

Blaž Mavčič¹

Primerjava biomehanskega statusa displastičnih in zdravih kolkov²

Comparison of the Biomechanical Status in Dysplastic and Healthy Hips

IZVLEČEK

KLJUČNE BESEDE: kolčni sklep displazija, kolčni sklep – radiografija, biomehanika, teža – nošenje, računalniška simulacija, odrasli

Kolčna displazija pri odraslih dolgoročno povzroča obrabo sklepnega hrustanca in nastanek osteoartroze. Poleg kliničnega in rentgenološkega ocenjevanja displastičnih kolkov so za boljšo oceno statusa kolka pomembni tudi biomehanski parametri, zlasti največje tlačne napetosti, ki se razvijejo v kolčni plasti. Namen naše raziskave je bil ugotoviti, ali imajo displastični kolki večje maksimalne tlačne napetosti v kolčni plasti kot zdravi kolki. Zanimalo nas je tudi, kateri biomehanski in radiološki parametri največ prispevajo k temu.

V raziskavo smo vključili rentgenske posnetke 56 displastičnih kolkov z Ortopedske klinike v Ljubljani. Kontrolno skupino zdravih kolkov je predstavljalo 60 kolkov preiskovancev s Kliničnega oddelka za travmatologijo v Kliničnem centru Ljubljana, ki so bili operirani zaradi zloma kolčnega vratu (v raziskavo so vključeni le nepoškodovani kolki). Antero-posteriorne rentgenske posnetke kolkov smo obrisali, prenesli v digitalno obliko s posebnim grafičnim sistemom ter z dodatnim računalniškim programom avtomatsko izračunali vrednosti največjih tlačnih napetosti in ostalih biomehanskih parametrov.

Rezultati so pokazali, da so največje tlačne napetosti v displastičnih kolkih (mediana = 4,36 kPa/N) pomembno večje kot v zdravih kolkih (mediana = 1,72 kPa/N). Razlika je statistično pomembna ($P < 0,0001$). K temu največ prispevata statistično pomembno zmanjšan kot stranskega pokritja kolčne glavice in statistično pomembno zmanjšan nagib kolčne sklepne sile pri displastičnih kolkih. Največja tlačna napetost doseže v displastičnih kolkih pomembno večje vrednosti kot v zdravih kolkih in torej lahko služi kot pomemben parameter pri ocenjevanju displazije kolka.

ABSTRACT

KEY WORDS: hip dislocation, hip joint – radiography, biomechanics, weight – bearing, computer simulation, adult

Hip dysplasia may in the long term result in joint cartilage degeneration and osteoarthritis development. Clinical, radiographic, but also biomechanical assessment are important in the examination of dysplastic hips, the most important biomechanical parameter in evaluation of the hip status being the maximal stress that develops in the weight bearing surface of the hip. The aim of our work was to evaluate whether dysplastic hips have higher maximal stress values than normal healthy hips. The purpose of our work was also to elucidate which biomechanical parameters differ significantly in dysplastic and healthy hips.

The research group consisted of 56 dysplastic hips from the Department of Orthopaedic Surgery in Ljubljana. The control group consisted of 60 hips of patients from Department

¹ Blaž Mavčič, dr. med., Ortopedska klinika, Klinični center Ljubljana, Zaloška 9, 1525 Ljubljana.

² Skrajšana oblika dela, ki je bilo nagrajeno s Prešernovim priznanjem študentom za leto 1999.

of Traumatology in Ljubljana operated upon due to trauma of the femoral neck (we only examined the healthy, undamaged hips). Contours of antero-posterior rentgenograms of the selected patients were made and then transformed into digital form which enabled further automatic computerized calculation of hip stresses and other biomechanical parameters.

Results have shown that the maximal hip stress attains significantly higher values in dysplastic hips (median = 4.36 kPa/N) than in normal healthy hips (median = 1.72 kPa/N). The difference is statistically significant ($P < 0.0001$). This is mostly due to the considerably and statistically significantly reduced Wiberg angle and due to considerably and statistically significantly reduced hip-resultant-force inclination. Maximal hip stress in the hip weight bearing area attains importantly higher values in dysplastic hips than in healthy hips and could therefore serve as an important parameter in hip dysplasia evaluation.

UVOD

Displazija kolka

Definicija

Z izrazom razvojna displazija v kolku označujemo nenormalno morfološko zgradbo kolčnega sklepa, ki je posledica razvojnih nepravilnosti (1, 2). Morfološka zgradba se lahko razlikuje od normalne anatomske slike v velikosti, medsebojni orientaciji, v drugačnih razmerjih ali v spremenjeni obliki struktur, ki se stikajo v kolčnem sklepu (kosti, hrustanec) (3, 4). Za displazijo je značilna pomanjkljiva sprednja, zlasti pa stranska pokritost kolčne glavice s kolčno ponvico, kar lahko privede do neskladnosti in nestabilnosti v kolčnem sklepu (5), v daljši dobi pa do degenerativnih sprememb. Zmanjšana pokritost kolčne glavice lahko nastopi zaradi nepravilne oblike medenice oz. kolčne ponvice, lahko pa tudi zaradi delnega ali popolnega izpaha stegenice v kolčnem sklepu (6–8).

Kolčna displazija se lahko pojavi kongenitalno kot razvojna nepravilnost, ki jo pri presejalnih pregledih novorojenčkov odkrijejo s kliničnim pregledom ali z ultrazvokom (10–12). V zgodnji otroški dobi kostne strukture še niso zakostenele, zato se običajno uporabljajo ultrazvočne preiskave, rentgenološke pa le občasno. Z rentgenološkimi metodami se pri otrocih ne da jasno opredeliti razlik med patološko displastičnim ter zdravim kolkom, zato je v teh primerih potrebno dolgotrajnejše časovno spremljanje bolnikov (8, 13, 14).

V odrasli dobi displazija praviloma nastopi po zakostenitvi skeleta kot posledica nepravilnosti razvoja kolčnih struktur v otroštvu (rezidualna displazija) (15). Klinično

razvojna displazija lahko obsega delni ali popolni izpah stegenice, spremembe kolčne vratu in rezidualno displazijo kolčne ponvice (3, 4, 16). V odrasli dobi se običajno preiskuje kolke z rentgenskim slikanjem (1, 17). Diagnostične in terapevtske metode pri odraslih displastičnih kolkih se od metod pri otrocih precej razlikujejo (13, 14, 17), zato smo se v naši raziskavi omejili na preučevanje rezidualne displazije kolčne ponvice pri odraslih, ki jo krajše imenujemo kolčna displazija pri odraslih.

Pomen displazije kolka pri odraslih

Kolčna displazija pri odraslih je v tesni povezavi z osteoartrozo, ki se pojavi v starosti kot posledica mehničnega delovanja na sklepni hrustanec in povzročča degenerativne spremembe v sklepu (9, 18–22). Displazija ni edini razlog za razvoj osteoartroze, saj do kolčne artroze lahko pride tudi zaradi zloma, aseptičnega vnetja (revmatoidni artritis), septičnega vnetja, metaboličnih nepravilnosti, spremenjenih lastnosti hrustančnega tkiva, največkrat je pravzaprav vzrok za njen nastanek neznan (23–28). Pri tistih bolnikih, kjer vendarle na rentgenskih posnetkih že predhodno ugotovimo morfološke nepravilnosti v kolčnem sklepu (tj. displazijo), pa lahko s kirurškim posegom preprečimo ali odložimo nastanek osteoartroze v sklepu (29–32).

Ocenjevanje displazije kolka pri odraslih

Klinično ocenjevanje

Displazijo v kolku ocenjujemo klinično, rentgenološko in biomehansko (1, 8, 13). Pri

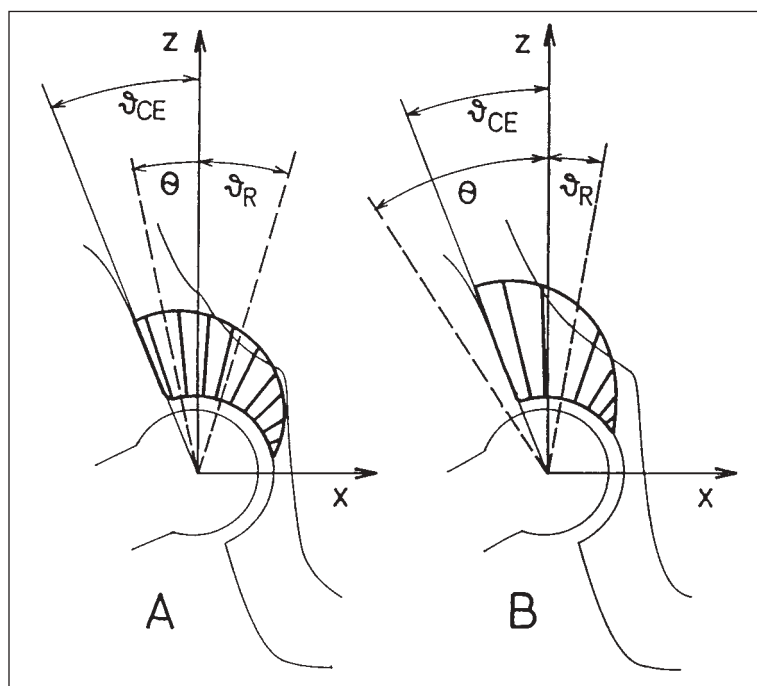
kliničnem ocenjevanju se med drugim upošteva zmožnost samostojne hoje, gibljivost kolka, bolečine pri hoji in delovanje kolka pri hoji in večjih obremenitvah (33, 34). Za lažje vrednotenje in medsebojno primerjavo kliničnih težav so se v klinični praksi uveljavile različne sheme točkovanja, na primer *Harris hip score* (34) in *Larson hip score* (35). Klinične težave v displastičnem kolku se običajno začnejo v obliki tope bolečine, povezane z razobličanjem kolčnega labruma (13). Kasneje se temu pridruži občutek nestabilnosti in neskladnosti v kolčnem sklepu (5, 19). Osteoartrza kot posledica displazije se običajno pojavi šele pozno, ko je v sklepnih in obsklepnih tkivih že prišlo do večjih vnetnih in degenerativnih sprememb, ki jih je težje zdraviti. Klinični status je pri ocenjevanju kolčne displazije nespecifično merilo in je lahko posledica vrste drugih bolezni (19, 20, 23, 24).

Rentgenološko ocenjevanje

Na podlagi rentgenološkega ocenjevanja lahko v klinično nemem displastičnem kolku s kirurškim posegom popravimo displazijo ter

preprečimo nadaljnjo prekomerno mehansko obremenitev sklepne hrustanca (30, 32). Rentgenološko ocenjevanje temelji na določenih, iz rentgenskega posnetka neposredno določljivih parametrih, ki so odvisni od pokritosti kolčne glavice s kolčno ponvico (36, 37), od razobličnosti kostnih struktur in od stopnje osteoartrze.

Eden od najpomembnejših parametrov pri rentgenološkem ocenjevanju je kot ϑ_{CE} , prikazan na sliki 1 (38). Tako se imenuje kot med navpičnico in premico, ki povezuje središče kolčne glavice z zgornjim stranskim robom kolčne ponvice na standardnem rentgenskem posnetku okolčja v antero-posteriorni smeri. Velikost tega kota podaja stransko pokritost kolčne glavice, ki je povezana z velikostjo obremenjene površine, zato lahko služi kot eden od napovednih dejavnikov za razvoj osteoartrze pri kolkih (1, 3, 17, 38, 39). V skladu s temi ugotovitvami večji kot ϑ_{CE} pomeni boljšo stransko pokritost kolčne glavice in manjše tveganje za nastanek degenerativnih sprememb v starosti; obratno pa manjši kot ϑ_{CE} predstavlja dejavnik tveganja



Slika 1. Wibergov kot ϑ_{CE} , rezultantna kolčna sklepna sila R in njen nagib ϑ_R (40).

za razvoj osteoartroze. Čeprav ni mogoče arbitrarno določiti absolutne vrednosti, ki bi opredelila določeno kolk kot bolezensko razobličen ali normalen, se v literaturi pogosto navaja, da naj bi bili po rentgenoloških merilih displastični kolki tisti, pri katerih je kot ϑ_{CE} manjši od 25° (3, 21, 22).

Večkrat obravnavani rentgenološki parametri so tudi globina kolčne ponvice (21), indeks kolčne ponvice (37), kot kolčne ponvice (37), Severinov indeks (41) in zmanjšana debelina sklepne špranje kot znak že razvite osteoartroze (19). Poglavitni problem pri rentgenološkem ocenjevanju statusa kolka predstavljajo mejne vrednosti različnih parametrov, saj se na primer vrednosti kota ϑ_{CE} v displastični in zdravi populaciji do neke mere prekrivajo in ni mogoče postaviti absolutne meje, pri kateri bi lahko zanesljivo napovedali razvoj osteoartroze zaradi displastičnosti kolka. Še težja postane odločitev, kadar imajo določeni parametri patološke vrednosti, ostali pa ne, saj imajo nekateri parametri displastičnih kolkov večji vpliv na razvoj osteoartroze kot drugi.

Biomehansko ocenjevanje

Pri biomehanskem ocenjevanju nas poleg samih morfoloških lastnosti kolka zanima predvsem, kako te lastnosti vplivajo na funkcionalne lastnosti kolka (42). Pri tem opisujemo stanje v kolku s fizikalnimi količinami oziroma biomehanskimi parametri, kot so na primer sile, tlačne in strižne napetosti. Razlike v biomehanskih parametrih odražajo razlike v obremenjenosti kolka in nam tako lahko pojasnijo nastanek degenerativnih bolezni v kolkih z biomehansko neugodnim statusom (43–45).

Raziskave na tem področju doslej še niso dale enotnega odgovora na vprašanje, kateri izmed naštetih biomehanskih parametrov je neposredno povezan z nastankom osteoartroze. V začetku so posvečali več pozornosti silam v kolčnem sklepu (1, 4, 43, 45), kasneje pa so upoštevali, da je poleg velikosti sil pomembna tudi velikost površine, preko katere te sile delujejo, in velikost tlačnih napetosti, do katerih pri tem prihaja v kolčni plasti (46–49). Novejša dognanja kažejo, da se degenerativna žarišča običajno pojavijo na tistih mestih na kolčni površini, kjer tlačne

napetosti v kolčni plasti dosegaajo največje vrednosti (18, 50). Na tej podlagi naj bila torej največja tlačna napetost p_{max} , ki se razvije v kolčni sklepni plasti, eden izmed glavnih dejavnikov za razvoj osteoartroze (18). Kolčna sklepna plast je pri tem hrustančna plast na stiku površine kolčne glavice z notranjo površino kolčne ponvice. Določitev porazdelitve tlačnih napetosti in njihove največje vrednosti v kolčni sklepni plasti je torej ključnega pomena pri ocenjevanju biomehanskega statusa kolka.

Določanje biomehanskega statusa kolka

Neposredne meritve tlačnih napetosti

Neposredne meritve tlačne napetosti v kolčni plasti so bile do sedaj izvedene le na eni osebi, ki so ji vstavili delno endoprotezo s posebno vgrajeno merilno napravo (51–53). Na ta način so izmerili porazdelitve radialne tlačne napetosti pri različnih aktivnostih v času rehabilitacije po operaciji. Meritve so bile opravljene tudi na truplih, kjer so v kolk predhodno vstavili na tlačno napetost občutljiv film in pri različnih položajih udov izmerili različne razporeditve tlačnih napetosti (54–57).

Laboratorijsko določanje kolčne sklepne sile

Ker neposredne meritve tlačne napetosti v kolkih neoperiranih bolnikov niso možne, so si pri biomehanski oceni pomagali z laboratorijskimi meritvami v kombinaciji z matematičnim modelom (58–63). Tlačne napetosti je tako mogoče določiti na osnovi izračunanih velikosti in smeri rezultantne kolčne sklepne sile R (slika 1) v vsaki posamezni fazi hoje (64).

Rezultantno kolčno sklepno silo so že poskušali izračunati na podlagi laboratorijskih meritev s kombinacijo posebne piezoelektrične plošče Kistler in videosistema Vicon (63). Preiskovančevo telo so v skladu z začetnimi predpostavkami razdelili na več segmentov (stopalo, meča, stegno, medenica, zgornji del telesa), pri čemer so na vsakem segmentu s svetlečo priponko označili določene točke, med njimi tudi težišče vsakega segmenta. Preiskovanec je hodil po piezoelektrični

plošči, pri čemer so sproti beležili časovni potek delovanja sile njegovih stopal na podlago, obenem pa z videokamero posneli premike svetlečih priponk na ustreznih delih preiskovančevega telesa.

Iz videoposnetka so lahko izmerili časovne premike masnih segmentov in njihove pospeške ter tako ob poznani rezultanti sil stopal na podlago za vsako fazo hoje napisali sistem enačb za ravnovesje sil in navorov. Rešili so obratni Newtonov problem in dobili sile, ki delujejo med segmenti. Medsegmentna sila je pri tem vektorska vsota mišičnih sil in rezultatne kolčne sklepne sile. Potem so z modelom mišic, ligamentov in hrustančnih delov z optimizacijskimi metodami določili velikost in smer rezultatne kolčne sklepne sile za vsako fazo hoje.

Laboratorijsko merjenje ter izračunavanje sil je zelo zamudno in zahteva merilno ter programsko opremo. Izračun vključuje vrsto predpostavk, pa tudi uporabo optimizacijskih metod (62, 63). Strojno ter programsko opremo za opisano merjenje v sedANJI fazi uporabljajo za raziskovalne namene in ne v klinični praksi. Poleg tega je metoda primerne le za preiskovance, ki lahko zadovoljivo hodijo in dobro sodelujejo pri merjenju.

Določanje kolčne sklepne sile iz rentgenske slike

V klinični praksi je uporabna preprosta metoda, pri kateri biomehanski status grobo ocenimo s standardnega antero-posteriornega rentgenskega posnetka. Pri počasni hoji in prestopanju z ene noge na drugo se sile v kolčnem sklepu ne razlikujejo bistveno od sil pri statični stoji na eni nogi (65, 66). Na tej osnovi lahko ocenimo rezultatno kolčno sklepno silo R z matematičnim modelom (65, 66) na podlagi antero-posteriornega rentgenskega posnetka, ki ustreza biomehanskemu statusu kolka pri stoji na eni nogi.

Takšen matematični model poda velikost in smer rezultatne kolčne sklepne sile, pri tem pa upošteva delovanje kolčnih mišic in delovanje sile teže telesa brez obremenjene noge. Zaradi različnih izvorov in narastišč mišic pri različnih oblikah stegenice in medenice rezultatna kolčna sklepna sila ni odvisna samo od sile teže, temveč tudi od oblike celotnega okolja. Matematični model

obravnava preiskovanca pri stoji na eni nogi, v tem položaju pa leži težišče telesa v frontalni ravnini, ki poteka skozi središči obeh kolčnih glav (65).

Določanje tlačnih napetosti

Če poznamo rezultatno kolčno sklepno silo R (bodisi iz meritve bodisi ocenjeno z rentgenskega posnetka), določimo tlačno napetost z matematičnim modelom. Pri izračunavanju tlačne napetosti v kolčnem sklepu so pomembne lastnosti uporabljenega matematičnega modela. Vsak model temelji na določenih približkih, ki predstavljajo različno ugodne kompromise med natančnostjo in zapletenostjo. Kompleksni številčni modeli potrebujejo večje število številčnih podatkov (30, 67–69), ki jih je v klinični praksi težko izmeriti, zlasti kadar potrebujemo primerjave med hipotetičnimi rezultati različnih kirurških postopkov v relativno kratkem času. V klinični praksi so zato primernejši modeli, ki temeljijo na preprostih številčnih ali analitičnih pristopih, kljub temu pa še vedno omogočajo zadovoljiv izračun tlačne napetosti v kolčnem sklepu (8, 70–72). Mnogi modeli so že bili preizkušeni na klinični populaciji bolnikov s kolčno displazijo, pri čemer se je izkazalo, da nekateri modeli, ki predpostavljajo enakomerno porazdelitev tlačnih napetosti v kolčni plasti, ne dajo pomembno različnih vrednosti tlačnih napetosti v displastični in zdravi populaciji (33, 73).

V tej raziskavi smo zato za izračun tlačnih napetosti pri izbranih preiskovancih uporabili preprost trodimenzionalni matematični model, s katerim določimo porazdelitev radialnih tlačnih napetosti po obremenjeni kolčni sklepni površini (64). Izračunana porazdelitev tlačnih napetosti v kolčni plasti je kosinusna (71) (tj. neenakomerna) in temelji na neposredno merljivih geometrijskih parametrih (kot stranskega pokritja kolčne glave ϑ_{CE} , polmer kolčne sklepne površine r) ter izračunanih biomehanskih parametrov (velikosti rezultatne kolčne sklepne sile R in njenega nagiba ϑ_R , telesna teža W_B). V skladu z matematičnim modelom je največja vrednost tlačne napetosti v kolčni sklepni plasti premo sorazmerna z velikostjo rezultatne kolčne sklepne sile R in obratno sorazmerna s kvadratom polmera kolčne glave r (40, 64).

Odvisnost tlačnih napetosti od velikosti kotov ϑ_{CE} in ϑ_R je nelinearna in zato nekoliko bolj zapletena, pokazano pa je bilo, da je vsota kotov $\vartheta_{CE} + \vartheta_R$ (imenovana tudi funkcionalni kot stranskega pokritja kolčne glavice) tisti parameter, ki neposredno vpliva na največjo vrednost tlačne napetosti v kolčni sklepni plasti – čim manjši je funkcionalni kot stranskega pokritja kolčne glavice, tem večja je največja vrednost tlačne napetosti v kolčni plasti p_{max} (40).

Meritev potrebnih parametrov se opravi na podlagi antero-posteriornega rentgenskega posnetka, zato izračunane tlačne napetosti ustrezajo biomehanskemu statusu v kolku pri stoji na eni nogi. Prednost metode je, da potrebujemo le standardni rentgenski posnetek, zato je primerna za retrospektivne študije. Do sedaj je bil model uporabljen za simulacijo operacij v predelu kolka (65), za določanje tlačnih napetosti med hojo (64, 74–76), ter za ocenjevanje kolčne displazije pri odraslih (40, 77, 78). V omenjenih delih (40, 77, 78) opisana metoda pa je bila zaenkrat uporabljena le na ilustrativnem vzorcu petih bolnikov, tako da do sedaj še ni bila opravljena širša raziskava, ki bi na ustrezno večjem številu preiskovancev s kolčno displazijo pokazala (ali ovrгла) hipotezo, da so pri displastičnih kolkih z omenjenim modelom izračunane tlačne napetosti v kolčni sklepni plasti bistveno večje kot pri zdravih kolkih.

V naši raziskavi smo preučevali displastične kolke pri odraslih preiskovancih, pri katerih je že prišlo do zakostenitve skeleta. Raziskava je bila retrospektivna in je temeljila na biomehanski analizi predhodno opravljenih rentgenskih posnetkov preiskovancev, pri katerih je bila klinično in rentgenološko ugotovljena displazija.

Namen raziskave je bil ugotoviti, ali ima populacija displastičnih kolkov večje vrednosti največje tlačne napetosti v kolčni plasti kot populacija zdravih kolkov. Želeli smo tudi ugotoviti, kateri geometrijski in biomehanski parametri okolčja, potrebni za izračun največje tlačne napetosti, se pomembno razlikujejo v populaciji displastičnih in zdravih kolkov. Ta raziskava predstavlja enega od preizkusov uporabnosti sistema za biomehansko oceno kolka (64) v klinični praksi.

METODE DELA IN MATERIALI

Matematični model biomehanskega statusa kolka

Za izračun porazdelitve tlačnih napetosti v kolčni plasti uporabimo matematični model porazdelitve tlačnih napetosti (64). Lastnosti modela so podrobneje opisane v predhodnih delih (40, 64). Model tlačnih napetosti potrebuje kot vhodni podatek poleg kota ϑ_{CE} in polmera kolčne sklepne površine r tudi velikost in smer rezultantne kolčne sklepne sile R . To silo določimo na podlagi geometrijskih parametrov s pomočjo matematičnega modela tako, da bolnik stoji na eni nogi (65). Model kolčne sile kot vhodne podatke potrebuje navpično razdaljo med središčem kolčne glavice in najvišjo točko krila medenice H , vodoravno razdaljo med središčem kolčne glavice in najbolj stransko točko krila medenice C , medkolčno razdaljo l , telesno težo W_B in koordinate točke T na velikem trohantru, ki predstavlja skupno narastišče kolčnih abduktorjev (slika 2). Zaradi meritve teh parametrov je pri analizi antero-posteriornega rentgenskega posnetka nujno, da je na posnetku prikazana celotna medenica.

Določanje kolčne sile R

V okviru matematičnega modela za določanje kolčne sile R obravnavamo naslednje sile (65): težo telesa, zmanjšano za težo obremenjene noge, $W_B - W_L$, ki prijemlje v masnem središču telesa; sile abduktornih kolčnih mišic F_i , ki sodelujejo pri stoji na eni nogi in prijemljejo v ustreznih izvorih na medenici oz. narastiščih na stegenici; ter reakcijsko silo kolčne glavice na medenico, ki prijemlje v koordinatnem izhodišču. Slednja reakcijska sila ($-R$) je nasprotno enaka rezultantni kolčni sklepni sili R .

Glavne abduktorne kolčne mišice, upoštevane v matematičnem modelu, so: *musculus gluteus minimus*, *m. gluteus medius*, *m. tensor fasciae latae*, *m. rectus femoris* in *m. piriformis* (79), ki jih zaradi lažjega izračunavanja delimo v tri mišične skupine. Predpostavimo, da je sila mišice sorazmerna napetosti v mišici in da so napetosti v mišicah iste mišične skupine enake.

S pomočjo podatkov za relativne vrednosti površine presekov posameznih mišic (79) in s koordinatami izvorov ter narastišč posameznih mišic (80–82) določimo sile abduktornih kolčnih mišic F_i . V tistem položaju telesa pri hoji, ki ustreza statični stoji na eni nogi, zapišemo pogoj za ravnovesje sil in navorov, ki delujejo na medenico (65):

$$\sum F_i + (W_B - W_L) - R = 0,$$

$$\sum (r_i \times F_i) + a \times (W_B - W_L) = 0,$$

kjer je r_i ročica pripadajoče abduktorne mišice F_i , a pa ročica sile teže telesa brez noge (81), na kateri stoji preiskovanec.

Iz predstavljenih dveh enačb z razstavljanjem tridimenzionalnih vektorjev na tri komponente dobimo šest enačb s šestimi neznanikami: tremi komponentami rezultantne kolčne sile R in vrednostmi napetosti za vsako od treh mišičnih skupin (79). Sistem enačb lahko rešimo analitično (65).

Na velikost rezultantne kolčne sklepne sile R močno vpliva oblika okolčja. Raziskave lastnosti modela so pokazale, da široka medenica, strma medenica, vstran pomaknjena kolčna glavica ter medialno in navzdol premaknjen veliki trohanter prispevajo k večji kolčni sili R (83, 84). Nasprotno pa so ozka medenica, nagnjena medenica, medialno pomaknjena kolčna glavica ter vstran in navzgor pomaknjen veliki trohanter povezani z nižjimi kolčnimi silami. S temi ugotovitvami se skladajo tudi rezultati primerjalnih raziskav med žensko in moško geometrijo okolčja (85, 86), kjer naj bi neugodnejša oblika ženske medenice botrovala pogostejšemu pojavljanju osteoartroze pri ženskah (87).

Porazdelitev tlačnih napetosti v kolčni plasti

Matematični model porazdelitve tlačnih napetosti (64) potrebuje kot vhodne podatke velikost kota ϑ_{CE} , polmer kolčne glavice r ter velikost R in nagib ϑ_R kolčne sklepne sile.

Na tej osnovi izračunamo največjo vrednost tlačnih napetosti v kolčni plasti, p_{max} .

Model tlačnih napetosti v kolčni plasti izhaja iz predpostavke, da sklepna površina zavzema del površine krogle, katere polmer je povprečje polmerov kolčne ponvice in kolčne glavice. Rezultantna kolčna sklepna sila R ima svoje prijemališče v središču kolčne glavice. Upoštevamo, da je koeficient trenja v kolku majhen, da sta površini gladki, okrogli ter skladni, tako da strižne sile zanemarimo (70, 71).

Porazdelitvena funkcija tlačnih napetosti (71) izhaja iz osnovne predpostavke o elastičnih lastnostih hrustanca (Hookov zakon), pri čemer je kolčna tlačna napetost v izbrani točki na površini kolčne glavice premo sorazmerna radialni razobličeni vmesne plasti med kolčno glavico in kolčno ponvico. Izkaže se, da se v tem primeru vrednosti kolčne tlačne napetosti simetrično razporedijo okoli določene točke, ki jo imenujemo pol porazdelitve tlačne napetosti (65, 71). Vrednost tlačne napetosti v izbrani točki na površini kolčne sklepne površine p je določena kot:

$$p = p_{max} \cos \gamma$$

pri čemer je p_{max} vrednost tlačne napetosti v polu, γ pa prostorski kot med polom in izbrano točko.

Nosilna površina je opredeljena kot tisti del površine kolčne ponvice, kjer je vrednost tlačne napetosti na površini pozitivna. Polkrožna kupola kolčne ponvice, ki obdaja kolčno glavico, predstavlja fizično omejitev nosilne površine, saj ta ne more segati prek roba kolčne ponvice. Kot med ravnino kolčne ponvice in navpično sagitalno ravnino je enak kotu ϑ_{CE} , ki potemtakem določa položaj oz. nagib kolčne ponvice. Tlačna napetost p na nosilni površini je večja ali enaka nič za tiste točke, ki s polom oklepajo kot, ki je manjši ali enak 90° . Z drugimi besedami to pomeni, da nosilna površina ne more segati prek namišljene polkrožne kupole s polom porazdelitve tlačne napetosti v središču.

Lego pola v prostorskih koordinatah (θ , Φ) in vrednost tlačne napetosti v polu (p_{\max}) dobimo

$$\vartheta_R + \Theta - \arctan \left[\cos^2(\vartheta_{CE} - \Theta) / 3\pi / 2 - \vartheta_{CE} + \Theta - \frac{1}{2} \sin 2(\vartheta_{CE} - \Theta) \right]$$

$$p_{\max} = 3R/2r^2 \cos(\vartheta_R + \Theta) / 3\pi / 2 - \vartheta_{CE} + \Theta - \frac{1}{2} \sin 2(\vartheta_{CE} - \Theta)$$

Pri tem je treba poudariti, da lega pola porazdelitve tlačne napetosti ni določena že vnaprej, temveč je odvisna od vsote kotov ϑ_{CE} in ϑ_R (40). Velikost nosilne površine je torej poleg anatomskih značilnosti kolka odvisna od trenutne smeri in velikosti sile R.

Pomembno je tudi, da pol porazdelitve tlačne napetosti lahko leži znotraj, lahko pa tudi izven kolčne nosilne površine! Če leži pol znotraj površine, doseže tlak največjo vrednost na obremenjeni površini v polu. V posebnih primerih, kadar pol porazdelitve tlačnih napetosti sega prek stranskega roba, je treba izračunani p_{\max} pomnožiti z dodatnim faktorjem $\cos(\theta - \vartheta_{CE})$. Tlačna napetost namreč takrat doseže najvišjo vrednost v točki obremenjene površine, ki je najbližje polu. V teh primerih je torej $p_{\max} = p'_{\max} \cdot \cos(\theta - \vartheta_{CE})$, kjer je p'_{\max} prvotni rezultat, ki ga dobimo iz enačbe, p_{\max} pa končna največja vrednost tlačne napetosti v kolčni plasti.

Iz zadnje enačbe je razvidno, da je p_{\max} premo sorazmerna z velikostjo rezultantne kolčne sklepne sile R in obratno sorazmerna s polmerom kolčne glavice r. Odvisnost tlačnih napetosti od velikosti kotov ϑ_{CE} in ϑ_R je nelinearna, pokazano pa je bilo, da je vsota kotov $\vartheta_{CE} + \vartheta_R$ (imenovana tudi funkcionalni kot stranskega pokritja kolčne glavice) tisti parameter, ki neposredno vpliva na p_{\max} – čim manjši je funkcionalni kot $\vartheta_{CE} + \vartheta_R$, tem večja je največja tlačna napetost p_{\max} (40, 64).

Antero-posteriorni rentgenski posnetek okolčja

Antero-posteriorni rentgenski posnetek medenice nam da sliko v frontalni ravnini telesa v smeri od sprednje strani proti hrbtni strani. Standardni antero-posteriorni rentgenski posnetek medenice je posnet v anatomskem položaju, v katerem je oseba zravnana (stoje ali leže) z rokami ob telesu,

s številčno rešitvijo sistema naslednjih dveh enačb:

naprej obrnjenimi dlanmi in nogami skupaj. Kadar oseba leži na hrbtu, nogi od kolena navzdol visita prek roba mize (90). Pri ocenjevanju rentgenskega posnetka je treba upoštevati specifične projekcijske razmere zaradi načina širjenja rentgenskih žarkov, zato so dimenzije na sliki vedno nekoliko večje, kot so v resnici. Predpostavimo, da je slika večja za okoli 10% (90).

V naši raziskavi smo upoštevali samo standardne antero-posteriorne rentgenske posnetke, na katerih je bila vidna celotna medenica in zgornji del stegenice, še najmanj 4 cm pod točko, kjer se konča veliki trohanter. Izločili smo tudi vse preiskovance, pri katerih deli okolčja na posnetku niso bili vidni v celoti, ali kjer je bila medenica premaknjena iz standardnega položaja oziroma obrnjena na levo ali desno stran, tako da na podlagi rentgenskega posnetka ni bilo mogoče določiti vseh geometrijskih parametrov, ki jih potrebujemo za izračun rezultantne kolčne sklepne sile in tlačnih napetosti.

Preiskovanci

Za preverjanje naše delovne hipoteze smo obravnavali dve skupini preiskovancev: skupino tistih, pri katerih je bila postavljena diagnoza kolčne displazije, ter kontrolno skupino z zdravimi kolki, pri katerih je biomehansko stanje v kolku ustrezalo stanju v celotni zdravi populaciji.

Skupina preiskovancev z displastičnimi kolki

V raziskavo smo vključili preiskovance, ki so bili v letih od vključno 1988 do vključno 1993 operirani na kolku z diagnozo *dysplasia coxae*, bodisi na enem, ali na obeh kolkih. Operacije so bile opravljene po Ganzu (7), Chiariju (88) ali Salterju (89). Na podlagi spremljajočih popisov smo lahko pri vsakem posameznem

preiskovancu ugotovili, kakšna je bila indikacija za operacijo (že razvit osteoartritis, bolečine, preventivna operacija zaradi zmanjšane stranske pokritosti kolčne glavice, pri čemer še ni bilo kliničnih težav). V raziskavo smo vključili le odrasle preiskovance in izločili iz raziskave vse preiskovance, ki so bili v času zadnjega slikanja pred prvo operacijo mlajši od 18 let, saj takrat njihov kolčni skelet še ni bil v celoti zakostenel (5, 11, 13). Pri meritvah smo vedno upoštevali rentgenski posnetek pred prvo operacijo v odrasli dobi, tako da smo izločili vplive kirurških posegov na biomehansko stanje v kolku v nadaljnjem poteku. Če je bilo pred prvo operacijo opravljenih več posnetkov, smo upoštevali zadnjega. Kadar je imel preiskovanec oba kolka displastična, smo opravili izračun za vsakega posebej in upoštevali vsak kolk kot samostojno enoto v populaciji displastičnih kolkov.

V arhivu smo našli 155 preiskovancev, ki so bili v letih 1988–1993 operirani z diagnozo *dysplasia coxae*. 85 preiskovancev smo izločili, ker so bili pred prvo operacijo v kolku mlajši od 18 let (5, 11, 13), nadaljnjih 32 rentgenskih posnetkov pa smo izločili, ker na njih ni bilo prikazano celotno okolčje (največkrat je manjkal del zgornjega roba črevnice). Ostalo je torej 38 rentgenskih posnetkov bolnikov, ki so ustrezali pogojem naše raziskave. Od teh je 20 bolnikov imelo enostransko displazijo kolka, pri njih smo v raziskavi upoštevali le displastični kolk. Ostalih 18 bolnikov je imelo obojestransko displazijo kolka, zato smo pri njih upoštevali oba kolka in tako dobili 36 displastičnih kolkov (18 oseb nastopa dvakrat, enkrat z levim, drugič z desnim kolkom). Skupno smo torej obravnavali 56 displastičnih kolkov.

Kontrolna skupina preiskovancev z zdravimi kolki

Za določanje porazdelitve tlačnih napetosti v kolčni plasti potrebujemo antero-posteriorni rentgenski posnetek celotne medenice z obema kolkoma. Pri tem ni bilo mogoče najti antero-posteriornih rentgenskih posnetkov zdravih ljudi, saj pri teh zelo redko pride do slikanja okolčja. Zaradi škodljivega vplivanja rentgenskih žarkov na zarodne celice v genitalijah pri slikah okolčja pa zdravniki še dodatno zmanjšajo število slikanj na minimum.

V naši raziskavi smo kot vzorec zdrave populacije obravnavali rentgenske posnetke preiskovancev, ki so se v letih od vključno 1989 do vključno 1996 zdravili na Kliničnem oddelku za travmatologijo kirurške klinike v Ljubljani zaradi poškodb v predelu okolčja. V preiskovani skupini je šlo večinoma za starejše preiskovance, pri katerih je prišlo do zloma kolčnega vratu zaradi poškodbe. V naš vzorec smo vključili samo kolke na nepoškodovani strani, izločili pa smo tudi tiste preiskovance, pri katerih je že prišlo do degenerativnih poškodb v sklepu. Pri izračunu smo upoštevali sliko, napravljeno pred operacijo drugega, poškodovanega kolka. Na ta način smo se izognili vplivu, ki bi ga operacija lahko imela na biomehanski status nepoškodovanega kolka. Skupno smo obravnavali 60 zdravih kolkov.

Določitev biomehanskih kolčnih parametrov

Prerisovanje obrisov okolčja

Pri analizi rentgenskih posnetkov je vedno nujno, da enakomeren snop bele svetlobe osvetljuje posnetek od zadaj. Ker grafična tablica za digitalni vnos obrisov ni prozorna, ni bilo mogoče neposredno obrisovati okolčja z rentgenskega posnetka, ki bi bil položen na grafično tablico, saj so bile na ta način razpoznavne le grobe kostne strukture. Zato smo najprej prerisali rentgenski posnetek na prozorni papir in nato tega položili na grafično tablico za digitalni vnos.

Prerisovanje na pavs papir je potekalo na vodoravno položeni svetilki za pregledovanje rentgenskih posnetkov, kjer smo na prozorni papir A3-formata prerisali obris okolčja. Pri vsakem preiskovancu smo prerisali obris leve in desne stegenice, obris leve in desne kolčne ponvice, katerih obris se v stran nadaljuje v levo oz. desno krilo črevnice. Obrisi kolčne ponvice na vsaki strani smo potegnili od najbolj stranske točke kolčne ponvice prek strehe kolčne ponvice do najnižje točke kolčne ponvice.

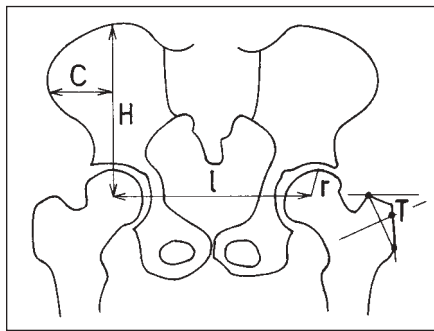
Poleg osnovnih obrisov je bilo treba določiti še nekaj dodatnih točk, ki za samo meritev razdalj niso neposredno potrebne, pač pa jih potrebuje računalniški algoritem sistema za avtomatsko odčitavanje kolčnih parametrov

HIJOMO (91, 92), da z njihovo pomočjo lahko loči med posameznimi deli obrisov in tako pravilno izmeri razdalje. Tako smo na vsaki strani označili še solzo, rob kanala na stegenici (pod ravnino, kjer se konča veliki trohanter), *spino iliaco anterior inferior*, ter zadnji spodnji rob kolčne ponvice.

Digitalizacija obrisov in računalniška obdelava podatkov

Geometrijske parametre kolka in medenice lahko odčitamo ročno ali pa avtomatsko. Zaradi večje natančnosti meritev in hitrejše obdelave podatkov smo izbrali avtomatsko odčitavanje. Tlačne napetosti izračunamo s sistemom HIPSTRESS (64, 65, 83, 86), ki so ga razvili na Fakulteti za elektrotehniko v sodelovanju z Inštitutom za biofiziko Medicinske fakultete in Ortopedsko kliniko. Sistem HIPSTRESS potrebuje kot vhodne podatke težo telesa ter vrednosti nekaterih geometrijskih parametrov (slika 2): medkolčno razdaljo l , koordinate efektivnega narastišča kolčnih abduktorjev na trohantru (T_x, T_z), višino medenice H (navpična razdalja med središčem kolčne glavnice in najvišjo točko krila medenice), širino krila črevnice C (vodoravna razdalja med središčem kolčne glavnice in najbolj stransko točko krila medenice), polmer kolčne glavnice stegenice r ter Wibergov kot stranskega pokritja kolčne glavnice ϑ_{CE} . S pomočjo vrednosti nekaterih izmed teh parametrov (l, T_x, T_z, H, C) se prilagodijo referenčne koordinate mišičnih narastišč (81) v matematičnem modelu za izračunavanje rezultantne kolčne sklepne sile R (65, 83).

Za avtomatsko odčitavanje zgoraj naštetih geometrijskih parametrov s standardnih antero-posteriornih rentgenskih posnetkov je bil v sodelovanju s Fakulteto za elektrotehniko, Inštitutom za biofiziko in Ortopedsko kliniko v Ljubljani razvit sistem HIJOMO (91, 92). Geometrijski parametri na sliki 2, določeni s sistemom HIJOMO, potem služijo kot vhodni podatki za sistem HIPSTRESS (65, 83, 86), ki na podlagi ustreznih matematičnih modelov (64, 65, 83) kot rezultat poda biomehanske parametre: mišične sile kolčnih abduktorjev, rezultantno kolčno sklepno silo in porazdelitev tlačnih napetosti v kolčni plasti pri poljubni geometriji medenice in kolka. Populacija zdravih kolkov je bila analizirana



Slika 2. Geometrijski parametri okoljca, ki jih odčitamo z rentgenskega posnetka s sistemom HIJOMO, vrednosti parametrov pa potem služijo kot vhodni podatki za sistem HIPSTRESS. Meritev obsega medkolčno razdaljo l , višino črevnice H , stransko razdaljo črevnice glede na središče kolčne glavnice C in koordinati narastišča kolčnih mišic na velikem trohantru T .

s sistemom ANXRAY, ki je pravzaprav razširjena verzija osnovnega programa HIJOMO, poleg tega pa omogoča tudi analizo rentgenskih posnetkov kolčnih endoprotez (93).

Prenos obrisov na prozornem papirju v digitalno obliko je potekal s pomočjo programa HIJOMO (*Hip Joint Morphometry*) (91, 92). Sistem za morfometrično analizo standardnih antero-posteriornih rentgenskih posnetkov sestavljata strojna oprema (osebni računalnik, grafična tablica velikosti A3 s posebno računalniško miško) ter programska oprema (originalni program HIJOMO za morfometrično analizo medenice, originalni program HIPSTRESS za izračun tlačnih napetosti iz izmerjenih podatkov in dopolnilni program).

Vnos obrisov v računalnik je potekal tako, da smo s posebno miško na grafični tablici obrisali levo in desno kolčno ponvico ter zgornji del leve in desne stegenice. Nato smo na obeh straneh določili naslednje značilne točke: zgornji rob črevnice (1), stranski rob črevnice (2), solzo (3), rob kanala na stegenici pod ravnino velikega trohantra (4), *spino iliaco anterior* (5) ter zadnji spodnji rob kolčne ponvice (6). Shema vrstnega reda obrisovanja in podrobnejši opis določitve značilnih točk so natančneje predstavljeni v predhodnih delih (85, 91, 92).

Program HIJOMO zabeleži podatke vsakega preiskovanca v samostojno datoteko, iz katere smo nato s sistemom HIPSTRESS določili ustrezne vrednosti za vsakega prei-

skovanca: največjo vrednost tlačne napetosti v kolčni plasti p_{\max} , polmer kolčne glavice r , velikost rezultantne kolčne sklepne sile, normirano na telesno težo preiskovanca R/W_B , kot ϑ_{CE} , nagib rezultantne kolčne sklepne sile ϑ_R ter funkcionalni kot stranskega pokritja kolčne glavice $\vartheta_{CE} + \vartheta_R$.

Izboljšave metode in računalniškega programa HIPSTRESS

Z originalno verzijo računalniškega sistema HIPSTRESS (64, 65, 83, 86, 94, 95) ni bilo mogoče izračunati rezultantne kolčne sklepne sile pri tistih preiskovancih, pri katerih se je narastišče kolčnih mišic na trohantru nahajalo nad vodoravnico skozi središči kolčnih glavic (pri tistih preiskovancih, pri katerih je imela koordinata T_x narastišča abduktorjev na velikem trohantru negativne vrednosti). Takšen primer je na primer *coxa vara*, kjer je kolčni vrat nekoliko upognjen navzdol, zato je narastišče kolčnih mišic na trohantru pomaknjeno nad vodoravno ravnino skozi središči obeh kolčnih glavic. V tem delu smo metodo izboljšali, tako da smo lahko opravili izračun za vse preiskovance, ne glede na vrednosti koordinate T_x .

Program HIJOMO poda koordinate določenih točk v posebno datoteko in izračuna določene razdalje ter kote. Sistem HIPSTRESS potem iz teh datotek prebere potrebne geometrijske parametre ter izračuna biomehanske parametre (kolčno silo, tlačne napetosti). Pri tem pa originalni program HIPSTRESS kot vodoravnico ne upošteva premice skozi obe središči kolčnih glavic, temveč za referenčni koordinatni sistem vzame kar ravnino risalne plošče – na ta način je torej od prerišovalca odvisno, kako natančen je pri polaganju pavš papirja na risalno ploščo in kako dobro presodi vodoraven položaj slike okolčja.

Pri preiskovancih z obema kolčnima glavica v isti višini napravimo manjšo napako pri prenosu obrisa v digitalno obliko, če kot referenčno vodoravnico vzamemo premico skozi obe središči kolčnih glavic. Tako referenčna ravnina za izmero značilnih točk in geometrijskih parametrov okolčja ni odvisna od subjektivne presoje obrisovalca. Poseben problem predstavlja tudi nagib stegenice na rentgenskem posnetku. Čeprav so bili vsi

uporabljeni antero-posteriorni rentgenski posnetki v naši raziskavi narejeni po standardnem postopku (85, 90), je kljub temu na posnetkih prihajalo do različnih nagibov stegenice glede na navpičnico (v razponu od 0 do 14°), to pa močno spremeni koordinate abduktornega narastišča na velikem trohantru (65). Zaradi tega smo v okviru sistema HIPSTRESS napisali nov podprogram, ki zajema podatke iz datoteke HIJOMO, določi geometrijske parametre in koordinate točk glede na vodoravnico skozi obe središči kolčnih glavic ter pri določanju narastišča abduktornih mišic na trohantru upošteva nagib vratu stegenice. Ocenjujemo, da smo z omenjeno izboljšavo zmanjšali napako, ki bi sicer nastala pri merjenju geometrijskih parametrov I, H, C in merjenju koordinat narastišča kolčnih mišic na trohantru.

Statistična analiza

Izračun največjih vrednosti tlačnih napetosti v displastični in zdravi populaciji je pokazal, da tlačne napetosti niso normalno porazdeljene. Tudi ostali izmerjeni parametri niso bili vedno normalno porazdeljeni. Zato smo za primerjavo obeh populacij v raziskavi uporabili neparametrični test rangov oziroma Mann-Whitneyev test (96–99).

REZULTATI

Na podlagi izmerjenih geometrijskih in izračunanih biomehanskih parametrov smo v populacijah displastičnih in zdravih kolkov za vsak kolk izračunali največjo tlačno napetost v kolčni plasti. V spremljajočih popisih rentgenskih posnetkov preiskovancev ni bilo možno najti telesnih tež preiskovancev ob času slikanja, zato rezultate največje tlačne napetosti navajamo normirane glede na telesno težo preiskovanca (p_{\max}/W_B).

Osnovni podatki o preiskovani populaciji

V skupini displastičnih kolkov je bilo 56 kolkov z diagnozo *Dysplasia coxae* (kolčna displazija). Moških je bilo 9 (16%) kolkov, ženskih pa 47 (84%). 32 (57%) kolkov je bilo na levi, 24 (43%) pa na desni strani. V kontrolni skupini zdravih kolkov je bilo 60 kolkov.

Moških je bilo 29 (48 %) kolkov, ženskih pa 31 (52 %). 24 (40 %) kolkov je bilo na levi, 36 (60 %) pa na desni strani.

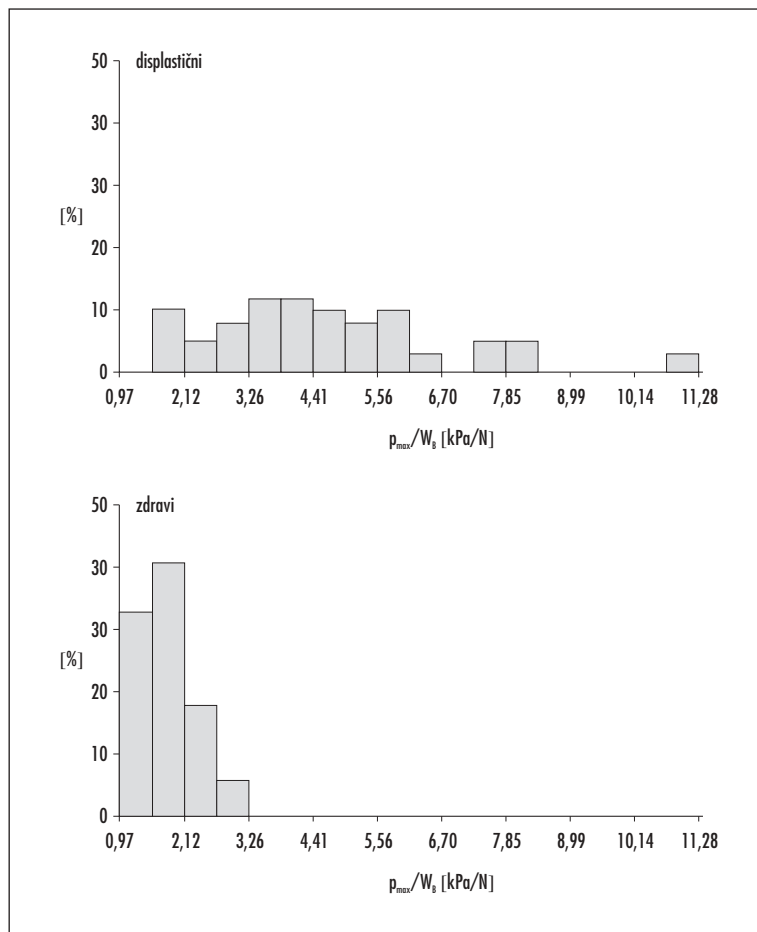
Največja vrednost tlačne napetosti v kolčni plasti

Slika 3 prikazuje frekvenčno porazdelitev največje vrednosti tlačne napetosti v kolčni plasti, normirano glede na telesno težo, p_{\max}/W_B . p_{\max}/W_B ima v displastični skupini mediano 4,36 kPa/N, z vrednostmi v razponu od 1,79 do 11,28 kPa/N. Mediana v skupini z zdravimi kolki znaša 1,72 kPa/N, z vrednostmi v razponu od 0,97 do 3,10 kPa/N. Razlika

je statistično pomembna ($P < 0,0001$). Opazimo, da pri displastičnih kolkih porazdelitev ne ustreza normalni porazdelitvi.

Funkcionalni kot stranskega pokritja kolčne glavice

Slika 4 prikazuje frekvenčno porazdelitev funkcionalnega kota stranskega pokritja kolčne glavice $\vartheta_{CE} + \vartheta_R$, ki ima pri displastičnih kolkih mediano 23°, vrednosti so v razponu od 9 do 48°. Pri zdravih kolkih ima isti kot mediano 46°, z vrednostmi v razponu od 33 do 61°. Razlika je statistično pomembna ($P < 0,0001$).



Slika 3. Največja vrednost tlačne napetosti v kolčni plasti, normirana glede na telesno težo, p_{\max}/W_B (frekvenčna porazdelitev). Statistični podatki: mediana displastične skupine $m_d(p_{\max}/W_B) = 4,36$ kPa/N, mediana zdrave skupine $m_z(p_{\max}/W_B) = 1,72$ kPa/N, $P < 0,0001$.

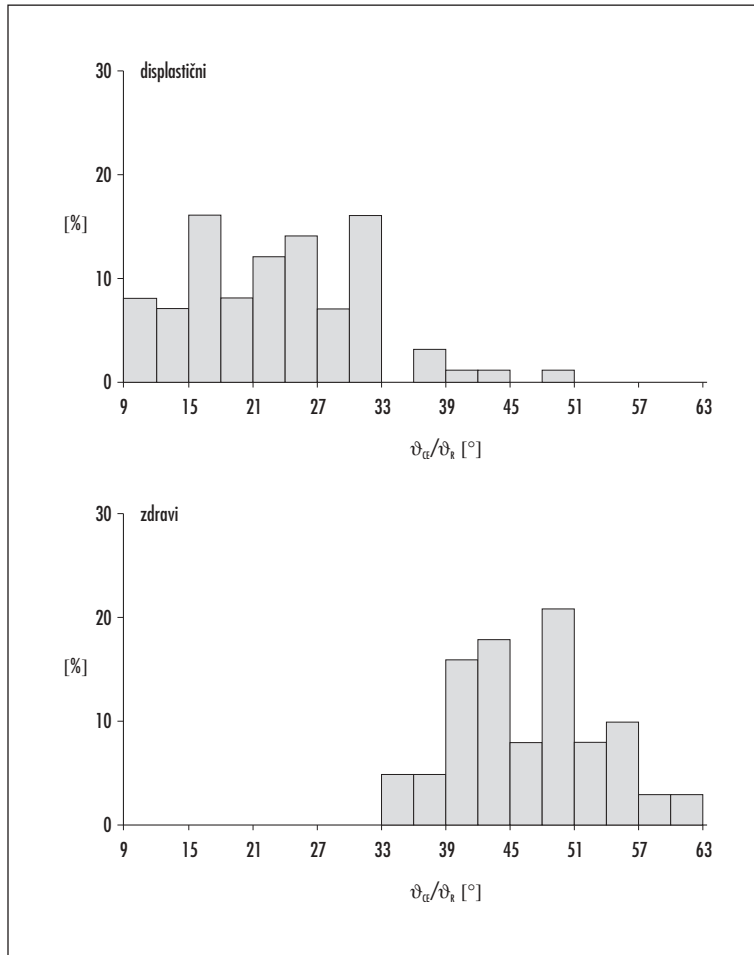
Geometrijski in biomehanski parametri okoljca

Mediana kota ϑ_{CE} znaša pri displastičnih kolkih 13° , vrednosti so v razponu od 0 do 35° . Pri zdravih kolkih je mediana enaka 34° , vrednosti pa v razponu od 21 do 50° . Razlika je statistično pomembna ($P < 0,0001$).

Polmer kolčne glavice r ima v displastični skupini mediano 26,6 mm, meritve so v razponu od 23,9 do 32,9 mm. V skupini z zdravimi kolki znaša mediana polmera kolčne glavice 26,4 mm, meritve so v razponu od 22,7 do 30,9 mm. Razlika ni statistično pomembna ($P = 0,723$).

Velikost rezultantne kolčne sklepne sile, normirana glede na telesno težo, R/W_B , ima pri displastičnih kolkih mediano 2,38, z vrednostmi v razponu od 2,09 do 2,88. Mediana pri zdravih kolkih znaša 2,25, z vrednostmi v razponu od 1,83 do 2,87. $P = 0,006$. Razlika je statistično pomembna.

Mediana nagiba rezultantne kolčne sklepne sile ϑ_R je znašala pri displastični skupini 9° , z vrednostmi v razponu od 7 do 15° . Pri zdravi skupini je mediana nagiba kolčne sile znašala 11° , z vrednostmi v razponu od 7 do 18° . Razlika je statistično pomembna ($P = 0,001$).



Slika 4. Funkcionalni kot stranskega pokritja kolčne glavice $\vartheta_{CE} + \vartheta_R$ (frekvenčna porazdelitev). Statistični podatki: $m_0(\vartheta_{CE} + \vartheta_R) = 23^\circ$, $m_2(\vartheta_{CE} + \vartheta_R) = 46^\circ$, $P < 0,0001$.

RAZPRAVLJANJE

Največja vrednost tlačne napetosti pri displastičnih in zdravih kolkih

V skladu z napovedmi matematičnega modela obstaja med populacijo preiskovancev z displastičnimi in zdravimi kolkli znatna razlika v vrednostih največje tlačne napetosti. Mediana normirane največje tlačne napetosti $m_d(p_{\max}/W_B)$ tako pri displastičnih kolklih znaša 4,36 kPa/N, pri zdravih kolklih pa je mediana enaka 1,72 kPa/N. Pri zdravih kolklih nobena od vrednosti p_{\max}/W_B ne presega 3,10 kPa/N. Izračunane normirane vrednosti tlačnih napetosti so bile v enakem velikostnem razredu kot neposredne meritve tlačnih napetosti pri preiskovancu z vgrajeno endoprotezo (51–53).

V skladu z začetno delovno hipotezo imajo kolki z manjšim kotom ϑ_{CE} večje vrednosti največje tlačne napetosti v kolčni plasti. Ta odvisnost potrjuje že dolgo znano empirično ugotovitev, da imajo bolniki z manjšim kotom ϑ_{CE} večje tlačne napetosti (17, 38, 39). S slike je poleg tega razvidno, da je še posebej težavno diagnosticiranje displazije pri tistih preiskovancih, ki imajo vrednosti kotov v kvalitativno določenem mejnem območju od 15 do 30°. V tem območju pride do izraza vpliv ostalih dejavnikov okolčja (polmer kolčne glave r , rezultantna kolčna sila R in njen nagib ϑ_R), ki pri enaki velikosti kota ϑ_{CE} lahko bistveno vplivajo na različne tlačne napetosti v kolčni plasti. Rezultati naše raziskave se torej skladajo z ugotovitvami v literaturi, da ocenjevanje tlaka v kolčni plasti lahko nudi veliko več podatkov o biomehanskem stanju kolka kot le groba ocena stranske pokritosti kolčne glave na podlagi meritve kota ϑ_{CE} (22, 71, 72).

Razlike v biomehanskem statusu med displastičnimi in zdravimi kolkli

Čeprav je v izračun tlačnih napetosti vključenih več biomehanskih parametrov, med zdravo in displastično populacijo v nekaterih parametrih lahko obstaja velika razlika, v drugih parametrih pa ne. S sistematično primerjavo vrednosti posameznih parametrov

smo ugotavljali, ali med zdravo in displastično populacijo dejansko obstajajo razlike v vseh tistih parametrih, ki jih upošteva teoretični model. Različne vrednosti neke spremenljivke pri vsaki od omenjenih populacij bi potrjevale ustreznost te spremenljivke kot enega od dejavnikov pri postavljanju diagnoze in načrtovanju zdravljenja v primeru kolčne displazije.

V okviru uporabljenega matematičnega modela izhajamo iz predpostavke (64), da so tlačne napetosti v kolčni plasti odvisne od polmera kolčne glave, kota ϑ_{CE} , nagiba ϑ_R in velikosti sile R . Kot ϑ_{CE} in polmer kolčne glave smo lahko izmerili neposredno, nagib ϑ_R in velikost sile R pa sta bili izračunani s pomočjo modela za izračun kolčne sile. Po teoretičnih predvidevanjih k večjemu tlaku prispevajo večja sila R , manjša vsota kotov ϑ_{CE} in ϑ_R ter manjši polmer kolčne glave.

Kot ϑ_{CE} ima pri displastičnih kolklih pomembno manjše vrednosti kot pri zdravih kolklih. Pri tem je treba ponovno poudariti, da so bila merila za uvrstitev v displastično ali zdravo skupino klinična in radiološka (upoštevali smo v spremljajočem popisu postavljeno diagnozo), ne glede na vrednosti kota ϑ_{CE} (ki je bil v našem primeru torej ODVISNA spremenljivka). Ker je kot ϑ_{CE} pomemben parameter tudi pri sami rentgenološki oceni statusa kolka (3, 21), je ortoped deloma že pri samem postavljanju diagnoze predhodno upošteval tudi velikost ϑ_{CE} kot merilo za stransko pokritost kolčne glave, zato pomembna različnost v vrednostih kota ϑ_{CE} v obeh skupinah ni presenetljiva. Kljub temu ima kot ϑ_{CE} pri biomehanskem ocenjevanju drugačno vlogo – pri radiološkem ocenjevanju je kot ϑ_{CE} uporabljen empirično, biomehanski model kolka pa nam pri preiskovanih kolklih analitično in kvantitativno pojasni vpliv velikosti ϑ_{CE} na porazdelitev tlačnih napetosti v kolčni plasti (100).

Po mnenju nekaterih avtorjev (14, 33, 72) primerjava dveh populacij v prerezu (v določenem časovnem trenutku) ni vedno najboljši napovedni dejavnik za razvoj displazije. Raziskave prirojene kolčne displazije ob kasnejšem spremljanju istih bolnikov v daljših časovnih intervalih so pokazale, da je poleg absolutnih vrednosti tlačnih napetosti pomembna tudi dolžina časovne izpostavljenosti visokim tlač-

nim napetostim, oziroma da je boljši napovedni dejavnik časovno kumulativna vrednost tlačnih napetosti (33, 72). Po drugi strani pa se odrasla populacija kolkov razlikuje od prirojeno prizadete, saj po 18. letu ob zakostenelem skeletu časovno spreminjanje stopnje displazije ni tako drastično (11, 13). Nadaljnje raziskave v tej smeri bi torej lahko s časovnim spremljanjem istih preiskovancev v obeh populacijah preizkusile primernost kumulativnih tlačnih napetosti kot merila pri ocenjevanju displazije kolka pri odraslih.

Prednosti, slabosti in možnosti nadaljnega razvoja izboljšane metode za izračun tlačnih napetosti

Opisana metoda ima nekaj bistvenih prednosti v primerjavi z ostalimi metodami na področju diagnostike kolčne displazije. Postopek za ocenjevanje tlačnih napetosti v kolku ni invaziven in bolnika v ničemer ne obremenjuje, saj dodatno rentgensko slikanje ni potrebno. Analiza biomehanskega statusa se namreč opravi na že prej napravljenem rentgenskem posnetku in na ta način s kvantitativnimi meritvami dopolni prejšnjo kvalitativno ali semikvantitativno oceno pokritosti kolčne glavice. Zdravnik ortoped se zlahka lahko nauči uporabljati opisano metodo, tudi strojna in programska oprema za izvedbo meritev sta relativno poceni in zato lahko dostopni. Prednosti avtomatskega odčitavanja so veliko večja hitrost odčitavanja, večja natančnost pri odčitavanju in neposreden izpis izmerjenih podatkov v datoteko ali na ekran. Zlasti poenostavljeno je pri tem postopku določanje polmera kolčne glavice, ki je sicer pri ročnem merjenju dokaj nenatančno in deloma odvisno od presoje obrisovalca (40, 85).

Slabost avtomatskega odčitavanja je ta, da potrebujemo za to določeno strojno in programsko opremo. Poleg tega je pri avtomatskem obrisovanju treba vnesti večje število posebnih točk na kolčnem obrisu, ki pri ročnem obrisovanju za samo izmero geometrijskih parametrov niso nujne, računalniški program pa jih potrebuje kot orientacijske točke za izmero ostalih parametrov.

Šibka točka metode je v njeni omejeni natančnosti oziroma v tem, da nekateri pomembni parametri za biomehansko ocenjevanje okolčja niso vključeni v izračun tlačnih napetosti. V okviru meritev je prišlo do določenih napak in odstopanj pri samem obrisovanju rentgenogramov. Dodaten vir napake predstavlja ocenjevanje povečave posameznega rentgenograma. Pri slikanju okolčja so lahko preiskovanci različno nameščeni, zlasti pri hudih zlomih v področju kolka se zaradi bolečine nagibajo na zdravo stran, zato lahko pride na sliki do zamika (npr. leva stran je bližje izvoru rentgenskih žarkov kot desna in je zato bolj povečana). V prejšnjih raziskavah (93, 101) so skušali zmanjšati to napako na ta način, da so povečavo vsakega posameznega rentgenskega posnetka ocenili iz razmerja med izmerjenim premerom glavice endoproteze na sliki in tehničnim podatkom o premeru te glavice. Ta metoda je do neke mere omejena, saj pride v poštev le za preiskovance z vstavljenjo endoprotezo, zato je v naši raziskavi nismo mogli uporabiti. Ugodno bi bilo, če bi bili v prihodnosti vsi rentgenski posnetki opravljeni skupaj z merilom, kar bi omogočilo zanesljivejšo kvantitativno primerjanje različnih posnetkov med seboj.

Uporabljeni matematični model za določanje rezultatne kolčne sile je omejen na položaj statične stoji na eni nogi (65). Neposredne meritve tlačnih napetosti kažejo, da že pri vsakdanjih telesnih aktivnostih pri preiskovancih lahko pride do veliko večjih obremenitev kolka kot pri stoji na eni nogi (51). V kolku delujejo sile pri tem pogosto delujejo izven frontalne ravnine (npr. pri vstajanju s stola, hoji po stopnicah) (52, 102). Antero-posteriorni rentgenski posnetek ima tako precej nizko občutljivost v diagnostiki kolčne displazije pri tistih bolnikih, kjer je pokritost kolčne glavice zmanjšana spredaj ali kjer je prišlo do delnega izpaha navzpred (37). Zato se pri teh bolnikih kljub normalnemu antero-posteriornemu rentgenskemu posnetku kasneje lahko razvije displazija.

Predstavljeni postopek za izračunavanje tlačnih napetosti v kolčnem sklepu zaenkrat temelji na analizi antero-posteriornih rentgen-

skih posnetkov, enak matematični model pa bi bilo možno uporabiti tudi pri analizi tridimenzionalnih meritev geometrijskih parametrov okolčja (103–105). Analize morfologije okolčja so bile opravljene tudi s CT-slikanjem, v kombinaciji z računalniškim sistemom za tridimenzionalno predstavitev kostnine na CT-posnetkih (106–108). Meritve tridimenzionalne porazdelitve tlačnih napetosti bi lahko izvajali s kombinacijo zunanjih meritev in matematičnih modelov za določanje kolčne sklepne sile (62, 63).

V okviru tega dela smo ugotovili, da lahko biomehansko ocenjevanje na podlagi izračuna tlačnih napetosti služi kot uporabno sredstvo pri določanju displazije kolka. Da bi preverili, ali je predstavljena metoda uporabna tudi pri določanju diagnoze in načrtovanju načina zdravljenja pri drugih boleznih v področju okolčja, je potreben študij medsebojne odvisnosti klinične, rentgenološke in biomehanske ocene statusa kolka pri vsaki bolezni posebej. Tako bi bio mehansko ocenjevanje statusa kolka lahko postalo pomembno dopolnilo morfološki analizi kolka na rentgenskih posnetkih in kliničnim ocenam gibanja v kolčnem sklepu.

ZAKLJUČKI

1. Največje vrednosti tlačne napetosti v kolčni plasti p_{\max}/W_B so pri displastičnih kolkih znatno in statistično pomembno večje kot pri zdravih kolkih.
2. Funkcionalni kot stranskega pokritja kolčne glavice $\vartheta_{CE} + \vartheta_R$ je pri displastičnih kolkih znatno in statistično pomembno manjši kot pri zdravih kolkih. Kota ϑ_{CE} in ϑ_R sta pri displastičnih kolkih statistično pomembno manjša kot pri zdravih kolkih.
3. V velikosti polmera kolčne glavice r med displastičnimi in zdravimi kolki ni statistično pomembne razlike. Normirana rezultatna kolčna sklepna sila R/W_B je pri displastičnih kolkih statistično pomembno večja, vendar nima znatnega vpliva na razliko v največjih vrednostih tlačne napetosti v kolčni plasti p_{\max}/W_B med displastičnimi in zdravimi kolki.

4. Ugotovili smo, da je Wibergov kot ϑ_{CE} tisti biomehanski parameter, ki ima največji vpliv na največje vrednosti tlačne napetosti v kolčni plasti p_{\max}/W_B , kar se sklada z empiričnimi ugotovitvami. V območju ko je ϑ_{CE} manjši od 15° , lahko že na podlagi tega parametra kvalitativno ugotovimo, da so tlačne napetosti povečane, medtem ko pri kotih, večjih od 30° , predvidevamo, da so tlačne napetosti normalne. Pri omenjenih vrednostih kota ϑ_{CE} ostali parametri nimajo pomembnejše vloge. V območju kota ϑ_{CE} med 15 in 30° pa je lahko vpliv ostalih biomehanskih parametrov na tlačne napetosti znaten.

ZAHVALA

Rad bi se zahvalil mentorici doc. dr. Veroniki Kralj-Iglič, dipl. ing. fizike, z Inštituta za biofiziko Medicinske fakultete Univerze v Ljubljani za strokovne nasvete, idejne spodbude, pomoč pri tehničnih težavah ter za mnoge velike in drobne napotke pri izdelavi raziskave. Iskreno se ji zahvaljujem za njen neprecenljivi prispevek k nastanku predstavljene raziskave.

Posebna zahvala gre tudi somentorju prof. dr. Vanetu Antoliču, dr. med., z Ortopedske klinike v Ljubljani, ki mi je pomagal s strokovnimi mnenjem, idejami, smernicami pri oblikovanju raziskave in mi omogočil uporabo rentgenskih slik iz arhiva Ortopedske klinike. Prav tako se zahvaljujem somentorici doc. dr. Dragici Smrke, dr. med., s Kliničnega oddelka za travmatologijo kirurške klinike v Ljubljani, ki mi je pomagala s strokovnimi predlogi in skupaj s sodelavcem Vladom Stankovskim, dipl. inž. računalništva, opravila celotno analizo rentgenskih posnetkov zdravih kolkov iz arhiva Kliničnega oddelka za travmatologijo.

Zahvaljujem se doc. dr. Alešu Igliču s Fakultete za elektrotehniko v Ljubljani, da mi je omogočil uporabo strojne ter programske opreme, ki sem jo potreboval pri izdelavi predstavljene raziskave, ter da mi je nudil nepogrešljivo pomoč pri fizikalnih in računalniških problemih, ki jih je bilo treba rešiti v okviru te raziskave. Zahvala velja Borutu Pompetu, dr. med., z Ortopedske klinike v Ljubljani, ki mi je pomagal s praktičnimi

napotki pri analizi popisov in obrisovanju rentgenskih slik displastičnih kolkov. Zahvaljujem se tudi Antonu Jakliču, dipl. inž. računalništva, ki me je uvedel v sistem za avtomatsko obdelavo podatkov HIJOMO. Zahvaljujem se osebjem poliklinike, ortoped-

ske klinike in travmatološke klinike za prijazno pomoč pri zamudnem iskanju rentgenskih slik in popisov v arhivih.

Vsem, ki so kakorkoli pripomogli k nastanku te raziskave, še enkrat hvala!

LITERATURA

1. Maquet PJG. *Biomechanics of the Hip*. Berlin: Springer-Verlag; 1985.
2. Srakar F. *Ortopedija*. Ljubljana: Založba Sledi; 1994.
3. Pauwels F. *Biomechanics of the Normal and Diseased Hip*. Berlin: Springer-Verlag; 1976.
4. Durnin CW, Ganz R, Klauw K. The acetabular rim syndrome - a clinical presentation of dysplasia of the hip. *J Bone Joint Surg [Br]* 1991; 73B: 423-9.
5. Hersche O, Casillas M, Ganz R. Indications for intertrochanteric osteotomy after periacetabular osteotomy for adult hip dysplasia. *Clin Orthop* 1998; 347: 19-26.
6. Kummer B. Biomechanischer Aspekt der Luxationshüfte. *Orthopade* 1988; 17: 452-62.
7. Ganz R, Klaus K, Vinh TS, Mast JW. A new periacetabular osteotomy of hip dysplasias technique and preliminary results. *Clin Orthop* 1988; 232: 26-36.
8. Tönnis D. *Congenital dysplasia and dislocation of the hip in children and adults*. Berlin: Springer Verlag; 1987.
9. Bombelli R. *Osteoarthritis of the hip*. Berlin: Springer-Verlag; 1983.
10. Weinstein SL. Natural history of congenital hip dislocation (CDH) and hip dysplasia. *Clin Orthop* 1987; 225: 62-76.
11. Murphy SB, Kijewski PK, Millis MB, Harless A. Acetabular dysplasia in the adolescent and young adult. *Clin Orthop* 1990; 261: 214-23.
12. Malvitz TA, Weinstein SL. Closed reduction for congenital dysplasia of the hip. *J Bone Joint Surg [Am]* 1994; 76A: 1777-91.
13. Exner GU, Kern SM. Natural course of mild hip dysplasia from young childhood into adulthood. *Orthopade* 1994; 23: 181-4.
14. Aronsson DD, Goldberg MJ, Kling TF, Roy DR. Developmental dysplasia of the hip. *Pediatrics* 1994; 94: 201-8.
15. Hasegawa Y. Natural course of coxarthrosis in dysplastic hips. *Orthopade* 1994; 23: 185-90.
16. Zhu W, Mow VC, Koob TJ, Eyre DR. Viscoelastic shear properties of articular cartilage and the effects of glycosidase treatments. *J Orthop Res* 1993; 11: 771-81.
17. Cooperman DR, Wallenstein RR, Stulberg SD. Acetabular dysplasia in the adult. *Clin Orthop* 1983; 175: 79-85.
18. Joerring K. Osteoarthritis of the hip: epidemiology and clinical role. *Acta Orthop Scand* 1980; 51: 523-30.
19. Nuki G. *Aetiopathogenesis of osteoarthritis*. London: Pitman Medical; 1980.
20. Harris WH. Etiology of osteoarthritis of the hip. *Clin Orthop* 1986; 213: 20-33.
21. Ali GA, Croft PR, Silman AJ. Osteoarthritis of the hip and acetabular dysplasia in Nigerian men. *J Rheumatol* 1996; 23: 512-5.
22. Brand RA. Hip osteotomies: a biomechanical consideration. *J Am Acad Orthop Surg* 1997; 5: 282-91.
23. Wang H, Ateshian GA. The normal stress effect and equilibrium friction coefficient of articular cartilage under steady frictional shear. *J Biomech* 1997; 30: 771-6.
24. Smith RL, Donlon BS, Gupta MK, Mahtai M, Das P *et al*. Effects of fluid-induced shear on articular chondrocyte morphology and metabolism in vitro. *J Orthop Res* 1995; 12: 824-31.
25. Manley MT, Serkian P. Wear debris: an environmental issue in total joint replacement. *Clin Orthop* 1994; 298: 137-46.
26. Radin EL, Rose RM. Role of subchondral bone in the initiation and progression of cartilage damage. *Clin Orthop* 1986; 213: 34-40.
27. Solomon L. Patterns of osteoarthritis of the hip. *J Bone Joint Surg [Br]* 1976; 58B: 176-83.
28. Tepper S, Hochberg MC. Factors associated with hip osteoarthritis: data from the first national health and nutrition examination survey. *Am J Epidemiol* 1993; 138: 1081-8.
29. Wainwright D. The shelf operation for hip dysplasia in adolescence. *J Bone Joint Surg [Br]* 1976; 58B: 159-63.
30. Harris WH. Advances in the hip arthroplasty. *Clin Orthop* 1984; 183: 4-11.
31. Millis MB, Murphy SB. Use of computed tomographic reconstruction in planning osteotomies of the hip. *Clin Orthop* 1992; 274: 154-9.
32. Shrive NG, Frank CB. Articular cartilage. In: Nigg BM, Herzog W, eds. *Biomechanics of the musculo-skeletal system*. Chichester: Wiley; 1995. pp. 79-105.
33. Hadley NA, Brown TD, Weinstein SL. The effects of contact pressure elevations and aseptic necrosis on the long-term clinical outcome of congenital hip dislocation. *J Orthop Res* 1990; 8: 504-13.

34. Harris WH. Traumatic arthritis of the hip after dislocation and acetabular fractures: treatment by mold arthroplasty. An end-result study using a new method for result evaluation. *J Bone Joint Surg [Am]* 1969; 51A: 737-55.
35. Larson CB. Rating scale for hip disabilities. *Clin Orthop* 1963; 31: 85-93.
36. Johnston CE, Wenger DR, Roberts JM, Burke SW, Roach JW. Acetabular coverage: three-dimensional anatomy and radiographic evaluation. *J Pediatr Orthop* 1986; 6: 548-58.
37. Murphy SB, Ganz R, Müller ME. The prognosis in untreated dysplasia of the hip. A study of radiographic factors that predict the outcome. *J Bone Joint Surg [Am]* 1995; 77A: 985-9.
38. Wiberg G. Studies on dysplastic acetabula and congenital subluxation of the hip joint - with special reference to the complication of osteoarthritis. *Acta Orthop Scand* 1939; 83 Suppl. 58: 1-135.
39. Sharp IK. Acetabular dysplasia. The acetabular angle. *J Bone Joint Surg [Br]* 1961; 43B: 268-72.
40. Mavčič B. *Ocenjevanje displazije kolka pri odraslih* [Prešernova naloga]. Ljubljana: Medicinska fakulteta Univerze v Ljubljani; 1998.
41. Severin E. Congenital dislocation of the hip joint - late results of closed reduction and arthrographic studies of recent cases. *Acta Orthop Scand* 1941; Suppl 63: 1-142.
42. Kummer B. Die klinische Relevanz biomechanischer Analysen der Hüftregion. *Z Orthop* 1991; 129: 285-94.
43. Pauwels F. *Atlas zur Biomechanik der gesunden und kranken Hüfte*. Berlin: Springer Verlag; 1973.
44. Polster J. Biomechanik des Hüftgelenkes. *Radiologe* 1990; 30: 135-40.
45. Bay BK, Hamel AJ, Olson SA, Sharkey NA. Statically equivalent load and support conditions produce different hip joint contact pressures and periacetabular strains. *J Biomech* 1997; 30: 193-6.
46. Vasu R, Carter DR, Harris HW. Stress distributions in the acetabular region - I. before and after total joint replacement. *J Biomech* 1982; 15: 155-64.
47. Brown TD, Shaw DT. In vitro contact stress distributions in the natural human hip. *J Biomech* 1983; 16: 373-84.
48. Rab GT. Mapping of surface area «containment» of the femoral head during walking. *J Biomech* 1986; 19: 159-63.
49. Baker KJ, Brown TD, Brand RA. A finite-element analysis of the effects of intratrochanteric osteotomy on stresses in femoral head osteonecrosis. *Clin Orthop* 1989; 249: 183-98.
50. Brown TD, Pope DF, Hale JE, Buckwalter JA, Brand RA. Effects of osteochondral defect size on cartilage contact stress. *J Orthop Res* 1991; 9: 559-67.
51. Hodge WA, Fijan RS, Carlson KL, Busgess RG, Harris WH, Mann RW. Contact pressures in the human hip joint measured in vivo. *Proc Natl Acad Sci USA* 1986; 83: 2879-83.
52. Hodge WA, Carlson KL, Fijan RS, Busgess RG, Riley PO, Harris WH, et al. Contact pressures from an instrumented hip endoprosthesis. *J Bone Joint Surg [Am]* 1989; 71A: 1378-86.
53. Krebs DE, Elbaum L, Riley PO, Hodge WA, Mann RW. Exercise and gait affects on in vivo hip contact pressures. *Physical Therapy* 1991; 71: 301-9.
54. Rushfeldt PD, Mann RW, Harris WH. Improved techniques for measuring in vitro the geometry and pressure distribution in the human acetabulum - II. Instrumented endoprosthesis measurements of articular surface pressure distribution. *J Biomech* 1981; 14: 315-23.
55. Mizrahi J, Solomon L, Kaufman B, Duggan TO. An experimental method for investigating load distribution in the cadaveric human hip. *J Bone Joint Surg [Br]* 1981; 63B: 610-3.
56. Afoke NYP, Byers PD, Hutton WC. Contact pressures in the human hip joint. *J Bone Joint Surg [Br]* 1987; 69B: 536-41.
57. Macirowski T, Tepic S, Mann RW. Cartilage stresses in the human hip joint. *J Biomech Eng* 1994; 116: 10-18.
58. Bergmann G, Graichen F, Rohlmann A. Hip joint forces during walking and running, measured in two patients. *J Biomech* 1993; 26: 969-90.
59. Bergmann G, Kniggenndorf H, Graichen F, Rohlmann A. Influence of shoes and heel strike on the loading of the hip implants. *J Biomech* 1995; 28: 817-27.
60. Glitsch U, Baumann W. The three-dimensional determination of internal loads in the lower extremity. *J Biomech* 1997; 30: 1123-31.
61. Witte H, Eckstein F, Recknagel S. A calculation of the forces acting on the human acetabulum during walking. Based on in vivo force measurements, kinematic analysis and morphometry. *Acta Anat Basel* 1997; 160: 269-80.
62. Crowninshield RD, Johnston RC, Andrews JS, Brand RA. A biomechanical investigation of the human hip. *J Biomech* 1978; 11: 75-85.
63. Brand RA, Pedersen DR, Davy DT, Kotzar GM, Heiple KG, Goldberg VM. Comparison of hip force calculation and measurements in the same patient. *J Arthroplasty* 1994; 9: 45-51.
64. Ipavec M, Brand RA, Pedersen DR, Mavčič B, Igljič A, Kralj-Igljič V. Mathematical modelling of stress in the hip during gait. *J Biomech* 1999; 32: 1229-35.
65. Igljič A. *Matematično modeliranje operativnih posegov v kolku* [doktorska disertacija]. Ljubljana: Fakulteta za elektrotehniko Univerze v Ljubljani; 1996.
66. Legal H, Reinecke M, Ruder H. Zur biostatistischen Analyse des Hüftgelenkes III. *Z Orthop* 1980; 118: 804-15.
67. Oonishi H, Isha H, Hasegawa T. Mechanical analysis of the human pelvis and its application to the articular hip joint - by means of the three dimensional finite element method. *J Biomech* 1983; 16: 247-52.

68. Schuller HM, Dalstra M, Huiskes R, Marti RK. Total hip reconstruction in acetabular dysplasia. A finite element study. *J Bone Joint Surg [Br]* 1993; 75B: 468-74.
69. Dalstra M, Huiskes R. Load transfer across the pelvic bone. *J Biomech* 1995; 28: 715-24.
70. Debrunner HU. Studien zur Biomechanik des Hüften gelenkes I. Ein neues Modell für die Berechnung der Hüftenbelastung. *Z Orthop* 1975; 113: 377-88.
71. Brinckmann P, Frobin W, Hierholzer E. Stress on the Articular Surface of the Hip Joint in Healthy Adults and Persons with Idiopathic Osteoarthritis of the Hip Joint. *J Biomechanics* 1981; 14: 149-56.
72. Legal H. Osteotomien an der Dysplasiehüfte des Erwachsenen - Planung unter Berücksichtigung einer differenzierten biomechanischen Berechnung. *Z Orthop* 1985; 123: 465-9.
73. Maxian TA, Brown TD, Weinstein SL. Chronic stress tolerance levels for human articular cartilage: two nonuniform contact models applied to long-term follow-up of CDH. *J Biomech* 1995; 28: 159-66.
74. Mavčič B, Antolič V, Brand R, Igljič A, Ipavec M, Kralj-Igljič V, et al. Weight bearing area during gait in normal and dysplastic hips. *Pflügers Arch* 2000; 439(3 Suppl): R213-4.
75. Mavčič B, Antolič V, Brand R, Igljič A, Ipavec M, Kralj-Igljič V, et al. Peak contact stress in human hip during gait. *Pflügers Arch* 2000; 440 (5 Suppl): R177-8.
76. Igljič A, Antolič V, Srakar F, Kralj-Igljič V. Contact stress in the articular surface of the human hip joint in different pelvic shapes. In: Häkinen K, Keskinen KL, Komi PV, Mero A eds. Proc of the XVth Congress of the International Society of Biomechanics. Jyväskylä 1995: 414-5.
77. Kralj-Igljič V, Igljič A, Mavčič B, Antolič V. Revisiting the assessment of dysplasia in human hips. In: Ashton-Miller JA ed. Proc of the 10th International Conference on Mechanics in Medicine and Biology. Honolulu 1998: 225-8.
78. Pompe B, Antolič V, Igljič A, Kralj-Igljič V, Mavčič B, Smrke D. Evaluation of the biomechanical status of dysplastic human hips. *Pflügers Arch* 2000; 440 (5 Suppl): R202-3.
79. Johnston RC, Brand RA, Crownshield RD. Reconstruction of the hip. *J Bone Joint Surg [Am]* 1979; 61A: 639-52.
80. McLeish RD, Charnley J. Abduction forces in the one-legged stance. *J Biomech* 1970; 3: 191-209.
81. Dostal WF, Andrews JG. A three-dimensional biomechanical model of hip musculature. *J Biomech* 1981; 14: 803-12.
82. Crownshield RD, Brand RA. A Physiologically Based Criterion of Muscle Force Prediction in Locomotion. *J Biomechanics* 1981; 14: 793-801.
83. Igljič A, Srakar F, Antolič V. Influence of the pelvic shape on the biomechanical status of the hip. *Clin Biomech* 1993; 8: 223-4.
84. Igljič A, Antolič V, Srakar F, Kralj-Igljič V, Maček-Lebar A, Brajnik D. Biomechanical study of various greater trochanter positions. *Arch Orthop Trauma Surg* 1995; 114: 76-78.
85. Kersnič B. *Določitev geometrijskih parametrov zdrave medicine* [Prešernova naloga]. Ljubljana: Medicinska fakulteta Univerze v Ljubljani; 1995.
86. Igljič A, Kersnič B, Kralj-Igljič V, Srakar F, Antolič V, Jaklič A, et al. Shape of proximal femor and pelvis in male and female. *Med Biol Eng Comp* 1996; 34, Suppl 1, Part 1: 345-444.
87. Kersnič B, Igljič A, Kralj-Igljič V, Srakar F, Antolič V. Increased incidence of arthrosis in female population could be related to femoral and pelvic shape. *Arch Orthop Trauma Surg* 1997; 116: 345-347.
88. Chiari K. Ergebnisse mit der Beckenosteotomie als Pfannendachplastik. *Z Orthop* 1955; 87: 14.
89. Salter R. Innominate osteotomy in the treatment of congenital dislocation and subluxation of the hip. *J Bone Joint Surg [Br]* 1961; 43: 518.
90. *Rentgenologija, diagnostične slikovne metode in intervencijska radiologija*. Ljubljana: Medicinski razgledi, 1990.
91. Jaklič A. *Morfometrična analiza standardnih AP rentgenogramov medicine in kolkov* [diplomska naloga]. Ljubljana: Fakulteta za elektrotehniko in računalništvo Univerze v Ljubljani; 1994.
92. Jaklič A, Pernuš F. Morphometric analysis of AP pelvic and hip radiographs. In: Zajc B, Solina F eds. Proceedings of the third Slovenian electrotechnical and computer science conference. Ljubljana, 1994: 352-5.
93. Smrke D, Stankovski V, Jaklič A, Igljič A, Kralj-Igljič V. Peak contact stress in articular surface of healthy hip joint in male and female population - a comparative study. *Acta Orthop Trauma Surg: (v tisku)*.
94. Igljič A, Srakar F, Antolič V, Kralj-Igljič V, Batagelj V. Biomechanical analysis of Chiari osteotomy - the hip joint reaction force dependence on the position of the femoral head center. *Acta Orthop Yugosl* 1991; 6: 59-62.
95. Igljič A, Kralj-Igljič V, Antolič V, Srakar F, Stanič U. Effect of the periacetabular osteotomy on the stress on the human hip joint articular surface. *IEEE Trans Rehab Engr* 1993; 1: 207-12.
96. Dawson-Saunders B. *Basic and Clinical Biostatistics*. Norwalk: Appleton and Lange; 1990.
97. Chase W, Bown F. *General statistics*. Singapore: Wiley; 1986.
98. Ott L. *An introduction to statistical methods and data analysis*. Belmont: Wadsworth; 1993.
99. Wayne WB. *Biostatistics: a foundation for analysis in the health science*. New York: Wiley; 1987. pp. 212-41.
100. Ipavec M, Kralj-Igljič V, Igljič A. Stress in the hip joint articular surface during gait. *Eng Modelling* 1995; 1-2: 7-14.
101. Kersnič B, Kocjančič B. *Določanje najugodnejše geometrije okolčja pri rekonstrukciji zlomov stegeničnega vratu*. [Prešernova naloga]. Ljubljana: Medicinska fakulteta Univerze v Ljubljani; 1998.

102. Olson SA, BAy BK, Chapman MW, Sharkey NA. Biomechanical consequences of fracture and repair of the posterior wall of the acetabulum. *J Bone Joint Surg [Am]* 1995; 77A: 1184-92.
103. Konishi N, Mieno T. Determination of acetabular coverage of the femoral head with use of single anteroposterior radiograph. A new computerized technique. *J Bone Joint Surg [Am]* 1993; 75A: 1318-33.
104. Eng JJ, Winter DA. Kinetic analysis of the lower limbs during walking: what information can be gained from a three-dimensional model? *J Biomech* 1995; 28: 753-8.
105. Glitsch U. On problems when shifting from a two-dimensional to a three-dimensional approach for determining internal loads. In: Proceedings of the IVth International symposium on 3-D analysis of human movement; Grenoble 1996. pp. 72-78.
106. Reikeras O, Bjerkreim I, Kolbenstvedt A. Anteversion of the acetabulum and femoral neck in normals and in patients with osteoarthritis of the hip. *Acta Orthop Scand* 1983; 54: 18-23.
107. Clark JM, Haynor DR. Anatomy of the abductor muscles of the hip as studied by computer tomography. *J Bone Joint Surg [Am]* 1987; 69A: 1021-31.
108. Klaue K, Wallin A, Ganz R. CT evaluation of coverage and congruency of the hip prior to osteotomy. *Clin Orthop* 1988; 232: 15-25.

Prispelo 15. 3. 2002