

GEOMETRIJA ZGLOBA KUKA: METODOLOGIJA I SMJERNICE

DRAGO GAŠPAR i TOMISLAV CRNKOVIĆ¹

Odjel traumatologije i ¹Odjel ortopedije, Opća županijska bolnica Požega, Požega, Hrvatska

Prijelom zgloba kuka značajan je osobni, obiteljski i zdravstveni problem osoba starijih od 65 godina. U prvoj godini nakon prijeloma umire i do 30% ozlijeđenih, a oko 50% ih više ne postiže prijašnji stupanj neovisnosti u obavljanju svakodnevnih aktivnosti. Procjenjuje se da će kroz idućih 30 godina u svijetu biti oko 6 milijuna prijeloma zgloba kuka na godišnjoj razini, što je oko četiri puta više od današnjeg broja. Dosadašnja istraživanja koja su za cilj imala predviđanje prijeloma zgloba kuka na temelju njegove geometrije pokazala su da je ona neovisna varijabla od mineralne gustoće kostiju. U tom smislu geometrija kuka također je kao mjera predviđanja rezistentnija od različitih drugih čimbenika koji utječu na mineralnu gustoću kostiju, a njene promjene tijekom životnog vijeka mnogo su sporije. Specifičnost i osjetljivost geometrije kuka u predviđanju prijeloma visoka je i prihvatljiva u rezultatima istraživanja većine autora. U ovom preglednom članku prikazujemo dosadašnja relevantna saznanja o mjerama te čimbenicima koji određuju geometriju kuka kao i opće prihvaćene načine slikovnih metoda prikaza zgloba kuka. Usporedili smo i metodologiju jedanaest nasumično odabranih radova predviđanja prijeloma kuka na temelju njegove geometrije. Ukazujemo na potrebu daljnjeg usavršavanja metodologije i ujednačenijeg odabira pacijenata radi veće konzistentnosti u budućim istraživanjima. Geometrija zgloba kuka do sada se pokazala korisnim dijagnostičkim instrumentom, ali na ovom području ima i dalje prostora za poboljšanje.

Ključne riječi: zglob kuka, prijelom, geometrija, metodologija

Adresa za dopisivanje: Drago Gašpar, dr. med.
 Odjel traumatologije
 Opća županijska bolnica Požega
 Osječka 107
 34000 Požega, Hrvatska
 Tel: +385 34 254407; faks: +385 34 271713
 E-pošta: gaspar.drago@gmail.com

UVOD

Prijelom zgloba kuka značajan je osobni, obiteljski i javno-zdravstveni problem koji narušava kvalitetu života pacijenta i njegove obitelji te povećava troškove zdravstvenog sustava (1-3). Smrtnost zbog prijeloma kuka kreće se u rasponu od 20% do 36% u prvih godinu dana od zadobivene ozljede (2-4). Oko 50% pacijenata s prijelomom zgloba kuka više ne postiže niti približno funkcionalno stanje kretanja i opće fizičke aktivnosti (odnosno stupanj ADL - Katz ljestvice - ljestvica kojom se procjenjuje stupanj neovisnosti pacijenta u obavljanju jednostavnih dnevnih aktivnosti) koju su imali prije prijeloma (1-4). Oko 95% prijeloma zgloba kuka posljedica je pada. Oko 25% do 30% pacijenata starijih od 65 godina života padne barem jedanput godišnje, a na oko pet padova u navedenoj dobi javlja se po jedan prijelom (5). Pacijenti s prijelomom zgloba kuka zauzimaju od 25% do 50% odjelnih kapaciteta traumatoloških odjela općih bolnica (1,5,6). Go-

dišnje, na svjetskoj razini, oko 1.700.000 osoba zadobije prijelom zgloba kuka (1-3) pa se procjenjuje da će se za narednih 30 godina taj broj povećati na 6.500.000 osoba (4, 5, 6, 7). Procjena godišnjih troškova liječenja za 340 000 prijeloma zgloba kuka u SAD je od 10 do 14 milijardi dolara (4-7). Svi prethodno navedeni podaci dobar su razlog za preventivno dijagnosticiranje osoba s rizikom za prijelom zgloba kuka. Procjena rizika prijeloma zgloba kuka temeljem njegove geometrije s podatkom o mineralnoj gustoći kosti (engl. *bone mineral density*, BMD) ili bez tog podatka pokazala su se u navedenoj procjeni korisnim instrumentom s obzirom na stupanj osjetljivosti i specifičnosti (8-25).

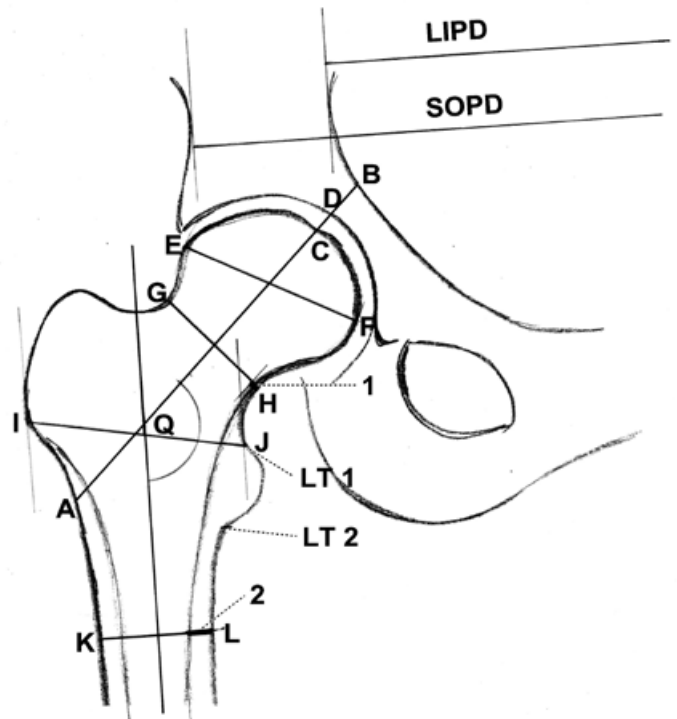
PREGLED LITERATURE

Otpornost zgloba kuka prema novonastaloj sili prilikom udarca u bok, pri padu na stranu, ovisi o samoj

veličini sile udara, ali i o geometriji kuka te o mineralnoj gustoći kostiju (engl. *bone mineral density*, BMD). Geometrija zgloba kuka određuje put novonastale sile udara od točke udarca do mjesta prijeloma i predstavlja neovisnu varijablu od BMD (8-25). BMD je kao varijabla otpornosti kuka podložnija utjecaju različitih čimbenika i brzom promjeni, dok je geometrija zgloba kuka u tom smislu otpornija (10-14). Do promjena u BMD može doći zbog endokrinoloških bolesti (npr. dijabetes melitus, hipertireoza), hormonalnog nadomjesnog liječenja, gladovanja i neuravnotežene prehrane te dugotrajne imobilizacije (26-31).

Uvidom u literaturu i analizom niza radova koji proučavaju geometriju zgloba kuka radi predviđanja njegova prijeloma, uočili smo sljedeće najčešće korištene mjere geometrije kukova (sl. 1):

- a) HAL (*hip axis length*)- dužina koja ide od lateralnog ruba velikog trohantera, sredinom vrata bedrene kosti do unutarnjeg ruba zdjelice. Faulkner i sur. (8) povezali su duži HAL s većim rizikom prijeloma zgloba kuka, što su potvrdili i ostali autori (9-14, 16-25), međutim neki pak nalaze kraći HAL kao rizik za prijelom zgloba kuka (32, 33).
- b) FAL (*femoral axis length*)- skraćeni je HAL za dužinu intraartikularnog prostora zgloba kuka i acetabuluma. U literaturi postoji više dvojbi o značajnoj povezanosti dužine FAL te rizika prijeloma od dužine HAL (34-36). Međutim, činjenice ukazuju da je dužina FAL statistički značajno veća u skupini pacijenata s prijelomom trohanterne regije u odnosu na skupinu s prijelomom vrata bedrene kosti (37-39).
- c) Q kut- kolodijafizni kut je kut što zatvaraju osovina vrata (po dužini HAL /FAL) i osovina dijafize bedrene kosti. Normalne vrijednosti ovoga kuta su od 120°-135° (40). Ovaj kut je statistički značajnije veći u skupini pacijenata s prijelomom (17,19,23,33,41), a naglašena je i različitost u skupini s prijelomom vrata bedrene kosti od skupine s prijelomom trohanterne regije (42,43). Općenito, povećani Q kut povezan je sa smanjenom koštanom otpornošću (44,45).
- d) FNW (*femoral neck width*) je širina na najužem dijelu vrata bedrene kosti. Dokazano je da je vrat širi u skupini pacijenata s prijelomom vrata bedrene kosti, podjednako i u muških i ženskih pacijenata (19, 23, 33, 37, 46). Međutim, u radovima drugih autora ova mjera geometrije kuka je ili uža u toj skupini (47) ili nema statističke značajnosti razlike između te i kontrolne skupine ispitanika (48). Veličina ove mjere je podložna životnoj dobi, visini, težini, endokrinom statusu i rasnoj pripadnosti, ali ovisi i o drugim mjerama geometrije kuka (17,19, 41,49-51). Ovaj bi nalaz mogao objasniti navedene suprotnosti glede širine vrata u skupini pacijenata s prijelomom vrata bedrene kosti.



Sl. 1. Najčešće korištene mjere geometrije kuka: HAL (*hip axis length*) - dužina od lateralnog ruba velikog trohantera (A), sredinom vrata bedrene kosti do unutarnjeg ruba zdjelice (B); FAL (*femoral axis length*) - skraćeni je HAL za dužinu intraartikularnog prostora zgloba kuka i acetabuluma (A-C); AW (*acetabular width*) širina zdjelice izmjerena u produžetku osovine vrata (B-D); promjer glave bedene kosti (E-F); FNW (*femoral neck width*) - širina najužeg dijela vrata bedrene kosti (G-H); TW - širina trohanterne regije (I-J); LT1 - gornji rub malog trohantera; LT2 - donji rub malog trohantera; promjer dijafize bedrene kosti mjerjen tri cm ispod donjeg ruba malog trohantera (K-L); 1 - debljina kortikalisa vrata bedrene kosti; 2 - debljina kortikalisa dijafize bedrene kosti; LIPD - najveći unutarnji promjer zdjelice; SOPD - najmanji vanjski promjer zdjelice; Q - kolodijafizni kut.

- e) AW (*acetabular width*) acetabularna širina je širina zdjelice izmjerena u produžetku osovine vrata, te je dio HAL- a umanjeno za FAL i intraartikularni prostor zgloba kuka. Vrijednost joj je statistički značajnije veća u skupini pacijenata s prijelomom vrata bedrene kosti od skupine s prijelomom trohanterne regije (39, 52).

Manje upotrebljavane mjere geometrije zgloba kuka koje smo našli u radovima drugih autora, a koje se značajno razlikuju između skupine pacijenata s prijelomom zgloba kuka i kontrolne skupine pacijenata jesu: promjer glave bedrene kosti, debljina kortikalisa dijafize i vrata bedrene kosti, širina trohanterne regije (TW), vanjski najmanji i unutrašnji najveći promjer zdjelice (sl. 1) (17, 44, 45, 52-54).

METODE SLIKOVNOG PRIKAZA GEOMETRIJE ZGLOBA KUKA U PROCJENI RIZIKA PRIJELOMA

Radiogram

Phillips i sur. (55) su među prvima 1975. godine objavili istraživanje u kojem su proučavali geometriju zgloba kuka iz radiograma. Ova slikovna metoda i dalje je najčešća metoda prikaza kukova. Njene prednosti nalazimo u niskoj cijeni izrade, lakoj dostupnosti opreme, malim dozama zračenja kojima su izloženi pacijenti i osoblje. Ova metoda omogućava prikaz debljine kortikalisa i dimenzije zdjelice što nije moguće denzitometrijom (17,19,21,56).

Denzitometrija (Dual-energy x-ray absorptiometry, DXA)

Koristi se u prikazivanju geometrije zgloba kuka u radovima osamdesetih godina i njome se može odrediti centar glave, osovina vrata i dijafize bedrene kosti. U obje ove metode prikaza od velike je važnosti položaj pacijenta. U tom smislu radiogram zdjelice puno je osjetljiviji na položaj samog pacijenta od denzitometrije zgloba kuka (24, 56). Upravo radi toga preporuča se "Bristol" položaj pacijenta za klasične radiograme (57). Naime, dokazano je da taj položaj daje najcjelovitiji prikaz vrata bedrene kosti i intertrohanterne regije. Pacijent leži na leđima sa zdjelicom i nogama u istoj ravnini, pete su odmaknute za dužinu stopala, a palčevi spojeni, odnosno donji ekstremiteti su u unutarnjoj rotaciji od 15 do 30 stupnjeva prema zamišljenoj sagitalnoj ravnini, dok je cijev RTG aparata pozicionirana na udaljenosti 100 cm od simfize. Ovaj položaj pacijenta najbolje prikazuje vrat bedrene kosti i mnogi istraživači geometrije zgloba kuka u svojim radovima koriste upravo taj položaj (8,13,14,17,21,45,47,52,53).

Kompjuterizirana tomografija (CT) i magnetska rezonancija (MR)

CT i MR daju mogućnost prikaza zgloba kuka u tri dimenzije, međutim CT može imati dodatnu korist u volumetrijskim izmjerama, ali zbog cijene pretrage i slabije rezolucije od klasičnog radiograma u istraživanju geometrije kuka ne koristi se rutinski, a osim toga i pacijenti su izloženi visokim dozama zračenja (58,59).

Računalni programi određivanja otpornosti kuka kombinacijom geometrije kosti i BMD-a

Sredinom osamdesetih godina razvijeni su računalni programi, kojima se mjeri otpornost kostiju kombini-

rajući izmjerenu geometriju zgloba kuka i BMD, što može biti koristan podatak u predviđanju prijeloma, ali ova tehnika prikaza otpornosti kuka nije se održala u svakodnevnoj upotrebi radi slabe reproducibilnosti (60). U osnovi, takvi programi određuju sljedeće faktore: rizik nastanka prijeloma vrata bedrene kosti pri hodu (*SF- safety risk*), rizik nastanka prijeloma prilikom djelovanja sile pri padu i udarcu na veliki trohanter (*FI-fall index*), ukupnu kompresivnu silu na najslabijoj točki stvorena pri hodu ili padu (*C stress - total compressive stress*), koštana mjera otpornosti zbog savijanja (*CSMI - cross-section moment of inertia*) (61).

ČIMBENICI KOJI ODREĐUJU GEOMETRIJU ZGLOBA KUKA

Geometrija zgloba kuka definira se tijekom djetinjstva pod utjecajem niza čimbenika. Nakon 15. godine života mjere geometrije kukova su iste kao i u odrasloj dobi, ali je geometrija kukova i u kasnijoj životnoj dobi podložna promjenama na koje mogu utjecati različiti faktori.

Životna dob i proces starenja

Tijekom djetinjstva geometrija zgloba kuka prolazi intenzivne promjene sve do oko 15. godine života, kada te mjere mlade osobe dosegnu vrednosti za odraslu dob (30,62).

Dijete do godine dana života ima kolodijafizni kut do 146°, ali početkom težinskog opterećenja odnosno hoda, taj se kut smanjuje do 136° u petoj godini života (63, 64). Starenjem dolazi do povećanja širine dijafize i širine vrata bedrene kosti uz progresivno razrijeđenje koštane strukture te posljedično smanjenje mehaničke otpornosti (65). Sa starenjem i uz deficit hormona estrogena, osobito u osoba ženskog spola, postoji sklonost gubljenju koštanog tkiva. Smanjuje se udio čvrste kortikalne kosti, a povećava udio trabekularne pa se posljedično kvocijent kortikalne/trabekularne kosti smanjuje (19, 66). Smanjivanjem debljine kortikalisa procesom starenja, zahvaljujući periostalnoj reakciji, duge kosti se šire te tako povećavaju mehaničku nosivost. U intrakapsularnom prostoru zgloba kuka nije zabilježena ova kompenzacijska reakcija (67-69).

Težina i visina

Dobro je poznata i utvrđena činjenica da krupnija tjelesna građa čovjeka ima i veće mjere geometrije zgloba kuka, ali i veći BMD te posljedično tome smanjeni rizik nastanka prijeloma (70,71). Istraživanjima je do-

kazano da u osoba ženskog spola gubitkom više od 5% tjelesne težine dolazi do smanjenja debljine kortikalisa vrata bedrene kosti što dovodi do povećane lomljivosti (49, 61).

Fizička aktivnost

Već u ranom djetinjstvu početkom hodanja i opterećenja kukova mijenja se geometrija zgloba kuka. Zanimljiv je rad Andersona i sur. (40) koji su istraživali kolodijafizni kut moderne, srednjovjekovne i predhistorijske populacije. Zaključili su da od populacije sakupljača hrane u stalnom hodu i stalnog opterećenja kukova težinom tijela i dodatnim teškim nosivim opterećenjem, do pretežno sjedeće, slabo tjelesno aktivne današnje urbane populacije, kolodijafizni kut biva sve veći. Nadalje, prema stupnju fizičke aktivnosti prilagodba u kortikalnoj kosti događa se mnogo sporije nego u spongioznoj kosti (71,72). S obzirom na odnos kortikalne i spongiozne kosti, vrat bedrene kosti sastoji se od 75% spongiozne i 25% kortikalne kosti, a trohanterna regija od do 90% spongiozne te 10% kortikalne kosti (39). Prema tome, za očekivanje je da fizička aktivnost više modificira geometriju trohanterne regije nego geometriju vrata bedrene kosti.

Spol

Looker i sur. (74) našli su veću otpornost proksimalnog okrajka bedrene kosti u osoba muškog spola na savijanje i torzijske sile od osoba ženskog spola nakon korekcije veličine tijela. Obrazloženje nalaze u debljoj kortikalnoj kosti vrata i dijafize natkoljениčne kosti. Veličina HAL je podjednaka i u skupini s prijelomom i kontrolnoj skupini muškaraca (68) za razliku od žena gdje je HAL značajno veći u skupini s prijelomom (8,12-14,16-26). Navedene razlike očito su posljedica različitog hormonskog statusa muškaraca i žena (68).

Estrogeni

Poznato je da estrogena terapija smanjuje koštani gubitak te smanjuje rizik prijeloma zgloba kuka (75,76). Zanimljivo je istraživanje Becka i sur. (61) koji su našli deblji kortikalni vrat i dijafize bedrene kosti te povećanu otpornost na savijanje i torziju u skupini žena starijih od 65 godina, stalnih korisnika estrogene terapije u odnosu na skupine koje ne koriste ili povremeno koriste estrogenu terapiju. I drugi farmaceutski pripravci i prehrana mogu utjecati na čvrstoću kuka promjenom BMD-a (25-27,29).

Rasa

Osobe ženskog spola crne rase imaju veću koštanu masu, deblji kortikalni vrat i dijafize bedrene kosti, kraću dužinu HAL-a i manju intertrohanternu širinu, zatim duži femur s užim medularnim kanalom što dovodi do veće čvrstoće i veće otpornosti zgloba kuka na prijelom u odnosu na osobe ženskog spola bijele rase podjednake dobi (77,78). Nakamura i sur. (79) našli su manju koštanu masu vrata bedrene kosti osoba ženskog spola japanskog podrijetla, ali otpornost kuka na prijelom imaju 40% veću od osoba ženskog spola bijele rase. Osobe ženskog spola japanskog podrijetla također imaju za gotovo 50% nižu incidenciju prijeloma zgloba kuka od osoba ženskog spola bijele rase iako imaju niži BMD. Objašnjenje za taj nalaz nalaze u kraćem HAL-u i manjem kolodijafiznom kutu osoba ženskog spola japanskog podrijetla (78). Također, i drugi autori nalaze razlike u različitim etničkim skupinama (77, 80, 81).

Geni

Istraživanja pokazuju da je između 50% i 80% dužine HAL-a određeno naslijeđivanjem (30, 82). Majčinska anamneza prijeloma zgloba kuka dobar je prediktor prijeloma neovisno o BMD (30).

Kvaliteta djetinjstva

Javaid i sur. (83) u istraživanju ističu da su loše socijalno-ekonomske prilike, nedovoljna i nekvalitetna prehrana, zloraba nikotina, alkohola i opijata od strane majke a time i djeteta *in utero*, povezana s kasnijom djetetovom smanjenom otpornosti proksimalnog okrajka bedrene kosti. U odrasloj dobi ti štetni utjecaji u djetinjstvu rezultiraju učestalijim prijelomima zgloba kuka. Pozadina utjecaja loše kvalitete djetinjstva očituje se smanjenom porođajnom tjelesnom težinom djeteta te posljedično manjom širinom vrata bedrene kosti s održanom dužinom, što dovodi do povećanog rizika za prijelom u kasnijoj životnoj dobi.

Broj poroda

Zanimljiv je nalaz da je broj poroda usko povezan s povećanim rizikom prijeloma vrata bedrene kosti zbog povećanja acetabulne širine koja se povećava s većim brojem poroda (84, 85). Drugo racionalno objašnjenje je u mogućnosti promjene kvocijenta najvećeg unutarnjeg i najmanjeg vanjskog promjera zdjelice (LIPD/SOPD) odnosno u povećanju najvećeg unutarnjeg promjera zdjelice (17,84-86).

Promjena debljine kortikalne kosti vrata i dijafize bedrene kosti i širine trohanterne regije

Manja debljina kortikalisa dijafize i vrata bedrene kosti te uža trohanterna regija (TW) značajno su povezane s povećanim rizikom prijeloma zgloba kuka (17,52). Isti autori nalaze da je omjer debljine kortikalisa i širine dijafize natkoljencične kosti značajno niži u skupini pacijenata s prijelomom vrata bedrene kosti nego u skupini s trohanternim prijelomom, ali je i značajno veći kolodijafizni kut, što se pak može objasniti tanjim kortikalisom proksimalnog dijela vrata kod većeg kolodijafiznog kuta (87).

TIP PRIJELOMA

Prijelome proksimalnog femura dijelimo na vratne, trohanterne i subtrohanterne. Pacijenti s prijelomom vrata bedrene kosti u 85% slučajeva su osobe ženskog spola bijele rase, starije životne dobi, prosječno 72 godine i više, s više različitih bolesti, a sam prijelom je posljedica niskoenergetske traume odnosno jednostavnog pada na bok (91). Pacijenti s trohanternim prijelomom (pertrohanterni, intertrohanterni) su mlađi od pacijenata s prijelomom vrata bedrene kosti, oko 70% su osobe ženskog spola, s više različitih bolesti i anamnezom prijašnjih prijeloma prilikom niskoenergetske traume (92). Pacijenti sa subtrohanternim prijelomima pronalaze se u ljudi svih životnih dobi. Ovaj je prijelom u mlađih posljedica visokoenergetskih ozljeda (promet, ranjavanje vatrenim oružjem, pad s druge razine), a u starijoj životnoj dobi javlja se uglavnom kao patološki prijelom, najčešće malignih metastaza karcinoma dojke, prostate ili debelog crijeva. Oko 35% svih subtrohanternih prijeloma je patološka fraktura (92). Do sada subtrohanterni tip prijeloma nije bio od interesa u studijama predviđanja prijeloma na temelju geometrije kukova.

Osobe ženskog spola s prijelomom vrata bedrene kosti imaju statistički značajno smanjenu debljinu kortikalisa vrata bedrene kosti, veći promjer glave i acetabulne širine, veći kolodijafizni kut, veći promjer dijafize, veći vanjski promjer zdjelice, zatim duži HAL, veći omjer dužine i širine vrata nego kod trohanternih prijeloma (17, 41, 93). Osobe ženskog spola s trohanternim prijelomom imaju statistički značajno tanji kortikalisi dijafize bedrene kosti (52). Rizik prijeloma trohanterne regije značajno je povezan s dužim FAL-om za razliku od prijeloma vrata bedrene kosti (20,39).

RASPRAVA

U tablici 1 usporedili smo jedanaest nasumice izabranih istraživanja geometrije kukova u kojima su mjere određene radiogramom zdjelice ili denzitometrijom te mjerene ručno ili računalnim programom te samo u jednom istraživanju nije definiran položaj pacijenta pri radiogramu zdjelice (93,94). Elfors i sur. (15) utvrdili su da su razlike među zajednicama vrlo velike, veće nego među spolovima te je zaključio da su rizici prijeloma najviše povezani s čimbenicima okoliša. Okolišne čimbenike čine način i vrsta prehrane, stupanj fizičke aktivnosti, kvaliteta djetinjstva, broj poroda, dakle gotovo svi oni čimbenici koji određuju i geometriju kuka. Smatramo da izbor uzorka pacijenata kontrolne skupine i skupine s prijelomom, odnosno metodologija takvih istraživanja, mora biti usredotočena na zajednicu u kojoj su prilike za odrastanje podjednake s obzirom na socijalno-ekonomske prilike, gdje je tradicija prehrane podjednaka, uloga žene u svakodnevnom životu i radu istovjetna, gdje je broj poroda približno podjednak uz slične druge čimbenike okoliša. Radi utjecaja životne dobi na određivanje geometrije kuka, a time i rizika prijeloma, smatramo da je raspon od 44 do 90 godina prevelik, a da uključenost osoba muškog i ženskog spola u istu skupinu može dovesti do prikupljanja iskrivljenih podataka (bias). Predlažemo jasno razdvojiti ispitanike prema spolu, čimbeniku koji značajno definira geometriju kuka. Veličina kinetičke energije prilikom pada i udarca u veliki trohanter ovisi o težini i visini tijela (17,20,24,33,52), pa pojedini autori usaglašavaju ispitanike po visini i težini, odnosno prema indeksu tjelesne mase (eng. *body mass index*, BMI) (8,37,95). Metodologija određivanja geometrije kuka trebala bi ispitanike ujednačiti po BMD unutar jedne devijacije (8,14,23,45,52,53). Oblikovanje kontrolne skupine i skupine s prijelomom trebalo bi svakako isključiti i useljenike u ispitivanu zajednicu zbog nepoznatog učinka genetike na otpornost zgloba kuka. U navedenoj tablici od jedanaest radova, samo se tri ispitivača jasno određuju o vrsti rase. Nadalje, važno je dijagnosticirati i tip prijeloma kuka. Skupina s prijelomom trebala bi biti jasno definirana prema tipu prijeloma i od kontrolne skupine razlikovati se samo po prisustvu prijeloma ili različitosti tipa prijeloma, ako uspoređujemo geometriju kuka skupine s prijelomom vrata bedrene kosti u odnosu na skupinu s prijelomom trohanterne regije. Smatramo da u istoj skupini s prijelomom ne mogu biti pacijenti s prijelomom vrata bedrene kosti i prijelomom trohantera. Iz tablice 1 se vidi da se od jedanaest ispitivača šest izjašnjava o tipu prijeloma.

Tablica 1

Analiza metodologije i ispitanika jedanaest nasumično izabranih istraživanja rizika prijeloma kuka temeljem geometrije kuka.

	Spol	Dob (godine)	Rasa	BMI težina-kg visina- cm	BMD	RTG	DXA	Podatak o okolišu	Tip prijeloma	Broj Ispitanika s prijelomom
Elfors (15)	muškarci žene	50 i više	O	24.2 23.8	O	O	O	da	kuk	938 2768
Crabtre (13)	žene	60 i više	O	O	da	O	da O A	O	kuk	68
Micheloti (22)	žene	Sr.v. 73.1	bijela	O	O	Ap-zdjelica B M	O	O	kuk	43
Partanen (17)	žene	53-85 Sr.v. 74.9	O	23,9	O	Ap-zdjelica B A	O	O	vrat trohanter	70
Crabtre (14)	muškarci žene	50-80	O	O	da	O	da	O	O	600
Ulusoy (53)	muškarci žene	44-90 Sr.v. 70.9	O	72.2 kg 164 cm	da	Ap-zdjelica B M	O	O	vrat trohanter	34
Gluer (52)	žene	65 i više Sr.v. 75.4	bijela	O	da	Ap-zdjelica B A	O	O	vrat trohanter	162
Paton (93)	muškarci žene	Sr.v. 79	O	O	O	Ap-zdjelica O M	O	O	vrat trohanter	100
Pulkkinen (45)	žene	53-84 Sr.v. 74.2	O	O	da	Ap-zdjelica B A	O	O	vrat trohanter	74
Faulkner (8)	žene	65 i više	bijela	65.0 kg 158 cm	da	O	da O A	O	kuk	64
Calis (47)	žene	50 i više Sr.v. 70.1	O	25,8	O	Ap-zdjelica B M	O	O	vrat trohanter	29

O - nije naveden podatak; BMI (engl. *body mass index*) - indeks tjelesne mase; BMD (engl. *bone mineral density*) - mineralna gustoća kostiju; DXA (engl. *dual-energy x-ray absorptiometry*) - denzitometrija; B - "Bristol" položaj ispitanika; Ap - (anterior-posterior) rentgenogram; A - mjerenje geometrije zgloba kuka pomoću računalnog programa; M - manualno mjerenje metrom i goniometrom; sr.v. - srednja vrijednost.

ZAKLJUČAK

U metodologiji procjene rizika prijeloma zgloba kuka na temelju geometrije predlažemo koristiti radiogram zdjelice u "Bristol" položaju. Mjere geometrije kukova trebalo bi manualno mjeriti na suprotnom, zdravom kuku u pacijenata s prijelomom, a u rizičnoj skupini na lijevom ili desnom zglobu kuka. U svrhu istraživanja bilo bi dobro skupine pacijenata uobličiti prema isto-vrskom tipu prijeloma, odnosno razlikovati prijelome vrata bedrene kosti od trohanternih prijeloma, te uprosječiti prema godinama, BMI i BMD. Također, skupine bi trebalo uobličiti od pacijenata istog spola, rase, iz iste ili slične životne sredine, sličnog socijalnoekonomskog položaja, podjednakih materijalnih uvjeta rasta i razvoja u djetinjstvu. Uvidom u dosadašnju literaturu o procjeni rizika prijeloma kuka na temelju geometrije kuka možemo zaključiti da je za određivanje metodologije i odabira pacijenata bitno pravilno kombinirati čimbenike koji određuju geometriju kuka, tip prijeloma i voditi računa o načinu slikovnog prikaza kuka i zdjelice. U svakodnevnoj kliničkoj ortopedskoj i traumatološkoj praksi preventivne bi intervencije trebale biti usmjerene prema osobama s rizičnom geometrijom proksimalnog femura te na taj način smanjiti incidenciju prijeloma proksimalnog femura. Ujedno bi se time smanjio i jedan od vodećih uzroka morbiditeta i

mortaliteta starije populacije. Geometrija zgloba kuka, iako pomalo zapostavljena metoda, pokazala se korisnim dijagnostičkim instrumentom, ali na ovom području ima i dalje prostora za nova istraživanja i poboljšanja.

LITERATURA

1. Stevens JA, Olson S, Redusing falls and resultating hip fractures among older women N Engl J Med 2001; 194: 687-90.
2. Cummings SR, Melton III LJ. Osteoporosis. I. Epidemiology and outcomes of osteoporotic fractures. Lancet 2002; 359: 1761-7.
3. Osnes EK, Lofthus CM, Meyer HE i sur. Consequences of hip fracture on activities of daily life and residential needs. Osteoporos Int 2004; 15: 567-74.
4. Miyamoto RG, Kaplan KM, Levine BR, Egol KA, Zukermann JD. Surgical management of hip fractures: An evidence-based review of literature. I: Femoral neck fracture. J Am Acad Orthop Surg 2008; 16: 596-607.
5. Mackenzie EJ, Fowler CJ. Epidemiology. U: Feliciano D, Mattox KL, Moorer EE, ur. Trauma 6th ed. New York: The McGraw-Hill Companies, 2008, 26- 42.
6. Slemenda C. Prevention of hip fractures: risk factor modification. Am J Med 1997; 103: 234-41.

7. Raaymarkes EL. Fractures of femoral neck: review and personal statement. *Acta Chir Orthop Traumatol Cech* 2006; 73: 45-59.
8. Faulkner KG, Cummings SR, Black D, Palermo L, Gluer CC, Genant HK. Simple measurement of femoral geometry predicts hip fracture: The study of osteoporotic fractures. *J Bone Miner Res* 1993; 8: 1211-17.
9. Alho A, Husby T, Hoiseth A. Bone mineral content and mechanical strength: An vivo study on human femora at autopsy. *Clin Orthop Rel Res* 1998; 227: 292-97.
10. Carter AR, Hayws WC. Bone compressive strength: The influence of density and strain rate. *Science* 1976; 194: 1174-76.
11. Einhorn TA. Bone strength. The bottom line. *Calcif Tissue Int* 1992; 51: 333-39.
12. Leivher I, Margulies JY, Weinreb A i sur. The relationship between bone density, mineral content and mechanical strength in the femoral neck. *Clin Orthop Rel Res* 1992; 163: 272-81.
13. Crabtree NJ, Lunt M, Holt G i sur. Hip geometry, bone mineral distribution and bone strength in European men and Women: The EPOS study. *Bone* 2000; 27: 151-9.
14. Crabtree NJ, Kroger H, Martin A i sur. Improving risk assesment: Hip geometry, bone mineral distribution, bone strenght in hip fracture cases and controls. The EPOS study. *Osteoporos Int* 2002; 13: 48-54.
15. Elffors I, Allander E, Kanis JA i sur. The variable incidence of hip fracture in southern Europe: the MEDOS study. *Osteoporos Int* 1994; 4: 253-63.
16. Issac B, Selvakumar V, Prasad R, Jeyaseelan L, Chadi G. Prediction of the femoral neck shaft angle from the length of the femoral neck. *Clin Anat* 1997; 10: 318-23.
17. Partanen J, Jamsa T, Jalovaara P. Influence of the upper femur and pelvic geometry on the risk and type of hip fractures. *J Bone Miner Res* 2001; 16: 1540-5.
18. Lotz JC, Cheal EJ, Hayes WC. Stress distribution within the proximal femur during gait and falls: Implications for osteoporotic fracture. *Osteoporos Int* 1995; 5: 252-61.
19. Alonso CG, Diaz MD, Carranza FH, Cano PR, Perez AD. Femoral bone mineral density, neck-shaft angle and mean femoral neck width as predictors of hip fractures in men and women. *Osteoporos Int* 2002; 11: 714-20.
20. Center JR, Nguyen TV, Pocock NA i sur. Femoral neck axis length, height loss, and risk of hip fracture in males and females. *Osteoporos Int* 1998; 8: 75-81.
21. Gnudi S, Ripamonti C, Gualtieri G, Malavolta N: Geometry of proximal femur in the prediction of hip fracture in osteoporotic women. *Br J Radiol* 1999; 8: 75-81.
22. Michelotti J, Clark J. Femoral neck length and hip fracture risk. *J Bone Miner Res* 1999; 8: 75-81.
23. Boonen S, Koutri R, Dequeker Jaerssens J i sur. Measurement of femoral geometry in Type I and Type II osteoporosis - differences in hip axis length consistent with heterogeneity in pathogenesis of osteoporotic fractures. *J Bone Miner Res* 1995; 10: 1908-12.
24. Bergot C, Bousson V, Meunier A i sur. Hip fracture risk and proximal femur geometry from DXA scans. *Osteoporos Int* 2002; 13: 542-50.
25. Wang MC, Aguirre M, Bhudhikanok GS i sur. Bone mass and hip axis length in healty asians, black, Hispanic, and white American youths. *J Bone Miner Res* 1997; 12: 1922-35.
26. Macdonald HM, New SA, Fraser WD, Campbell MK, Reid DM. Low dietary potassium intakes and high dietary estimates of net endogenous acid production are associated with low bone mineral density in premenopausal women and increased markers of bone resorption in postmenopausal women. *Am J Clin Nutr* 2005; 81: 923-33.
27. Bolvin G, Lips P, Ott SM i sur. Contribution of raloxifene and calcium and vitamin D3 supplementation to the increase of the degree of mineralization of bone in postmenopausal women. *J Clin Endocrinol Metab* 2003; 88: 4199-205.
28. Kiratli BJ, Smith AE, Naeunberg T, Kallfelz CF, Perkash I. Bone mineral and geometric changes through the femor with immobilization due to spinal cord injury. *J Rehabil Res Dev* 2000; 37: 225-33.
29. Neer RM, Arnaud CD, Zanchetta JR i sur. Effect of parathyroid hormone (1-34) on fractures and bone mineral density in postmenopausal women with osteoporosis. *New Engl J Med* 2001; 344: 1434-441.
30. Flicker L, Faulkner KG, Hopper JL i sur. Determination of hip axis length in women aged 10-98 years: a twin study. *Bone* 1996; 18: 41-5.
31. Heney RP, Barger MJ, Davies KM, Ryan RA, Johnson ML, Gong G. Bone dimensional change with age: Interaction of genetic, hormonal and body size variables. *Osteoporos Int* 1997; 7: 426-31.
32. Dretakis EK, Papakitsou E, Kontakis GM, Dretakis K, Psarskis S, Steriopoulos KA. Bone mineral density body mass index and hip axis length in postmenopausal Cretan women with cervical and trochanteric fractures. *Calcif Tissue Int* 1999; 64: 257-8.
33. Karlsson KM, Sernbo I, Obrant KJ, Redlund, Johnell I, Johnell O. Femoral neck geometry and radiographic signs of osteoporosis as predictors of hip fractures. *Bone* 1996; 18: 327-30.
34. Siebenrock KA, Wahab KH, Werlwn S, Kalhor M, Leuning M, Ganz R. Abnormal extension of the femoral head epiphysis as a cause of cam impigement. *Clin Orthop Relat Res* 2004; 418: 54-60.
35. Cumming SR, Black DM, Nevitt MC i sur. Appendicular bone density and age predict hip fracture in women. *JAMA* 1990; 263: 665-8.
36. Fox KM, Cummings SR, Williams E, Stone K. Femoral neck and intertrochanteric fractures have different risk factors: a prospective study. *Osteoporos Int* 2000; 11: 1018-23.
37. Gnudi S, Ripamonti C, Gualtieri G, Malavolta N. Geometry of proximal femur in the prediction of hip fracture in osteoporotic women. *Br J Radiol* 1999; 8: 75-81.
38. Malnar Dragojević D, Grković I, Bobinac D, Dujmović M, Nemeć B. Relationship between femoral anteversion and neck shaft angle. *Coll Antropol* 1996; 20: 111-17.
39. Mautalen CA, Vega EM, Einhorn TA. Are the etiologies of cervical and trochanteric hip fractures different? *Bone* 1996; 18: 1338-78.
40. Anderson JY, Trinkaus E. Patterns of sexual, bilateral and interpopulational variation in human femoral neck-shaft angles. *J Anat* 1998; 192: 279-85.

41. Gnudi S, Ripamoti C, Lisi L, Fini M, Giardino R, Giaversi G. Proximal femur geometry to detect and distinguish femoral neck fractures from trochanteric fractures in postmenopausal women. *Osteoporos Int* 2002; 13: 69-73.
42. Vallippan S, Svensson NL, Wood RD. Three dimensional stress analysis of the humean femur. *Comp Biol Med* 1977; 7: 253-56.
43. Gregory JF, Aspden RM. Femoral geometry as a risk factor for osteoporotic hip fracture in men and women. *Med Eng Phys* 2008; 30: 1275-86.
44. Kukla C, Gaebler C, Pichl RW, Prokesch R, Heinze G, Heinze T. Predictive geometric factors in a standardized model of femoral neck fracture: experimental study of cadaveric human femurs. *Injury* 2002; 30: 207-16.
45. Pulkkinen P, Eckstein F, Iler EM, Kuhn V, Jamsa T. Association of geometric factors and failure load level with the distribution of cervical vs. trochanteric hip fractures. *J Bone Miner Res* 2006; 21: 895-901.
46. El-Kaissi S, Pasco JA, Henry MJ i sur. Femoral neck geometry and hip fracture risk: the Geelong osteoporosis study. *Osteoporos Int* 2005; 16: 1299-303.
47. Calis HT, Eryavuz M, Calis M. Comparison of femoral geometry among cases with and without hip fractures. *Yonsei Med J* 2004; 45: 901-7.
48. Ahlborg HG, Nguyen ND, Nguyen TV, Center JR, Eisman JA. Contribution of hip strength indices to hip fractures risk in elderly men and women. *J Bone Miner Res* 2005; 20: 1820-7.
49. Peacock M, Liu G, Carey M i sur. Bone mass and structure at the hip in men and women over the age of 60 years. *Osteoporos Int* 1998; 8: 231-9.
50. Peacock M, Turner CH, Liu G, Maanatunga AK, Timmerman L, Johnstons CC Jr. Better discrimination of hip fractures using bone density, geometry and architecture. *Osteoporosis Int* 1995; 5: 167-73.
51. Fox KM, Cummings SR, Threets KP, Nevitt MC, Black DM, Ensrud K. Intertrochanteric femoral neck fractures have different risk factors. *J Bone Min Res* 1995; 10: 170-1.
52. Gluer CC, Cummings SR, Pressman A i sur. Prediction of hip-fractures from pelvic radiographs-the study of osteoporotic fractures. *J Bone Miner Res* 1994; 9: 671-7.
53. Ulusoy H, Bilqici A, Kuru O, Sarica N, Arslan S, Erkokmaz U. New value of proximal geometry to evaluate hip fracture risk: True moment arm. *Hip Int* 2008; 18: 101-7.
54. Toogood PA, Skalak A, Cooperman DR. Proximal femoral anatomy in normal human population. *Clin Orthop Relat Res* 2009; 467: 876-85.
55. Phillips JR, Williams JE, Mellick RA. Prediction of strength of the neck of femur from radiological appearance. *Biomed Eng* 1975; 10: 367-72.
56. Beck TJ, Looker AC, Ruff CB, Sievenen H, Wahner HW. Structural trends in the aging femoral neck and proximal shaft: Analysis of the Third National Health and Nutrition Examination Survey dual-energy X ray absorptiometry data. *J Bone Miner Res* 2000; 15: 2297-304.
57. Bradley M, Shaw M, Fox D. The Bristol hip view: a new hypothetical radiographic projection for femoral neck fractures. *Br J Radiol* 2006; 79: 216-20.
58. Genant HK, Gordon C, Jiang Y i sur. Advanced imaging of the macrostructure and microstructure of bone. *Hormone Res* 2000; 54: 24-30.
59. Majumdar S, Genant HK. High resolution magnetic resonance imaging of trabecular structure. *Euro Radiol* 1997; 7: 51-5.
60. Martin RB, Burr DB. Non invasive measurement of long bone cross-sectional moment of inertia by photon absorptiometry. *J Biomech* 1984; 17: 195-201.
61. Beck TJ, Oreskovic TL, Stone SL i sur. Structural adaptation to changing skeletal load in the progression toward hip fragility: The study of osteoporotic fractures. *J Bone Miner Res* 2001; 16: 1108-19.
62. Goulding A, Gold E, Cannan R, Williams S, Lewis Barbed NJ. Changing femoral geometry in growing girls: a cross-sectional DEXA study. *Bone* 1996; 19: 645-9.
63. Amstutz H, Wilson P. Dysgenesis of the proximal femur (Coxa Vara) and its surgical management. *J Bone Surg Am* 1953; 44: 1-24.
64. Humphrey GM. The angle of neck with the shaft of the femur at different periods of life and under different circumstances. *J Anat Physiol* 1889; 23: 273.
65. Beck TJ, Looker AC, Ruff CB, Sievanen H, Wahner HW. Structural trends in aging femoral neck and nutrition examination survey dualenergy X-ray absorptiometry data. *J Bone Miner Res* 2000; 15: 2297-304.
66. Duboeuf F, Hans D, Schott AM i sur. Different morphometric and densitometric parameters predic cervical and trochanteric hip fracture: the EPIDOS study. *J Bone Miner Res* 1997; 12: 1895-902.
67. Rybicki EF, Simone FA, Weis EG. One the mechanical analysis of stress in human femur. *J Biomech* 1972; 5: 203-15.
68. Pande, O'Neill TW, Pritchard C, Scott DL, Woolf AD. Bone mineral density, hip axis length and risk of hip fracture in men: results from the Cornwall hip fracture study. *Osteoporos Int* 2000; 11: 866-70.
69. Rafferty KL. Structural design of femoral neck in primates. *J Hum Evol* 1997; 34: 361-83.
70. Bedogni G, Mussi C, Malavolti M i sur. Relationship between body composition and bone mineral content in young and elderly women. *Ann Hum Biol* 2002; 29: 559-65.
71. Khosla S, Atkinson EJ, Riggs BL, Melton LJ. Relationship between body composition and bone mass in women. *J Bone Miner Res* 1996; 11: 857-63.
72. Tobin WJ. The internal architecture of the femur and its clinical significance. *J Bone Join Surg* 1955; 37: 57-71.
73. Meier DE, Orwoll ES, Jones JM. Marked disparity between trabecular and cortical bone loss with age in healthy men. Measurement by vertebral computed tomography and radial photon absorptiometry. *Ann Int Med* 1984; 101: 605-12.
74. Looker AC, Beck TJ, Orwoll ES. Does body size account for gender differences in femur bone density and geometry? *J Bone Miner Res* 2001; 16: 1291-299.
75. Nelson HD, Humphrey LL, Nygren P i sur. Postmenopausal hormone replacement therapy: scientific review. *JAMA* 2002; 288: 872-81.

76. Cauley JA, Black DM, Barrett-Conor E i sur. Effect of hormone replacement therapy on clinical fractures and height loss: The heart and estrogen/Progestin replacement Study (HERS). *Am J Med* 2001; 110: 442-50.
77. Theobald TM, Cauley JA, Gluer CC i sur. Black-white differences in hip geometry. *Osteoporos Int* 1998; 8: 61-7.
78. Nelson DA, Barondess DA, Hendrix SL, Beck TJ. Cross-sectional geometry, bone strength and bone mass in the proximal femur in black and white postmenopausal women. *J Bone Miner Res* 2000; 15: 1992-97.
79. Nakamura T, Turner CH, Yoshikawa T, Slemenda CW, Peacock M, Burr DB. Do variations in hip geometry explain differences in hip fractures risk between Japanese and white Americans? *J Bone Miner Res* 1994; 9: 1071-76.
80. Mikhail MB, Vaswani AN, Aloia JF. Racial differences in femoral dimensions and their relation to hip fracture. *Osteoporos Int* 1996; 6: 22-4.
81. Cummings SR, Cauley JA, Palermo L i sur. Racial differences in hip axis lengths might explain racial differences in rates of hip fracture. *Osteoporos Int* 1994; 4: 226-9.
82. Arden NK, Baker J, Hogg C, Baan K, Spector TD. The heritability of bone mineral density, ultrasound of the calcaneus and hip axis length: a study of postmenopausal twins. *J Bone Miner Res* 1996; 11: 530-4.
83. Javaid MK, Lekamwasam S, Clark J i sur. Infant growth influences proximal femoral geometry in adulthood. *J Bone Miner Res* 2006; 21: 508-12.
84. Faulkner KG. Hip axis length and osteoporotic fractures. Study of Osteoporotic Fractures Research Group. *J Bone Miner Res* 1995; 10: 506-73.
85. Hayes WC, Myers ER, Morris JN, Gerhart TN, Yett HS, Lipsitz LA. Impact near the hip dominates fractures risk in elderly nursing home residents who fall. *Calcif Tissue Int* 2006; 52: 192-8.
86. Fox KM, Cummings SR, Threats KP, Nevitt MC, Black DM, Ensrud K. Intertrochanteric femoral neck fractures have different risk factors. *J Bone Miner Res* 1995; 8: 170-3.
87. Rafferty KL. Structural design of femoral neck in primates. *J Hum Evol* 1997; 34: 361-83.
88. Greenspan SL, Myres E, Maitland LA, Kido T, Krasnow MR, Hayws WC. Trochanteric bone mineral density is associated with type of hip fracture in the elderly. *J Bone Miner Res* 1994; 9: 1889-99.
89. Smith I, Johnell O. Changes in bone mass and fracture type in patients with hip fractures. *Clin Orthop* 1989; 238: 139-47.
90. Nakamura N, Kyou T, Zakaoka K, Ohzone K, Ono K. Bone mineral density in the proximal femur and hip type in the elderly. *J Bone Miner Res* 1992; 7: 755-9.
91. Egol KA, Koval KJ, Zukerman JD. Femoral neck fractures. U: Egol KA, Koval KJ, Zukerman JD, ur. *Handbook of fractures*. 4th ed, New York: Wolters Kluwer, 2010, 378-87.
92. Egol KA, Koval KJ, Zukerman JD. Intertrochanteric fractures. U: Egol KA, Koval KJ, Zukerman JD, ur. *Handbook of fractures* 4th ed, New York: Wolters Kluwer, 2010, 388-98.
93. Patton MS, Duthie RA, Sutherland AG. Proximal femoral geometry and hip fractures. *Acta Orthop Bel* 2006; 72: 315-23.
94. Dequer J, Ranstram J, Valasson J, Sigurgevisson B, Allender E. MEDOS Study Group. The Mediterranean Osteoporosis (MEDOS) Study questionnaire. *Clin Rheumatol* 1991; 10: 54-72.
95. Looker AC, Beck TJ, Orwoll ES. Does body size account for gender differences in femur bone density and geometry? *J Bone Miner Res* 2001; 16: 1291-99.

S U M M A R Y

GEOMETRY OF THE HIP JOINT: METHODOLOGY AND GUIDELINES

D. GAŠPAR and T. CRNKOVIĆ¹

*Department of Traumatology and ¹Department of Orthopaedic Surgery,
Požega General County Hospital, Požega, Croatia.*

An hip fracture is an significant personal, family and health issue of people older than 65 years. In the first year of the fracture up to 30% of the injured die and about 50% of them never regain their formal degree of independence in fulfilling day-to-day activities. Estimations are that throughout 30 years in the world there will be around 6 million hip fractures per year which is about four times the todays amount. Todays predictions of hip fractures based on the hip geometry have shown us that the hip geometry is an independent variable of the bone mineral density. The hip geometry is more resistant to the effect of various factors than the bone mineral density and the changes throu life are a lot slower. The uniqueness and the sensitivity of the hip geometry in predicting a fracture is high and acceptable in research results of most authors. In this review we present the previous relevant knowledge about the measures and factors which determines the hip geometry and the accepted amount of pictorial methods of hip display. We have compared the methodology and the patients of eleven randomly picked writings on predicting hip fracture based on the hip geometry. We highlight the need of further refinement of the methodology and the more balanced selection of patients for a greater conformity in future writings. The hip geometry has shown it self as an useful diagnostical instrument but there is still more room for its improvement.

Key words: hip joint, hip fracture, geometry, methodology