis of multiple wear vectors in retrieved acetabular cups. *J Bone Joint Surg Am.* 1997;79(10):1539-44. doi: 10.2106/00004623-199710000-00011

139. Yamaguchi M, Hashimoto Y, Akisue T, Bauer TW. Polyethylene wear vector in vivo: a three-dimensional analysis using retrieved acetabular components and radiographs. *J Orthop Res.* 1999;17(5):695-702. doi: 10.1002/jor.1100170511
140. Börlin N, Thien T, Kärrholm J. The precision of radiostereometric measurements. Manual vs. digital measurements. *J Biomech.* 2002;35(1):69-79. doi: 10.1016/s0021-9290(01)00162-2
141. Bragdon CR, Malchau H, Yuan X, Perinchief R, Kärrholm J, Börlin N, i sur. Experimental assessment of precision and accuracy of radiostereometric analysis for the determination of polyethylene wear in a total hip replacement model. *J Orthop Res.* 2002;20(4):688-95. doi: 10.1016/S0736-0266(01)00171-1
142. Börlin N, Röhrli SM, Bragdon CR. RSA wear measurements with or without markers in total hip arthroplasty. *J Biomech.* 2006;39(9):1641-50. doi: 10.1016/j.jbiomech.2005.05.004
143. Bragdon CR, Thanner J, Greene ME, Malchau H, Digas G, Harris WH, i sur. Standing versus supine radiographs in RSA evaluation of femoral head penetration. *Clin Orthop Relat Res.* 2006;448:46-51. doi: 10.1097/01.blo.0000224012.50292.67
144. Martell JM, Berdia S. Determination of polyethylene wear in total hip replacements with use of digital radiographs. *J Bone Joint Surg Am.* 1997;79(11):1635-41. doi: 10.2106/00004623-199711000-00004
145. Bragdon CR, Martell JM, Greene ME, Estok DM 2nd, Thanner J, Kärrholm J, i sur. Comparison of femoral head penetration using RSA and the Martell method. *Clin Orthop Relat Res.* 2006;448:52-7. doi: 10.1097/01.blo.0000224018.88410.83
146. Devane PA, Bourne RB, Rorabeck CH, Hardie RM, Horne JG. Measurement of polyethylene wear in metal-backed acetabular cups. I. Three-dimensional technique. *Clin Orthop Relat Res.* 1995;(319):303-16.
147. Devane PA, Bourne RB, Rorabeck CH, MacDonald S, Robinson EJ. Measurement of polyethylene wear in metal-backed acetabular cups. II. Clinical application. *Clin Orthop Relat Res.* 1995;(319):317-26.

148. Devane PA, Horne JG. Assessment of polyethylene wear in total hip replacement. *Clin Orthop Relat Res.* 1999;(369):59-72. doi: 10.1097/00003086-199912000-00007
149. Martell JM, Verner JJ, Incavo SJ. Clinical performance of a highly cross-linked polyethylene at two years in total hip arthroplasty: a randomized prospective trial. *J Arthroplasty.* 2003;18(7 Suppl 1):55-9. doi: 10.1016/s0883-5403(03)00341-3
150. Manning DW, Chiang PP, Martell JM, Galante JO, Harris WH. In vivo comparative wear study of traditional and highly cross-linked polyethylene in total hip arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2005;20(7):880-6. doi: 10.1016/j.arth.2005.03.033
151. Bragdon CR, Barrett S, Martell JM, Greene ME, Malchau H, Harris WH. Steady-state penetration rates of electron beam-irradiated, highly cross-linked polyethylene at an average 45-month follow-up. *J Arthroplasty.* 2006;21(7):935-43. doi: 10.1016/j.arth.2006.01.006
152. Barrack RL, Lavernia C, Szuszczewicz ES, Sawhney J. Radiographic wear measurements in a cementless metal-backed modular cobalt-chromium acetabular component. *J Arthroplasty.* 2001;16(7):820-8. doi: 10.1054/arth.2001.26589
153. Charnley JC, Halley DK. Rate of wear in total hip replacement. *Clin Orthop Relat Res.* 1975;(112):170-9.
154. Livermore J, Ilstrup D, Morrey B. Effect of femoral head size on wear of the polyethylene acetabular component. *J Bone Joint Surg Am.* 1990;72(4):518-28.
155. Dorr LD, Wan Z. Comparative results of a distal modular sleeve, circumferential coating, and stiffness relief using the Anatomic Porous Replacement II. *J Arthroplasty.* 1996;11(4):419-28. doi: 10.1016/s0883-5403(96)80032-5
156. Lee GC, Lee SH, Kang SW, Park HS, Jo S. Accuracy of planar anteversion measurements using anteroposterior radiographs. *BMC Musculoskelet Disord.* 2019;20(1):586. doi: 10.1186/s12891-019-2979-0
157. Kumar N, Arora GN, Datta B. Bearing surfaces in hip replacement - Evolution and likely future. *Med J Armed Forces India.* 2014;70(4):371-76. doi: 10.1016/j.mjafi.2014.04.015

158. Wang W, Ouyang Y, Poh CK. Orthopaedic implant technology: biomaterials from past to future. *Ann Acad Med Singapore*. 2011;40(5):237-44.
159. Shah N, Porter M. Evolution of cemented stems. *Orthopedics*. 2005;28(8 Suppl):s819-25.
160. Callaghan JJ, Brown TD. Back to the future: evolution in hip design. *Orthopedics* 1998;21:1007-8. doi: 10.3928/0147-7447-20050802-04
161. Kurtz S, Ong K, Lau E, Mowat F, Halpern M. Projections of primary and revision hip and knee arthroplasty in the United States from 2005 to 2030. *J Bone Joint Surg Am*. 2007;89(4):780-5. doi: 10.2106/JBJS.F.00222
162. Karachalios T, Komnos G, Koutalos A. Total hip arthroplasty: survival and modes of failure. *EFORT Open Rev*. 2018;3(5):232-9. doi: 10.1302/2058-5241.3.170068
163. Liu KL, Wu WT, Wang JH, Yu TC, Wen SH, Chen IH. When and how do prosthetic hips fail after total hip arthroplasties? A retrospective study. *J Formos Med Assoc*. 2016;115(9):786-93. doi: 10.1016/j.jfma.2015.07.014
164. Prokopetz JJ, Losina E, Bliss RL, Wright J, Baron JA, Katz JN. Risk factors for revision of primary total hip arthroplasty: a systematic review. *BMC Musculoskelet Disord*. 2012;13:251. doi: 10.1186/1471-2474-13-251
165. Cherian JJ, Jauregui JJ, Banerjee S, Pierce T, Mont MA. What host factors affect aseptic loosening after THA and TKA? *Clin Orthop Relat Res*. 2015;473(8):2700-9. doi: 10.1007/s11999-015-4220-2
166. Schwartz FH, Lange J. Factors that affect outcome following total joint arthroplasty: a review of the recent literature. *Curr Rev Musculoskelet Med*. 2017;10(3):346-55. doi: 10.1007/s12178-017-9421-8
167. Wejkner B, Stenport J. Charnley total hip arthroplasty. A ten- to 14-year follow-up study. *Clin Orthop Relat Res*. 1988;(231):113-9.
168. Bourne RB, Maloney WJ, Wright JG. An AOA critical issue. The outcome of the outcomes movement. *J Bone Joint Surg Am*. 2004;86(3):633-40. doi: 10.2106/00004623-200403000-00026
169. Ong KL, Mowat FS, Chan N, Lau E, Halpern MT, Kurtz SM. Economic burden of revision hip and knee arthroplasty in Medicare enrollees. *Clin Orthop Relat Res*. 2006;446:22-8. doi: 10.1097/01.blo.0000214439.95268.59

170. Ulrich SD, Seyler TM, Bennett D, Delanois RE, Saleh KJ, Thongtrangan I, i sur. Total hip arthroplasties: what are the reasons for revision? *Int Orthop.* 2008;32(5):597-604. doi: 10.1007/s00264-007-0364-3
171. Matthews JB, Green TR, Stone MH, Wroblewski BM, Fisher J, Ingham E. Comparison of the response of primary human peripheral blood mononuclear phagocytes from different donors to challenge with model polyethylene particles of known size and dose. *Biomaterials.* 2000;21(20):2033-44. doi: 10.1016/s0142-9612(00)00089-2
172. Fisher J, Chan KL, Hailey JL, Shaw D, Stone M. Preliminary study of the effect of aging following irradiation on the wear of ultrahigh-molecular-weight polyethylene. *J Arthroplasty.* 1995;10(5):689-92. doi: 10.1016/s0883-5403(05)80217-7
173. Besong AA, Tipper JL, Ingham E, Stone MH, Wroblewski BM, Fisher J. Quantitative comparison of wear debris from UHMWPE that has and has not been sterilised by gamma irradiation. *J Bone Joint Surg Br.* 1998;80(2):340-4. doi: 10.1302/0301-620x.80b2.8234
174. Bicanic G, Delimar D, Delimar M, Pecina M. Influence of the acetabular cup position on hip load during arthroplasty in hip dysplasia. *Int Orthop.* 2009;33(2):397-402. doi: 10.1007/s00264-008-0683-z
175. Schmalzried TP, Guttman D, Grecula M, Amstutz HC. The relationship between the design, position, and articular wear of acetabular components inserted without cement and the development of pelvic osteolysis. *J Bone Joint Surg Am.* 1994;76(5):677-88. doi: 10.2106/00004623-199405000-00008
176. Wan Z, Boutary M, Dorr LD. The influence of acetabular component position on wear in total hip arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2008;23(1):51-6. doi: 10.1016/j.arth.2007.06.00
177. Ranawat CS, Dorr LD, Inglis AE. Total hip arthroplasty in protrusio acetabuli of rheumatoid arthritis. *J Bone Joint Surg Am.* 1980;62(7):1059-65.
178. Schmalzried TP, Shepherd EF, Dorey FJ, Jackson WO, dela Rosa M, Fa'vae F, i sur. The John Charnley Award. Wear is a function of use, not time. *Clin Orthop Relat Res.* 2000;(381):36-46. doi: 10.1097/00003086-200012000-00005
179. Bjørgul K, Novicoff WM, Andersen ST, Brevig K, Thu F, Wiig M, i sur. No differences in outcomes between cemented and uncemented acetabular

- components after 12-14 years: results from a randomized controlled trial comparing Duraloc with Charnley cups. *J Orthop Traumatol.* 2010;11(1):37-45. doi: 10.1007/s10195-010-0082-2
180. Corten K, Bourne RB, Charron KD, Au K, Rorabeck CH. What works best, a cemented or cementless primary total hip arthroplasty?: minimum 17-year followup of a randomized controlled trial. *Clin Orthop Relat Res.* 2011;469(1):209-17. doi: 10.1007/s11999-010-1459-5
181. Sabalić S, Vidović D, Babić S, Ćuti T, Gajski D, Rotim K, i sur. The Croatian health insurance fund does not recognize differences in the cost of different treatments for revision total hip arthroplasty. *Acta Clin Croat.* 2020;59(4):667-71. doi: 10.20471/acc.2020.59.04.13
182. Kampa RJ, Hacker A, Griffiths E, Rosson JW. In vivo polyethylene wear of bilateral total hip replacements - cemented versus uncemented modular sockets. *Hip Int.* 2010;20(4):447-52. doi: 10.1177/112070001002000406
183. Bjerkholt H, Høvik O, Reikerås O. Direct comparison of polyethylene wear in cemented and uncemented acetabular cups. *J Orthop Traumatol.* 2010;11(3):155-8. doi: 10.1007/s10195-010-0104-0
184. De la Torre B, Barrios L, De la Torre-Mosquera J, Bujan J, Ortega MA, González-Bravo C. Analysis of the risk of wear on cemented and uncemented polyethylene liners according to different variables in hip arthroplasty. *Materials (Basel).* 2021;14(23):7243. doi: 10.3390/ma14237243
185. Heller MO, Schröder JH, Matziolis G, Sharenkov A, Taylor WR, Perka C, i sur. Muskuloskeletale Belastungsanalysen. Biomechanische Erklärung klinischer Resultate – und mehr? [Musculoskeletal load analysis. A biomechanical explanation for clinical results--and more?]. *Orthopade.* 2007;36(3):188,190-4. doi: 10.1007/s00132-007-1054-y
186. Kennedy JG, Rogers WB, Soffe KE, Sullivan RJ, Griffen DG, Sheehan LJ. Effect of acetabular component orientation on recurrent dislocation, pelvic osteolysis, polyethylene wear and component migration. *J Arthroplasty.* 1998;13(5):530-4. doi: 10.1016/s0883-5403(98)90052-3
187. Del Schutte H, Lipman AJ, Bannar SM, Livermore JT, Ilstrup D, Morrey BF. Effects of acetabular abduction on cup wear rates in total hip arthroplasty. *J Arthroplasty.* 1998;13(6):621-6. doi: 10.1016/s0883-5403(98)80003-x

188. Gallo J, Havranek V, Zapletalova J. Risk factors for accelerated polyethylene wear and osteolysis in ABG I total hip arthroplasty. *Int Orthop*. 2010;34(1):19-26. doi: 10.1007/s00264-009-0731-3
189. Wroblewski BM, Siney PD, Fleming PA. Wear of the cup in the Charnley LFA in the young patient. *J Bone Joint Surg Br*. 2004;86(4):498-503.

11. ŽIVOTOPIS

Rođen sam 8. kolovoza 1977. godine u Zagrebu. Osnovu školu Nikole Tesle pohađao sam od 1984. do 1991., a srednju školu, prirodoslovno-matematičku Gimnaziju Lucijana Vranjanina, od 1991. do 1995. Godine 1995. upisao sam Medicinski fakultet Sveučilišta u Zagrebu koji sam završio 2001. te sam stekao zvanje doktor medicine. Nakon završenog fakulteta pripravnički staž odradio sam u Domu zdravlja Centar te sam 2002. položio državni ispit. Godine 2004. započeo sam specijalizaciju iz ortopedije u Kliničkoj bolnici Dubrava. Godine 2002. upisao sam poslijediplomski znanstveni studij na Prirodoslovno-matematičkom fakultetu Sveučilišta u Zagrebu gdje sam, uspješno obranivši magistarski rad pod naslovom *Anatomska kolebanja i radiološki pokazatelji u adolescenata s idiopatskom skoliozom*, 2008. godine stekao akademski stupanj magistra znanosti. U veljači 2009. položio sam specijalistički ispit iz ortopedije i stekao naslov specijalist ortoped. Od 2010. godine predavač sam i mentor studentima na Zdravstvenom veleučilištu u Zagrebu. Od 2011. godine mijenjam ustanovu zaposlenja i od tada sam kao specijalist ortoped zaposlen u Klinici za ortopediju KBC-a Zagreb i Medicinskog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu. Od 2016. asistent sam na Katedri za ortopediju Medicinskog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu. Godine 2020. priznate su mi dvije subspecijalizacije, jedna iz dječje ortopedije i druga iz traumatologije lokomotornog sustava. Do sada sam, u sklopu stručnog usavršavanja, završio brojne tečajeve, a kao predavač i pozvani predavač sudjelovao sam na tečajevima, simpozijima, domaćim i međunarodnim kongresima. Dugogodišnji sam predsjednik Hrvatske udruge zdravstvenih djelatnika u košarci, stalni sam sudski vještak za područje ortopedije i traumatologije. Član sam Hrvatske liječničke komore, Hrvatskoga liječničkog zbora, Hrvatskoga vertebrološkog društva, Hrvatskog društva za dječju ortopediju i Hrvatskog udruženja ortopeda i traumatologa. Kao autor ili koautor napisao sam više znanstvenih, stručnih i preglednih radova objavljenih u časopisima u zemlji i inozemstvu, a koautor sam i poglavlja u knjigama. Oženjen sam i otac petero djece.