

Ocenjevanje displazije kolka pri odraslih* Assessment of hip dysplasia in adults*

Blaž Mavčič**

Ključne besede
osteoarthritis kolka – radiografija – diagnostika
biomehanika
modeli teoretski
tlačna napetost

Key words
osteoarthritis hip – radiography – diagnosis
biomechanics
models – theoretical
weight-bearing

Izvleček. V kolčnem sklepu pogosto pride do degeneracije sklepnega hrustanca idiopatsko (primarna artroza). V primerih z znano patogenezo (sekundarna artroza) pa do degeneracije sklepnega hrustanca najpogosteje pride zaradi mehaničnih deformacij kosti, ki sodelujejo v sklepu. Takšne mehanične deformacije označujemo kot displazijo kolka. Pri odločanju o načinu zdravljenja se upoštevajo klinične, anatomske in biomehanske razmere v kolku, za ocenjevanje slednjih se je kot pomemben parameter v klinični praksi uveljavil Wibergov kot lateralnega pokritja kolčne glavice. V tem delu predlagamo, da je za displastične kolke značilna neugodna porazdelitev tlačne napetosti v kolčni plasti. Z matematičnim modelom ugotavljamo, kateri geometrijski parametri okolčja poleg Wibergovega kota tudi vplivajo na porazdelitev tlačne napetosti po obremenjeni površini kolka. Na tej osnovi predlagamo metodo za ocenjevanje omenjenih parametrov iz standardnih antero-posteriornih rentgenskih posnetkov. Predlagano metodo preizkusimo na ilustrativnih primerih preiskovancev z majhnim kotom lateralnega pokritja kolčne glavice, ki kljub temu nimajo kliničnih težav.

Analizirali smo matematični model za določanje tlačnih napetosti v kolčni plasti pri stoji na eni nogi. V okviru tega modela smo določili parametre, ki vplivajo na vrednosti tlačnih napetosti v kolčni plasti pri različnih oblikah stegenice in okolčja. Preiskali smo 411 standardnih antero-posteriornih rentgenskih posnetkov preiskovancev z zdravimi kolki in izmed teh izbrali preiskovance, ki so imeli Wibergov kot v zdravem kolku manjši od 30°. Za vsakega od izbranih preiskovancev smo z matematičnim modelom izračunali vrednosti tlačnih napetosti v kolčnem sklepu.

Abstract. Degeneration of the articular cartilage and osteoarthritis of the hip joint are most often idiopathic (primary osteoarthritis). In patients with known pathogenesis (secondary osteoarthritis), the disease is most commonly due to mechanical bone deformation, termed hip dysplasia. The treatment is planned on the basis of clinical, anatomic and biomechanical characteristics of the hip joint. The biomechanical pattern is most frequently determined by the Wiberg centre-edge angle of lateral covering of the femoral head. Dysplastic hips seem to be characterized by an unfavourable stress distribution to the weight-bearing area. A mathematical model is used to find out which geometric parameters in addition to the Wilberg centre-edge may influence the distribution of stress on the weight-bearing surface. The author describes the method for assessing these parameters from a standard antero-posterior rentgenogram. The procedure was tested on healthy subjects with small centre-edge angles, reporting no clinical problems.

We analyzed the mathematical model for determining stresses exerted on the weight-bearing articular surface of the hip during the one-legged stance, and determined the parameters affecting stress distribution in the hip joint for various hip and pelvis configurations. Standard antero-posterior rentgenograms of 411 subjects were examined and the subjects with centre-edge angles smaller than 30° were selected. The mathematical model was used to determine the values of radial stress for the selected subjects. The following parameters are relevant to the assessment of hip dysplasia: the radius of the sphere that corresponds to the hip weight bearing surface r , the magnitude of the force R , and

*Delo je bilo nagrajeno s Prešernovim priznanjem študentom za leto 1998.

**Blaž Mavčič, štud. med., Ortopedska klinika, Zaloška 9, 1000 Ljubljana.

Pri ocenjevanju kolčne displazije so pomembni: polmer krogle r , ki se prilaga kolčni sklepni površini, velikost rezultantne kolčne sklepne sile R ter parameter *funkcionalni kot pokritja kolčne glavice*, ki ga v tem delu prvič predlagamo in je enak vsoti Wibergovega kota in polarnega kota nagiba kolčne sile R glede na navpičnico. Nadalje smo ugotovili, da v populaciji ljudi z zdravimi kolki relativno redko najdemo kolke z majhnim Wibergovim kotom. Od preiskanih 411 je 9 preiskovancev imelo kot manjši od 30° , od teh je bil pri 4 preiskovancih manjši ali enak 20° . Za 5 izmed omenjenih 9 preiskovancev smo lahko izračunali, da so pri njih vrednosti tlačnih napetosti v kolčni plasti primerljive z *in vivo* izmerjeno referenčno vrednostjo, kar pripisujemo vplivu ugodne geometrije okolja in nizke telesne teže.

Funkcionalni kot pokritja kolčne glavice, polmer kolčne sklepne površine r in velikost kolčne sile R so parametri, ki jih je z relativno enostavno metodo mogoče izmeriti iz standardnega antero-posteriornega rentgenskega posnetka in zato lahko služijo kot pomemben dejavnik pri ocenjevanju kolčne displazije v klinični praksi. Njihova vloga je še posebej pomembna pri mejnih vrednostih Wibergovega kota, kjer lahko večji nagib kolčne sile R , velik polmer kolčne sklepne površine in majhna telesna teža kompenzirajo neugodno lateralno pokritje.

the parameter termed *functional angle of the femoral head covering*, which is used here for the first time and equals the sum of the centre-edge angle and the angle of the vertical inclination of the resultant hip force R . Further, it was found that subjects with small centre-edge angles are relatively rare in the healthy population. In only 9 of the 411 subjects examined was this angle smaller than 30° , and in 4 of them it was less than 20° . In 5 of these 9 subjects the peak stress values were found to be comparable with the reference values of *in vivo* measurements. This is attributable to the compensating effects of the favorable hip and pelvis geometry and low body weight.

The functional angle of the femoral head covering, the femoral head radius and the size of the force R are the parameters that can be determined from a standard AP roentgenogram using a relatively simple method and therefore constitute valuable elements for assessing hip dysplasia. They are particularly important in patients with borderline values of the centre-edge angle, where greater inclination of the force R , large femoral head radius and small body weight compensate for unfavourable lateral covering.

Uvod

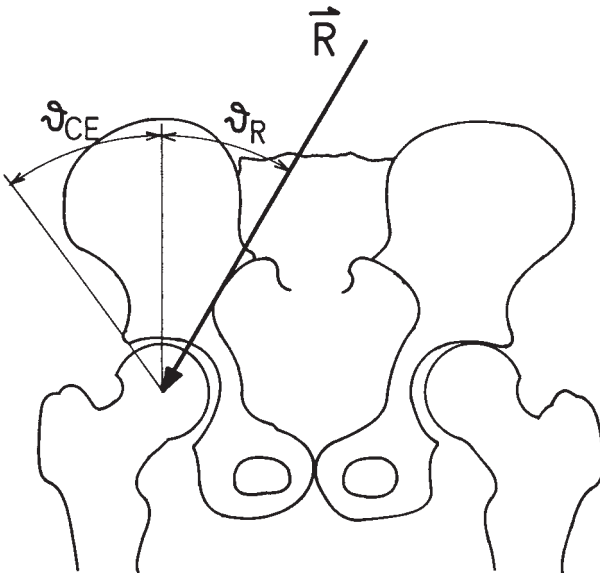
Opredelitev in pomen displazije v kolku

Kolčni sklep je kroglast sklep z omejeno gibljivostjo (1) in predstavlja evolucijsko rešitev mehanskega problema prehoda iz štirinožnega na dvonožni način hoje (2). Dvonožni način hoje močno obremeni stegnenico, ki se tej obremenitvi lahko prilagodi le v omejenem obsegu (aktivna razgradnja in formiranje novih kostnih letvic v smeri tlačne napetosti oz. natega, povečana delitev celic rastnega hrustanca pri povečani kompresiji) (3, 4–6). Zaradi tega lahko vsako dolgotrajnejše povečanje tlačne napetosti v kolčnem sklepu izzove vrsto patoloških procesov na kosteh, ki sodelujejo v tem sklepu (stegnenica, acetabulum). Včasih povečan znotraj-sklepni tlak zavre krvni dotok in povzroči večjo lomljivost kolčnega vratu ter nekroze (7, 8), največkrat pa pride do degeneracije sklepne hrustanca in artroze (6, 9–12).

V kolčnem sklepu se artroza najpogosteje razvije idiopatsko (primarna artroza), v takšnih primerih se pojavijo klinične težave kljub odsotnosti patoloških znakov na rentgenskih posnetkih (12). Kadar je patogeneza artroze znana (sekundarna artroza), so razlogi za njen nastanek lahko različni: presnovni (resorbcija hrustanca zaradi primarne patologije

na nivoju hondrocitov), presnovno/mehanski (11, 12), med najpogostejšimi razlogi pa so mehanske deformacije na kosteh pri nepravilnem razvoju sklepa (12). Te deformacije so lahko odstopanja v velikosti, obliki, medsebojnih razmerjih in orientaciji acetabula oz. kolčne glavice in jih skupaj imenujemo kolčna displazija (13). Kolčna displazija je ena od glavnih povzročiteljev povečane obremenitve kolka (6, 11), zato je v klinični praksi pomembna kot indikacija za operativni poseg, ki naj bi v kolčnem sklepu vzpostavil ugodnejšo porazdelitev tlačne napetosti, s tem ustavil oz. upočasnil patološke procese in dolgoročno pripomogel k vzpostavitvi normalnega mehanskega stanja v sklepu (6, 11).

V klinični praksi se mora kirurg/ortoped pogosto odločiti, ali je v kolku prisotna displazija do te mere, da je za izboljšanje razporeditve in velikosti tlačne napetosti nujen kirurški poseg. Pri tem temelji njegova odločitev na kliničnem statusu bolnikovega kolka (14, 15), na anatomskih značilnostih kolka, vidnih na rentgenskem posnetku (npr. ležeči/pokončni kol, prisotnost osteofitov, razporeditev kostnih trabekul v glavi stegnenice) (6, 11), in na biomehanskem statusu kolka (16). Pri biomehanskem statusu kolka opisujemo razmere v kolku s pomočjo fizikalnih količin, kot so sile, navori, strižne in tlačne napetosti, tlak. Običajno v klinični praksi na velikost sil in tlaka sklepajo na osnovi poznavanja geometrijskih parametrov, kot so subhondralna skleroza v strehi acetabula (12, 17), acetabularni indeks (18) in kot lateralnega pokritja kolčne glavice (Wibergov kot, ϑ_{CE}) (19), tj. kot med premico, ki povezuje središče kolčne glavice z najbolj lateralno točko acetabula, in navpičnico (slika 1).



Slika 1. Wibergov kot ϑ_{CE} , sila \vec{R} in kot nagiba sile glede na navpičnico ϑ_R . Sila \vec{R} prijemlje v središču kolčne glavice in v prikazanem primeru leži v čelni ravnini telesa.

Biomehanski status je še posebej pomemben pri načrtovanju poteka operacije in zgodnjem pooperativnem spremljanju stanja v času, ko še ni prišlo do neposrednih vidnih morfoloških sprememb kostnine. Na tem mestu je kliniku lahko v pomoč kvantitativni matematični model kolčnega sklepa, s katerim lahko predvidi porazdelitve tlačne napetosti po morebitnem posegu in se na podlagi vseh informacij lažje odloči za optimalno korekcijo (20–23).

Biomehanski parametri v kolku in vloga lateralnega pokritja kolčne glavice

Obremenitev kolka v biomehanskem modelu opišemo z različnimi parametri, kot so rezultanta sil, ki delujejo na kolčno glavico, R , strižne ter natezne napetosti v kolčnem vratu in tlačne napetosti v sklepni plasti (2, 20, 24–26). Smer sile R opišemo s polarnim kotom ϑ_R in azimutnim kotom φ_R (slika 1).

Poleg velikosti in smeri sile je pomembna tudi velikost in oblika nosilne sklepne površine, ker premajhna nosilna sklepna površina povzroča preveliko tlačno napetost v kolku (9, 11, 22, 23, 27, 28). Porazdelitev tlačne napetosti v kolčni sklepni plasti je torej eden od odločilnih dejavnikov, ki vpliva na razmere v kolku (29). Ta pogled se sklada s prej omenjenimi kliničnimi merili za pokritost kolka z acetabulom (6, 11, 12) – čim boljša je pokritost, tem manjša je tlačna napetost. V okviru tega dela predlagamo, da naj bo biomehanski status določen z največjo vrednostjo, ki jo tlačna napetost doseže na obremenjeni površini.

Neposredne meritve tlačne napetosti v kolčni plasti so bile do sedaj izvedene le na eni osebi, ki so ji vstavili endoprotezo s posebno vgrajeno merilno napravo (30). Na ta način so izmerili porazdelitve radialne tlačne napetosti pri različnih aktivnostih v času rehabilitacije po operaciji (31).

Opisano neposredno merjenje tlačne napetosti v kolčnem sklepu najbolj realistično prikaže biomehanski status kolka, vendar takšnega postopka ni mogoče izvajati v klinični praksi (32, 33). Zato tlačne napetosti pogosto ocenjujejo s kotom lateralnega pokritja kolčne glavice ϑ_{CE} (19) (slika 1). Kot ϑ_{CE} je kot med navpičnico in premico, ki povezuje središče kolčne glavice z zgornjim lateralnim robom acetabula na AP-rentgenskem posnetku (standardni rentgenski posnetek okolčja v antero-posteriorni smeri). Velikost kota ϑ_{CE} je povezana z velikostjo nosilne površine, zato ga uporabljajo za posredno ocenjevanje tlačnih napetosti v kolčnem sklepu (18, 34, 35). Večji ko je kot ϑ_{CE} , manjša in bolj ugodno razporejena je tlačna napetost. Kadar ima bolnik majhen kot ϑ_{CE} , doseže tlačna napetost velike vrednosti. V tem primeru se njena največja vrednost navadno nahaja blizu lateralnega roba acetabuluma. Za majhne kote ϑ_{CE} je indicirana preventivna operacija, ki naj bi v še zdravem kolku (tj. kolku brez kliničnih težav) preprečila nastanek artroze (36, 37). Problem predstavljajo mejne vrednosti kota ϑ_{CE} , saj ni mogoče arbitrarno določiti absolutne vrednosti, ki bi opredelila določen kolk kot patološko displastičen ali normalen.

Posredno merjenje tlačnih napetosti v kolčnem sklepu lahko izvedemo s pomočjo zunanjih laboratorijskih meritev v kombinaciji z matematičnimi modeli za izračun tlačnih napetosti v kolčni plasti (15, 29). Prednost takšnega kvantitativnega pristopa v primerjavi

s klinično oceno lateralnega pokritja kolčne glavice je v tem, da kvantitativni pristop poleg lateralnega pokritja omogoča tudi hkratno upoštevanje ostalih dejavnikov, ki vplivajo na tlačno napetost v kolčnem sklepu (oblika in velikost medenice, položaj velikega trohantra, telesna teža) (2, 9, 16, 26, 38).

Pri izračunavanju tlačne napetosti v kolčnem sklepu je pomembna izbira primerne matematičnega modela (2, 11, 16, 27). Vsak model temelji na določenih približkih, ki predstavljajo različno ugodne kompromise med natančnostjo in zapletenostjo. Kompleksni numerični modeli potrebujejo večje število numeričnih podatkov (39–41), 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 numeričnih ali analitičnih pristopih, kljub temu pa še vedno omogočajo zadovoljiv izračun tlačne napetosti v kolčnem sklepu (9, 16, 27, 42).

V tej nalogi smo analizirali preprost trodimenzionalni matematični model, s katerim določimo porazdelitev radialnih tlačnih napetosti po obremenjeni kolčni sklepni površini ob poznanih vrednostih rezultantne kolčne sklepne sile, telesne teže in polmera kolčne sklepne površine (43).

Razvoj tega modela je potekal v zadnjih nekaj letih. Do sedaj so model uporabljali za simulacijo operacij v predelu kolka (44) in za določanje tlačnih napetosti med hojo (43). V okviru te naloge pa smo ugotavljali njegovo uporabnost pri ocenjevanju displazije kolka pri odraslih (45).

Namen naloge

Na podlagi že izdelanega matematičnega modela (43) smo želeli določiti najpomembnejše parametre za izračun tlačnih napetosti v kolčnem sklepu, ki predstavljajo odločilni dejavnik pri ocenjevanju displazije kolka pri odraslih. Predlagamo tudi metodo za določanje teh parametrov iz standardnega antero-posteriornega rentgenskega posnetka okolčja. Predlagano metodo ilustriramo na primerih zdravih preiskovancev z majhnim kotom ϑ_{CE} .

Delovna hipoteza

Naloga je razdeljena v več delov:

- z matematično analizo modela za izračun tlačne napetosti v kolčni sklepni plasti (43) želimo ugotoviti, kateri geometrijski parametri so pri tem izračunu najbolj pomembni. Ti parametri služijo pri ocenjevanju displazije v kolčnem sklepu. Pokažemo, da so pomembni parametri kot med zveznico središča kolčne glavice z lateralnim robom acetabula in premico v smeri kolčne sile \mathbf{R} , ki ga poimenujemo *funkcionalni kot pokritja kolčne glavice*, velikost rezultantne kolčne sile \mathbf{R} in polmer krogle, ki se prilega kolčni sklepni površini;
- predlagamo metodo za oceno displazije in biomehanskega statusa kolka pri posameznem preiskovancu. Izhajamo iz standardnega antero-posteriornega rentgenskega posnetka in matematičnih modelov za silo (16) in tlačne napetosti (43);

- da bi ugotovili povezavo med biomehanskim in kliničnim statusom v kolku in tako preizkusili metodo, preučimo naslednji dve vprašanji:
 - a) kolikšen je delež kolkov z majhnim kotom ϑ_{CE} v populaciji ljudi z zdravimi kolki;
 - b) ali je pri posameznikih, ki imajo kljub majhnemu kotu ϑ_{CE} zdrave kolke, odsotnost kliničnih težav povezana s prilagoditvenimi vrednostmi ostalih pomembnih kolčnih parametrov.

Metode dela

Matematični model za določanje tlačnih napetosti

V modelu si sklepno površino predstavljamo kot kroglo, katere polmer je povprečje polmerov acetabula in kolčne glavice (slika 2). Rezultantna kolčna sklepna sila \mathbf{R} ima svoje prijemašče v središču kolčne glavice. Upoštevamo, da je koeficient trenja v kolku majhen (27), da sta površini gladki, okrogli ter kongruentni, tako da strižne sile zanemarimo (46). Opisani model je primeren za zdrave kolke in za parcialne kolčne endoproteze, kjer so prisotni izredno majhni koeficienti trenja med ploskvami (47). Ker pri računih zanemarimo trenje v sklepu in strižne komponente tlačnih napetosti (46), je od 0 različna samo radialna komponenta tlačne napetosti, ki predstavlja radialni tlak v kolčni plasti. Vendar pa smo se v nalogi izrazu »tlak« izognili, ker pri obravnavi kolčnega sklepa beseda »tlak« označuje tudi tlak v sklepni tekočini (ki je enak na vseh mestih pritiskanja na sklepno ovojnico) (7) in bi lahko prišlo do dvoumnega tolmačenja obravnavanih pojmov.

Pri izračunih uporabimo krogelni koordinatni sistem z izhodiščem v središču kolčne glavice. Izbrano točko na kolčni površini opišemo z enačbo:

$$\mathbf{r} = (r \sin\vartheta \cos\varphi, r \sin\vartheta \sin\varphi, r \cos\vartheta),$$

kjer je r polmer kolčne sklepne površine (povprečje polmera acetabula in polmera kolčne glavice), ϑ je azimutni in φ polarni kot. V pravkar opisanem koordinatnem sistemu je rezultantna kolčna sklepna sila \mathbf{R} podana z izrazom:

$$\mathbf{R} = (R \sin\vartheta_R \cos\varphi_R, R \sin\vartheta_R \sin\varphi_R, R \cos\vartheta_R),$$

pri čemer je R velikost rezultantne kolčne sklepne sile \mathbf{R} , ϑ_R njen nagib glede na navpičnico, φ_R pa azimutni kot v vodoravni ravnini.

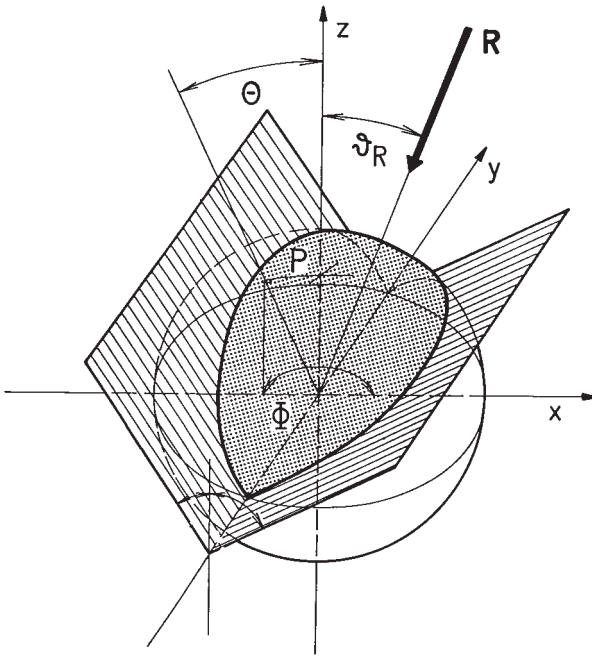
Integral tlačne napetosti po kolčni sklepni površini je enak sili \mathbf{R} , zato lahko zapišemo:

$$\int p \, d\mathbf{S} = \mathbf{R},$$

kjer je $d\mathbf{S}$ element površine,

$$d\mathbf{S} = (\sin\vartheta \cos\varphi, \sin\vartheta \sin\varphi, \cos\vartheta) r^2 \sin\vartheta \, d\vartheta \, d\varphi$$

Porazdelitvena funkcija tlačnih napetosti (27) izhaja iz osnovne predpostavke o elastičnih lastnostih hrustanca (Hookov zakon), pri čemer je kolčna tlačna napetost v izbrani točki na površini kolčne glavice premosorazmerna radialni deformaciji vmesne plasti med kolčno glavico in acetabulom (2, 27, 28). Izkaže se, da se v tem primeru vrednosti kolčne tlačne napetosti simetrično razporedijo okoli določene točke, ki jo imenujemo polporazdelitve tlačne napetosti.



Slika 2. Shematični prikaz kolčne sklepne površine (16). Prikazana sta sila R in pol porazdelitve tlačne napetosti P z ustreznima polarnima koordinatama Θ in Φ . Nosilna površina je predstavljena črtkano.

Vrednost tlačne napetosti v izbrani točki na površini kolčne sklepne površine p je določena kot:

$$p = p_0 \cos \gamma,$$

pri čemer je p_0 vrednost tlačne napetosti v polu, γ pa prostorski kot med polom in izbrano točko. Ta kot izračunamo iz izraza

$$\cos \gamma = \sin \Theta \sin \vartheta \cos \Phi \cos \varphi + \sin \Theta \sin \vartheta \sin \Phi \sin \varphi + \cos \Theta \cos \vartheta,$$

kjer sta Θ in Φ krogelni koordinati pola (azimutni in polarni kot).

Nosilna površina S je opredeljena kot tisti del acetabularne površine, kjer je vrednost tlačne napetosti na površini pozitivna. Določata jo torej acetabularna geometrija in sama porazdelitev tlačne napetosti. Polkrožna kupola acetabula, ki obdaja kolčno glavico, predstavlja fizično omejitev nosilne površine, saj ta ne more segati prek roba acetabula. Kot med ravnino acetabula in navpično sagitalno ravnino je enak kotu ϑ_{CE} , ki potemtakem določa položaj oziroma nagib acetabula.

Krajevno odvisnost tlačne napetosti p od prostorskega kota do pola γ smo po drugi strani opredelili z zgornjo enačbo. Tlačna napetost p na nosilni površini je večja ali enaka nič za tiste točke, ki s polom oklepajo kot, ki je manjši ali enak $\pi/2$. Z drugimi besedami to

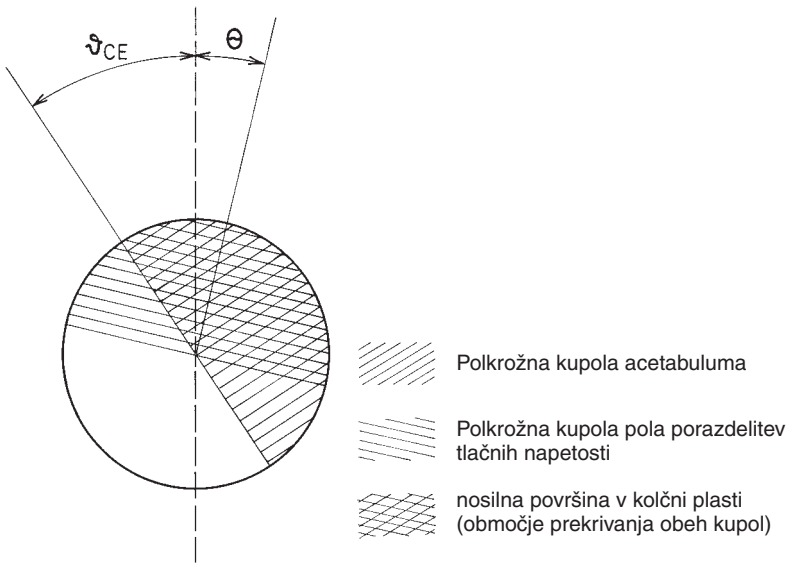
pomeni, da nosilna površina ne more segati prek namišljene polkrožne kupole s polom porazdelitve tlačne napetosti v središču.

Teoretični možnosti v okviru predstavljenega matematičnega modela, kadar pol leži znotraj nosilne površine in je za več kot $\pi/2$ oddaljen od njenega lateralnega roba, ali kadar pol leži izven nosilne površine na medialni strani, smo v tej raziskavi izpustili, saj v kliničnih razmerah stoje na eni nogi ne prideta v poštev.

Nosilna površina je torej tisti del krogelne ploskve kolčne glavice, kjer se polkrožni kupoli acetabula in pola prekrivata (sliki 2, 3). Tako določeno nosilno površino si lahko predstavljamo tudi kot del krogelne površine, ki ga omejujeta dve krivulji (presečišči krogle z dvema ravninama), pri čemer sta obe ravnini pravokotno postavljeni glede na vertikalno ravnino skozi rezultanto R in obe potekata skozi središče kolčne glavice. Lateralno ravnino določa rob acetabula (torej je njen nagib enak ϑ_{CE}), medialno ravnino pa določajo točke, ki so od pola oddaljene za kot $\pi/2$ (njihov nagib je odvisen od Θ), ter ležijo na krivulji, ki jo opisuje enačba:

$$\cos \gamma = 0.$$

Pri tem je treba ponovno poudariti, da lega pola porazdelitve tlačne napetosti in velikost površine S nista določeni že vnaprej, temveč sta odvisni od kotov ϑ_{CE} in ϑ_R . 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!



Slika 3. Polkrožni kupoli acetabula in pola. Krog predstavlja čelni prerez kolčne glavice. Nosilno kolčno površino predstavlja območje, kjer se obe kupoli prekrivata.

Lego pola (Θ , Φ) in vrednost tlačne napetosti v polu (p_0) dobimo z izračunom iz sistema enačb:

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

$$p_0 = \frac{3R}{2r^2} \frac{\cos(\vartheta_R + \Theta)}{\left(\frac{3\pi}{2} - \vartheta_{CE} + \Theta - \frac{1}{2} \sin 2(\vartheta_{CE} - \Theta) \right)}$$

Izpeljava obeh enačb iz predpostavk modela je predstavljena v dodatku. V prvo enačbo vstavimo vhodna podatka ϑ_{CE} in ϑ_R , po numerični rešitvi nelinearne enačbe dobimo vrednost Θ , ki jo vnesemo v drugo enačbo, in tako izračunamo še p_0 . Prostorsko koordinato pola Φ izračunamo iz vhodne vrednosti φ_R (razloženo v dodatku).

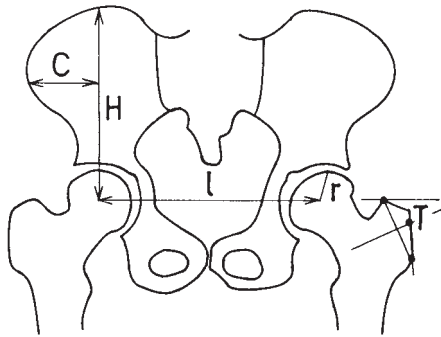
Za izračun porazdelitve tlačne napetosti po kolčni glavici potrebujemo kot podatke smer in velikost sile \mathbf{R} (ϑ_R , φ_R in R), Wibergov kot ϑ_{CE} in polmer kolčne sklepne površine r . Ko je vrednost p_0 znana, lahko tlačno napetost v vsaki izbrani točki izračunamo s pomočjo enačb (5) in (6).

Metoda za določanje sil v kolku

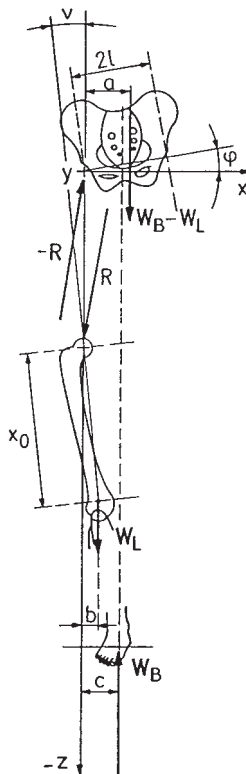
Matematični model sil v kolku

V prejšnji točki smo omenili, da potrebuje matematični model za določanje tlačnih napetosti kot vhodni podatek poleg kota ϑ_{CE} in polmera kolčne sklepne površine r tudi velikost in smer rezultantne kolčne sklepne sile \mathbf{R} . To silo določimo na podlagi geometrijskih parametrov s pomočjo matematičnega modela stoje na eni nogi (16, 25). Ta model kot vhodne podatke potrebuje navpično razdaljo med središčem kolčne glavice in najvišjo točko krila medenice H , vodoravno razdaljo med središčem kolčne glavice in najbolj lateralno točko krila medenice C , medkolčno razdaljo l , telesno težo W_B in koordinate karakteristične točke na velikem trohantru, ki predstavlja povprečje med koordinatami narastišč vseh šestih glav gluteusa mediusa in gluteusa minimusa (slika 4).

Za izhodišče koordinatnega sistema izberemo središče kolčne glavice. Pri izračunavanju sile \mathbf{R} obravnavamo naslednje sile: težo telesa \mathbf{W}_B , zmanjšano za težo obremenjene noge \mathbf{W}_L , ki prijemlje v masnem središču telesa; sile abduktornih kolčnih mišic \mathbf{F}_p , ki sodelujejo pri stoji na eni nogi in prijemljejo v ustreznih izvorihih na medenici oz. narastiščih na stegenicah; ter reakcijsko silo kolčne glavice na medenico, ki prijemlje v koordinatnem izhodišču (slika 5). Slednja reakcijska sila ($-\mathbf{R}$) je nasprotno enaka rezultantni kolčni sklepni sili \mathbf{R} .



Slika 4. Karakteristična točka na obrisu rentgenskega posnetka T , višina črevnice H (navpična razdalja med središčem kolčne glavice in najvišjo točko krila medenice), medkolčna razdalja l in lateralna razdalja črevnice C (vodoravna razdalja med središčem kolčne glavice in najbolj lateralno točko krila medenice). Karakteristična točka T je bila določena kot točka, kjer simetrala med najvišjo in najbolj lateralno točko trohantra obremenjene noge seka obris trohantra.



Slika 5. Ravnovesje sil v kolku, ki delujejo na medenico. V prikazanem primeru je obremenjena desna noga.

Glavne kolčne mišice, ki so aktivne pri stoji na eni nogi, so *musculus gluteus minimus*, m. *gluteus medius*, m. *tensor fasciae latae*, m. *rectus femoris* in m. *piriformis* (15, 16, 25). Ker se m. *gluteus minimus* in m. *gluteus medius* naraščata na večji površini, ju delimo na tri dele. Tako dobimo v modelu 9 efektivnih mišic (tabela 1), ki jih v skladu s položajem mišičnih narastišč glede na čelno ravnino telesa delimo v tri skupine – anteriorno, medialno in posteriorno. Predpostavimo, da je sila posamezne mišice enaka (16, 25, 44):

$$F_i = f_i A_i s_i, \quad i = 1, 2, \dots, 9,$$

kjer je f_i povprečna napetost v i -ti mišici, A_i relativna površina preseka i -te mišice, s_i pa je enotni vektor v smeri mišične sile. Pri tem predpostavimo, da je povprečna napetost v mišici enaka za vse mišice znotraj izbrane skupine (anteriorne, medialne ali posteriorne).

Upoštevamo podatke za relativne vrednosti površine presekov posameznih mišic (15) in dobimo naslednjo razdelitev mišic (tabela 1).

Tabela 1. Relativna vrednost površine preseka za vsako od 9 efektivnih kolčnih mišic, ki so aktivne v obravnavani fazi hoje, tj. pri stoji na eni nogi. V skladu s položajem narastišč na velikem trohantru glede na čelno ravnino so mišice razdeljene v anteriorno, medialno in posteriorno skupino (15, 16, 25).

Mišica	Skupina	i	A_i
m. <i>gluteus medius</i> – anteriorni del	a	1	0,266
m. <i>gluteus minimus</i> – anteriorni del	a	2	0,113
m. <i>tensor fasciae latae</i>	a	3	0,12
m. <i>rectus femoris</i>	a	4	0,40
m. <i>gluteus medius</i> – medialni del	m	5	0,266
m. <i>gluteus minimus</i> – medialni del	m	6	0,113
m. <i>gluteus medius</i> – posteriorni del	p	7	0,266
m. <i>gluteus minimus</i> – posteriorni del	p	8	0,113
m. <i>piriformis</i>	p	9	0,10

Enotni vektor mišične sile s_i leži na premici med koordinato izvora i -te mišice na medenici $r_{p,i}$ in koordinato njenega narastišča na stegenici r_p ,

$$s_{si} = \frac{(r_{p,i} - r_i)}{|r_{p,i} - r_i|}, \quad i = 1, 2, \dots, 9.$$

V tistem položaju telesa pri hoji, ki ustreza statični stoji na eni nogi, zapišemo pogoj za ravnovesje sil in navorov, ki delujejo na medenico (25, 44):

$$\sum_{i=1}^9 F_i + (W_B - W_L) - R = 0, \quad \sum_{i=1}^9 (r_i \times F_i) + a \times (W_B - W_L) = 0,$$

kjer je $a = (0, 0, a)$, a je definirana kot (48)

$$a = \frac{W_B c - W_L b}{W_B - W_L}$$

Vrednost a predstavlja ročico sile teže telesa, zmanjšane za silo teže obremenjene noge. W_B je velikost sile teže telesa, W_L pa velikost sile teže obremenjene okončine. Upoštevamo približek $W_L = 0,161 W_B$ (49). b je ročica sile teže obremenjene noge, c pa ročica sile teže celotnega telesa (slika 5). Parametra b in c sta odvisna od razdalje med središčema kolčnih glavnic obeh kolkov l , $b = 0,24 l$ in $c = 0,50 l$ (48).

Če enačbi, ki opredeljujeta pogoj za ravnovesje sil in navorov, ki delujejo na medenico, razstavimo po komponentah, dobimo šest enačb s šestimi neznankami: tremi komponentami rezultante kolčne sile \mathbf{R} in vrednostmi napetosti za vsako od treh mišičnih skupin (25), ki jih rešimo analitično (16).

Določanje kolčne sile \mathbf{R} iz antero-posteriornega rentgenskega posnetka

Antero-posteriorni rentgenski posnetek medenice (AP-rentgenski posnetek) nam da sliko v čelni ravnini telesa v smeri od sprednje strani proti hrbtni strani. Standardni AP-rentgenski posnetek medenice je posnet v anatomskem položaju, v katerem je oseba zravnana (stoje/leže) z rokami ob telesu, dlanmi, obrnjenimi naprej, in nogami skupaj. Kadar oseba leži na hrbtu, nogi od kolena navzdol visita prek roba mize (26, 50, 51).

Pri ocenjevanju rentgenskega posnetka je treba upoštevati specifične projekcijske razmere zaradi načina širjenja rentgenskih žarkov (50), zato so dimenzije na sliki vedno nekoliko večje, kot so v resnici. V povprečju naj bi bila slika večja za okoli 10 % (50).

Na rentgenskem posnetku ni mogoče neposredno določiti izvorov in narastišč mišic, ki jih potrebujemo pri izračunu sile \mathbf{R} , zato si moramo pri tem pomagati s predhodno izmerjenimi referenčnimi podatki (tabela 2) (52). Ti podatki so bili izmerjeni na okolčju določenega posameznika, zato jih potem prilagodimo obliki kolka in medenice posameznega preiskovanca s korekcijskimi faktorji, izračunanimi na podlagi geometrijskih parametrov v posameznem rentgenskem posnetku in vrednosti ustreznih parametrov v populaciji zdravih ljudi. Kot referenčne podatke privzamemo za vsako kolčno mišico komponente krajevnega vektorja izvora na medenici $\mathbf{r}_{p,i} = (x_{p,i}, y_{p,i}, z_{p,i})$ in narastišča na stegnenici $\mathbf{r}_i = (x_i, y_i, z_i)$ v tabeli 2 (52). Komponenta x kaže v medialno smer, komponenta y posteriorno, komponenta z pa kaže navzgor (sliki 2 in 5).

Ti podatki so bili izmerjeni v položaju, ko je vzdolžna os stegenice vzporedna z navpičnico (tj. pravokotna glede na daljico, ki povezuje središči obeh kolčnih glavnic) (52). Pri položaju stoje na eni nogi, ki ga analiziramo pri ocenjevanju kolčne displazije z AP-rentgenskega posnetka, pa je vzdolžna os stegenice lahko zamaknjena za določeno število stopinj (16). Zato je pri konkretnem izračunu treba z ustrezno rotacijsko matriko izračunati nove koordinate.

Tabela 2. Vrednosti referenčnih komponent krajevnega vektorja izvora na medenici ($x_{p,i}$, $y_{p,i}$, $z_{p,i}$) in narastišča na stegenici (x_i , y_i , z_i) za vsako od 9 efektivnih kolčnih mišic. Vrednosti so podane v centimetrih glede na koordinatno izhodišče v središču kolčne glavice (52).

i	$x_{p,i}$	$y_{p,i}$	$z_{p,i}$	x_i	y_i	z_i
1	-6,2	2,7	10,2	-7,3	-1,8	-2,6
2	-4,1	2,9	7,3	-6,9	0,4	-2,7
3	-5,6	4,5	7,8	-3,3	2,2	-43,6
4	-2,6	4,3	3,7	-0,2	4,3	-41,5
5	-1,8	0,2	13,2	-7,3	-1,8	-2,6
6	-2,0	0,4	8,8	-6,9	0,4	-2,7
7	1,5	-4,8	9,7	-7,3	-1,8	-2,6
8	0,0	-2,6	7,1	-6,9	0,4	-2,7
9	4,7	-7,8	5,5	-5,5	-0,1	-0,1

Geometrijske parametre medenice in kolkov smo določili z uporabo spremenjene metode za morfometrično analizo standardnih AP-rentgenskih posnetkov (51, 53). Najprej smo na prosojen list papirja obrisali medenico in obe stegenici. Potem smo na obeh kolkih preiskovanca določili središči in polmera kolčnih sklepnih površin, tako da smo več na prosojnem papirju izrisanih krogov primerjali s kolčno glavico in izbrali tisto dimenzijo, ki je dala najboljše ujemanje. V večini preiskovanih kolkov središči kolčne glavice in ponvice acetabula nista natanko sovpadali – v takšnih primerih smo kot koordinatno izhodišče za meritev razdalj in kotov izbrali središče ponvice acetabula, saj se razen karakteristične točke na velikem trohantru vsi ostali izmerjeni parametri nahajajo na medenici.

Na stegenici smo določili karakteristično točko povprečja med koordinatami narastišč vseh šestih glav mišic *gluteusa mediusa* in *gluteusa minimusa* kot točko, kjer simetrala med najvišjo in najbolj lateralno točko trohantra seka obris trohantra. Iz razmerja izmerjenih koordinat te točke in povprečja koordinat narastišč *gluteusa mediusa* in *gluteusa minimusa*, podanih v tabeli 2, smo izračunali korekcijski faktor, s katerim smo potem pomnožili še vse ostale koordinate narastišč na trohantru (slika 5).

Na podoben način smo koordinate izvorov mišic določili za obliko medenice preiskovanca. Komponente krajevnih vektorjev izvorov mišic na medenici, podane v tabeli 2, smo pomnožili z ustreznimi korekcijskimi faktorji, ki so bili izračunani s pomočjo podatkov za povprečne vrednosti navpične razdalje med središčem kolčne glavice in najvišjo točko krila medenice H , vodoravne razdalje med središčem kolčne glavice in najbolj lateralno točko krila medenice C , medkolčne razdalje I v zdravi populaciji (26):

- komponente z krajevnega vektorja narastišč vseh mišic smo pomnožili z razmerjem med razdaljo H pri posameznem preiskovancu (navpična razdalja med središčem kolčne glavice in najvišjo točko krila medenice) in razdaljo H v zdravi populaciji (26);
- komponente $x_{p,i}$ krajevnega vektorja izvorov efektivnih mišic 1, 2, 3, 4, 5, 6 (negativne vrednosti komponente $x_{p,i}$) smo pomnožili z razmerjem med razdaljo C pri posameznem preiskovancu (vodoravna razdalja med središčem kolčne glavice in najbolj lateralno točko krila medenice) in razdaljo C v zdravi populaciji (26);

- komponente $x_{p,i}$ krajevnega vektorja izvorov učinkovitih mišic 7, 8, 9 (pozitivne vrednosti komponente $x_{p,i}$) smo pomnožili z razmerjem med medkolčno razdaljo preiskovanca l in medkolčno razdaljo l v zdravi populaciji (26).

Izmerjene vhodne podatke: razdalje H , C in l , težo preiskovanca W_B in koordinate karakteristične točke na velikem trohantru smo vnesli v računalniški program (25, 44), ki je izračunal velikost in smer sile R .

Za vsak obris medenice smo torej dobili naslednje vrednosti: kot ϑ_{CE} , kot ϑ_R (smer sile R) in razmerje R/W_B (velikost sile R , normirana na telesno težo posameznika). Čeprav sta model za izračun tlačnih napetosti in model za določanje sil pri stoju na eni nogi trodimenzionalna, smo pri dejanskih računih zaradi odčitavanja podatkov z AP-rentgenskega posnetka omejeni na dve dimenziji (v čelni ravnini). Z rentgenskega posnetka namreč ni mogoče korigirati antero-posteriorne komponente mišičnih izvorov in narastišč.

V naši analizi smo zato upoštevali tisto lego stoje na eni nogi, pri kateri se težišče telesa brez obremenjene noge in rezultantna kolčna sklepna sila R nahajata v čelni ravnini telesa, tako da je vrednost kota φ_R enaka nič (25, 44). Poudariti je treba, da je pri ocenjevanju kolčne displazije bolj kot določitev položaja pomembna predvsem velikost tlačnih napetosti, tu pa nagnjenost sile R v antero-posteriorni smeri (φ_R) ni pomembna (glej zgornje enačbe za izračun tlačnih napetosti).

Povezava med biomehanskim in kliničnim statusom v kolku

Predlagano metodo smo prikazali na ilustrativnih primerih preiskovancev, pri katerih smo primerjali biomehanski in klinični status kolka. Ugotavljali smo, ali imajo posamezni preiskovanci z majhnim kotom ϑ_{CE} in kljub temu zdravimi kolki takšne vrednosti ostalih parametrov okolčja, ki ugodno vplivajo na radialno tlačno napetost v kolčnem sklepu.

Preiskovanci

Preiskali smo vzorec reprezentančne populacije ljudi z zdravimi kolki in med njimi poiskali tiste z majhnimi koti ϑ_{CE} . Za določanje porazdelitve tlačne napetosti pri izbranem preiskovancu potrebujemo AP-rentgenski posnetek cele medenice z obema kolkoma ter podatek o telesni teži preiskovanca. Pri zdravih ljudeh le redko pride do rentgenskega slikanja v območju kolkov. K temu še dodatno prispeva dejstvo, da ravno v območju kolkov zdravnik po možnosti zmanjša število rentgenskih slikanj na minimum zaradi nevarnega vpliva rentgenskega sevanja na zarodne celice v spolovilih.

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 Travmatološki kliniki Kliničnega centra v Ljubljani zaradi poškodb v predelu okolčja. Večinoma je šlo za starejše preiskovance, pri katerih je prišlo do zloma kolčnega vratu zaradi poškodbe. V naš vzorec smo vključili kolke na nepoškodovani strani. V primeru merjenja kota ϑ_{CE} povečava nima vpliva. Povečava pa je lahko pomembna pri merjenju polmera kolčne sklepne površine in določanju narastišč kolčnih mišic, kjer potrebujemo prave vrednosti parametrov za izračun tlačne napetosti v kolčni plasti. Pri analizi zdravih kolkov smo upoštevali rentgenske posnetke po že opravljeni operaciji z vstavitvijo endoproteze,

tako da smo imeli možnost natančneje določiti velikost povečave na vsakem posameznem rentgenskem posnetku. Pri vsakem preiskovancu so bile v protokolu operacije navedene prave vrednosti dimenzije vstavljene endoproteze, tako da smo pri rentgenskem posnetku vsakega preiskovanca lahko natančno določili povečavo (razmerje med velikostjo glavnice endoproteze na rentgenskem posnetku in velikostjo, podano v opisu operacije). Pri vsakem preiskovancu smo upoštevali ustrezno povečavo in jo uporabili pri določanju parametrov. Izmed vseh preiskovancev so torej prišli v poštev samo tisti, pri katerih so slikali oba kolka hkrati. Kadar v popisu ni bilo podatkov o dimenziji vstavljene endoproteze, smo pri izračunu tlačne napetosti te preiskovance izločili. Pri vseh preiskovancih smo kot reprezentančen izbrali samo zdravi, tj. nepoškodovani kolk vsakega preiskovanca, izločili smo tudi vse preiskovance, pri katerih je prišlo do degenerativnih sprememb v sklepu. Ker je šlo v večini primerov za starejše preiskovance, nam dejstvo, da se pri njih do te starosti niso pojavile degenerativne spremembe, dodatno potrjuje primernost vzorca kot dela zdrave populacije.

Meritve kota ϑ_{CE}

Pregledali smo 411 AP-rentgenskih posnetkov in opravili meritve kota ϑ_{CE} . Vodoravna os na AP-posnetku je bila določena z zveznico skozi središči obeh ponvic acetabulov. Kot ϑ_{CE} je bil izmerjen z ortopedskim kotomerom. Pri raziskavi je bila potrebna odločitev o mejnem območju vrednoti kota ϑ_{CE} , ki bi bilo zadosti majhno, da bi lahko govorili o slabši pokritosti kolčne glavnice s predispozicijo za razvoj artroze v sklepu. Povprečne vrednosti kota ϑ_{CE} v populaciji naj bi znašale okoli 37° (12, 26), kot majhne kote pa v literaturi navajajo kote v razponu 10° – 30° (9, 36). Zato smo se v raziskavi odločili, da iz populacije 411 rentgenskih posnetkov izberemo in preučimo tiste preiskovance, ki imajo kot ϑ_{CE} manjši od 30° .

Določanje tlačnih napetosti

Na AP-rentgenskih posnetkih preiskovancev, ki so imeli kot ϑ_{CE} manjši od 30° , smo v skladu z zgoraj opisano metodo izmerili ustrezne geometrijske parametre in določili smer ter velikost sile \mathbf{R} . Dobljene vhodne podatke, tj. kot ϑ_{CE} , kot ϑ_R (smer rezultantne kolčne sklepne sile \mathbf{R}) in razmerje R/W_B (velikost sile \mathbf{R} , normirana na telesno težo posameznika), smo vnesli v matematični model za določanje porazdelitve tlačnih napetosti in z računalniškim programom z numerično metodo rešili sistem enačb za izračun položaja pola porazdelitve tlačne napetosti (Θ in Φ), vrednosti tlačne napetosti v polu (p_ρ) in maksimalne vrednosti tlačne napetosti v kolčni plasti (p_{max}).

Rezultati

Ocenjevanje kolčne displazije

Pomemben dejavnik biomehanskega stanja v kolku je maksimalna tlačna napetost v kolčni plasti p_{max} (6, 11), saj naj bi ta imela odločilen vpliv na razvoj patoloških procesov (29). V predstavljenem matematičnem modelu je pri določanju maksimalne tlačne napetosti pomembna lega pola porazdelitve tlačne napetosti. Če pol porazdelitve tlačne napetosti

leži znotraj nosilne kolčne površine, potem točka maksimalne tlačne napetosti sovpada s polom in je vrednost p_{\max} kar enaka vrednosti tlačne napetosti v polu p_0 . V tem primeru je nosilna površina relativno velika. V območju najvišjih tlačnih napetosti se tlačne napetosti le malo spreminjajo in so torej ugodno razporejene. Kadar pa pol porazdelitve tlačne napetosti leži izven kolčne površine, ima maksimalno vrednost tlačne napetosti tista točka na nosilni kolčni površini, ki je polu najbližja. Tedaj je nosilna površina manjša, tlačna napetost doseže največje vrednosti na lateralnem robu strehe acetabula in se drastično zmanjšuje v medialni smeri, kar je manj ugodno (11) (slika 6).

Na videz zapleteni zgoraj opisani nelinearni enačbi za izračun tlačnih napetosti postane precej bolj pregledni, če določene člene nadomestimo z novo spremenljivko. Enega izmed glavnih rezultatov našega dela predstavlja matematični dokaz, da so izračunane vrednosti tlačnih napetosti odvisne le od vsote kotov $\vartheta_{CE} + \vartheta_R$, ne glede na posamezno vrednost enega ali drugega kota.

Če v prvo enačbo za izračun tlačnih napetosti vpeljemo novo spremenljivko a , ki je enaka $\alpha = \Theta - \vartheta_{CE}$,

potem dobimo naslednji izraz

$$(\vartheta_R + \vartheta_{CE} + \alpha) - \arctan \left(\frac{\cos^2 \alpha}{\left(\frac{3\pi}{2} + \alpha + \frac{1}{2} \sin 2\alpha \right)} \right) = 0$$

oziroma

$$\vartheta_R + \vartheta_{CE} = -\alpha + \arctan \left(\frac{\cos^2 \alpha}{\left(\frac{3\pi}{2} + \alpha + \frac{1}{2} \sin 2\alpha \right)} \right)$$

Iz te enačbe sledi, da je vrednost a odvisna samo od vsote kotov $\vartheta_{CE} + \vartheta_R$ in torej velja $\alpha = \alpha(\vartheta_{CE} + \vartheta_R)$.

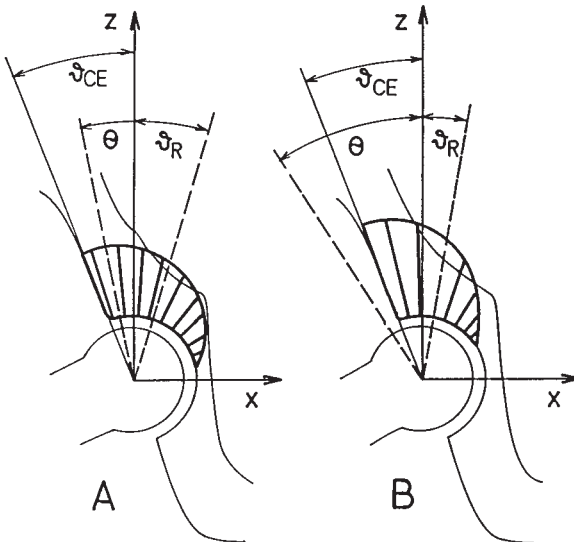
Enako preuredimo drugo enačbo za izračun tlačnih napetosti, pri čemer upoštevamo, da iz prejšnje enačbe sledi

$$\vartheta_R + \Theta = \arctan \left(\frac{\cos^2 \alpha}{\left(\frac{3\pi}{2} + \alpha + \frac{1}{2} \sin 2\alpha \right)} \right)$$

Tako dobimo izraz

$$p_0 = \frac{3R}{2r^2} \frac{\cos \left[\arctan \left(\frac{\cos^2 \alpha}{\left(\frac{3\pi}{2} + \alpha + \frac{1}{2} \sin 2\alpha \right)} \right) \right]}{\left(\frac{3\pi}{2} + \alpha + \frac{1}{2} \sin 2\alpha \right)},$$

torej je $p_0 = p_0(\alpha)$. Ker smo že prej pokazali odvisnost $\alpha = \alpha(\vartheta_{CE} + \vartheta_R)$, zdaj sledi, da je $p_0 = p_0(\vartheta_{CE} + \vartheta_R)$.

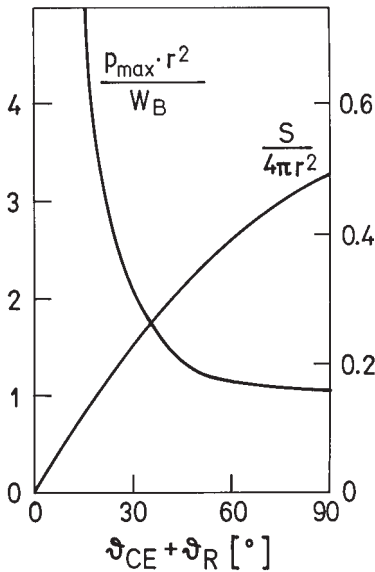


Slika 6. Prikaz porazdelitve tlačne napetosti v čelni ravnini telesa pri dveh različnih kotih ϑ_R in konstantni velikosti kota ϑ_{CE} . Pri večji vrednosti ϑ_R na sliki A dosežejo tlačne napetosti maksimum v središču acetabularne strehe. Na sliki B je kot ϑ_R manjši, pol porazdelitve tlakov je pomaknjen lateralno in leži izven kolčne površine, maksimalna vrednost tlačne napetosti se nahaja na lateralnem robu acetabula in doseže večjo absolutno vrednost kot na sliki A (manj ugodna razporeditev).

Nazadnje pokažemo še odvisnost vrednosti p_{\max} od vsote $\vartheta_{CE} + \vartheta_R$. V primerih, ko se pol porazdelitve tlačne napetosti nahaja znotraj kolčne sklepne površine, je p_{\max} kar enak p_0 in torej velja $p_{\max} = p_{\max}(\vartheta_{CE} + \vartheta_R)$. Kadar pa se pol porazdelitve tlačne napetosti nahaja izven in lateralno od kolčne sklepne površine, iz enačbe (15) velja odvisnost $p_{\max} = p_0 \cos(\Theta - \vartheta_{CE}) = p_0 \cos \alpha$. Ker je $p_0 = p_0(\alpha)$, to pomeni, da je tudi $p_{\max} = p_{\max}(\alpha)$, in ker je $\alpha = \alpha(\vartheta_{CE} + \vartheta_R)$, zdaj zopet sledi, da je $p_{\max} = p_{\max}(\vartheta_{CE} + \vartheta_R)$.

Vrednost tlačne napetosti v polu in maksimalna vrednost tlačne napetosti v kolčni plasti sta torej v predstavljenem matematičnem modelu odvisni le od vsote kotov $\vartheta_{CE} + \vartheta_R$, ne glede na posamezno vrednost enega ali drugega kota.

Zgoraj opisana analiza matematičnega modela za izračun tlačnih napetosti v kolčni plasti je pokazala, da je vrednost p_{max} funkcija vsote dveh kotov: kota lateralnega pokritja kolčne glavice ϑ_{CE} in naklona rezultantne kolčne sklepne sile ϑ_R . To potrdi tudi numerična rešitev sistema enačb za izračun tlačnih napetosti (slika 7). Slika 7 prikazuje izračunano odvisnost maksimalne tlačne napetosti p_{max} od vsote kotov $\vartheta_{CE} + \vartheta_R$. V relativno širokem območju vsote $\vartheta_{CE} + \vartheta_R$ vrednost p_{max} blizu svojemu minimumu, kjer je $p_{max} = 3R/2\pi r^2$. V točki minimuma p_{max} je smer sile **R** od lateralnega roba acetabula oddaljena za natanko $\pi/2$ ($\vartheta_{CE} + \vartheta_R = \pi/2$). V primeru, ko se vsota $\vartheta_{CE} + \vartheta_R$ zmanjša, p_{max} močno naraste.

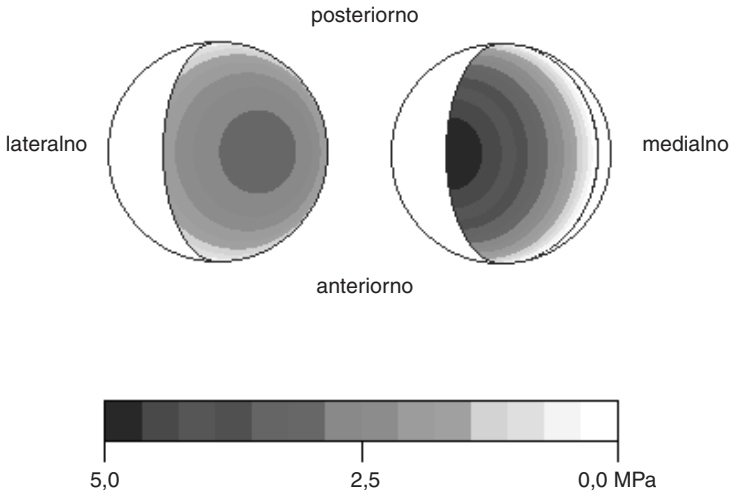


Slika 7. Odvisnost normirane maksimalne vrednosti tlačne napetosti v kolčni sklepni plasti in normirane velikosti nosilne kolčne površine od vsote $\vartheta_{CE} + \vartheta_R$

Prav tako pomemben dejavnik pri ocenjevanju biomehanskega stanja kolka je nosilna kolčna površina, ki se izrazi kot

$$S = 2r^2 \left(\frac{\pi}{2} + \vartheta_{CE} - \Theta \right).$$

Tudi površina S je funkcija vsote kotov $\vartheta_{CE} + \vartheta_{R}$, kar se da enostavno pokazati, če v prejšnjo enačbo vstavimo zgoraj definirano spremenljivko a , za katero smo že predhodno dokazali odvisnost od vsote $\vartheta_{CE} + \vartheta_{R}$. Maksimalno velikost doseže nosilna površina takrat, ko obsega kar celotni acetabulum, tj. pri vrednosti $\vartheta_{CE} + \vartheta_{R} = \pi/2$. Če se vrednost $\vartheta_{CE} + \vartheta_{R}$ zmanjšuje, se velikost S približuje vrednosti 0 (slika 7). Odtod sledi pomembna ugotovitev, da velikost nosilne kolčne površine S ni odvisna le od anatomske pokritosti kolčne glave z acetabulum, temveč je odvisna tudi od lege pola porazdelitve tlačne napetosti Θ .



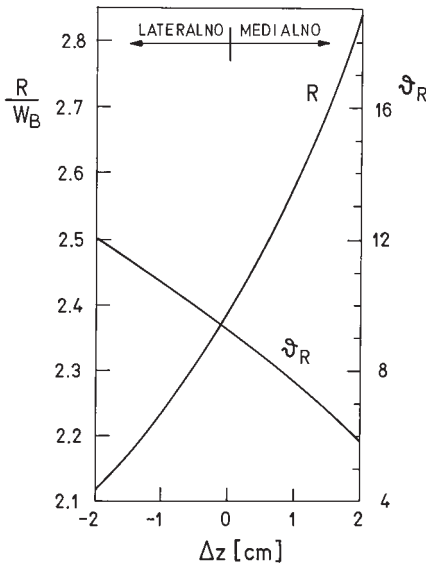
Slika 8. Prikaz absolutnih vrednosti tlačnih napetosti v kolčni plasti desnega kolka, prikazana je zgornja polkrogla kolčne glave v tlorisu za dva različna primera. V obeh primerih so vrednosti ($\vartheta_{CE} = 30^\circ$, $\varphi_R = 0^\circ$, $r = 1,6\text{ cm}$, $R = 1580\text{ N}$) enake, primera se razlikujeta le v nagibu sile ϑ_R . Na sliki B je nagib sile manjši ($\vartheta_R = 4^\circ$), maksimum tlačne napetosti je pomaknjen na lateralni rob acetabula in doseže večje absolutne vrednosti tlačne napetosti v kolčni plasti kot na sliki A, kjer je $\vartheta_R = 30^\circ$.

Velikosti nosilne kolčne površine in tlačne napetosti sta torej odvisni od vsote $\vartheta_{CE} + \vartheta_{R}$, ne pa od samega kota ϑ_{CE} , zato imenujemo vsoto $\vartheta_{CE} + \vartheta_{R}$ *funktionalni kot pokritja kolčne glave*. Kot je bilo obrazloženo zgoraj, v naši raziskavi obravnavamo samo položaj, ko je $\varphi_R = 0$ in se kolčna sila R nahaja v čelni ravnini. Zato v tem primeru funkcionalni kot pokritja kolčne glave lahko prikažemo kot geometrijski kot (Sliki 1 in 6).

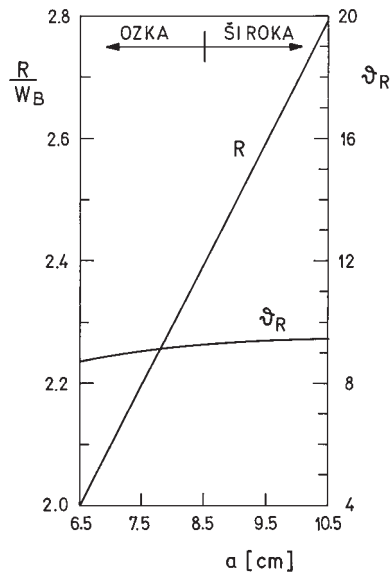
Displastični kolki ustrezajo območju majhnega funkcionalnega kota pokritja kolčne glave $\vartheta_{CE} + \vartheta_{R}$ (45). V tem območju je p_{\max} visok, nosilna površina S pa majhna. V območju majhnih kotov ϑ_{CE} se lahko neugodna porazdelitev tlačne napetosti kompenzira z večjim kotom ϑ_{R} . Pri majhnih vrednostih obeh kotov ϑ_{CE} in ϑ_{R} pa se pojavi zelo visoka maksimalna tlačna napetost na lateralnem robu acetabularne strehe. Razporeditev tlačnih napetosti bi bila torej ugodnejša, če bi bil naklon sile R glede na navpičnico (ϑ_R) večji (slika 8). Vsako dodatno zmanjšanje $\vartheta_{CE} + \vartheta_{R}$ močno vpliva na p_{\max} in S .

Poleg tega sta pri določanju tlačne napetosti v kolku pomembna parametra velikost sile R in polmer sklepne površine r . Maksimalna tlačna napetost je premosorazmerna velikosti sile R in obratno sorazmerna s kvadratom polmera r (enačba 14). Ker je velikost kolčne sile R premosorazmerna telesni teži posameznika, imajo torej ljudje z večjo telesno težo in ljudje z manjšimi kolčnimi glavicami višje maksimalne tlačne napetosti.

Omenili smo že, da sta smer in velikost kolčne rezultante odvisni tudi od oblike kolka in medenice (25, 26, 44, 54–56). Različne oblike kolka in medenice se odražajo v različnih položajih narastišč mišic, kar vpliva na velikost ter smer sile R , in s tem na porazdelitev tlačne napetosti v kolčnem sklepu. Naslednje ugotovitve sledijo iz matematičnega modela sil v kolku in analize modela za porazdelitev tlačne napetosti. Lateralno pomaknjen položaj trohantra zmanjša velikost R in poveča nagib ϑ_R . Učinka se torej seštejeta in oba bistveno prispevata k zmanjšanju tlačnih napetosti (slika 9). Povečanje medkolčne razdalje poveča velikost sile R , medtem ko njena smer (ϑ_R) ostane skoraj nespremenjena. To torej pomeni povečano vrednost maksimalne tlačne napetosti v kolčni plasti (slika 10). Pri strmi medenici je velikost sile R večja kot pri nagnjeni medenici, obenem je tudi nagib sile ϑ_R pri strmi medenici večji. V tem primeru se zato učinka deloma izničita, vendar je glede na maksimalno tlačno napetost strma medenica biomehansko bolj ugodna (ima manjše tlačne napetosti) kot nagnjena medenica (slika 11) (25, 56).

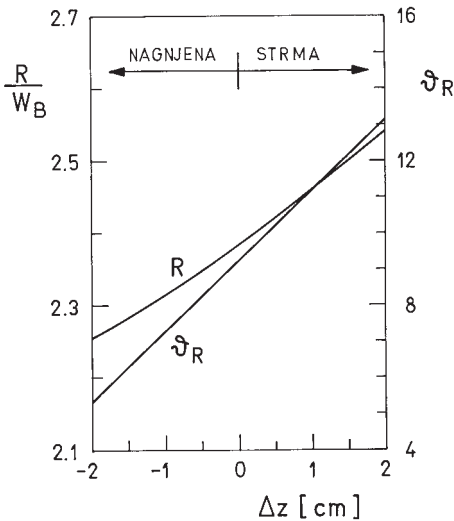


Slika 9. Velikost rezultantne kolčne sklepne sile R in njen nagib ϑ_R v odvisnosti od položaja velikega trohantra v lateralno-medialni smeri glede na izbrano referenčno vrednost Δz .



Slika 10. Velikost rezultantne kolčne sklepne sile R in njen nagib ϑ_R v odvisnosti od širine medenice oziroma velikosti ročice delovanja sile teže telesa brez obremenjene noge a .

Pri ocenjevanju displazije v kolku so torej poleg kota ϑ_{CE} in funkcionalnega kota pokritja kolčne glavice $\vartheta_{CE} + \vartheta_R$ pomembni tudi telesna teža, medkolčna razdalja, polmer kolčne sklepne površine, oblika medenice in velikega trohantra. Majhna telesna teža, majhna medkolčna razdalja, velik polmer kolčne glavice, strma medenica in lateralno pomaknjen trohanter torej lahko deloma kompenzirajo majhen kot ϑ_{CE} . Nasprotno, velika telesna teža, večja medkolčna razdalja, nagnjena oblika medenice in medialno pomaknjen trohanter povečajo tveganje za razvoj kolčne artroze.



Slika 11. Velikost rezultantne kolčne sklepne sile R in njen nagib ϑ_R v odvisnosti od nagnjenosti medenice (pomik zgornjega roba črevnice v lateralno-medialni smeri pri fiksiranem acetabulu).

Tabela 3. Rezultati meritev kota ϑ_{CE} za izbranih 9 preiskovancev, v dveh skupinah glede na spol, urejeni po naraščajočih vrednostih kota ϑ_{CE} :

Preiskovanec	Spol	ϑ_{CE} (°)	Starost
1	ž	19	69
2	ž	20	44
3	ž	20	81
4	ž	22	82
5	ž	26	74
6	ž	28	87
7	m	16	72
8	m	28	84
9	m	29	72

Pogostnost majhnih kotov ϑ_{CE} v populaciji ljudi z zdravimi kolki

Od preučenih 411 AP-rentgenskih posnetkov, kjer je bilo vidno celotno okolčje, je 9 preiskovancev imelo kot ϑ_{CE} manjši od 30° , od teh so imeli 4 preiskovanci kot manjši ali enak 20° .

V skupini preiskovancev z majhnim kotom ϑ_{CE} je bilo 6 žensk in 3 moški. Starosti 9 preiskovancev so bile v razponu od 44 let do 87 let, mediana 74 let. Telesne teže 9 preiskovancev so bile v razponu od 40 kg do 80 kg, mediana 60 kg.

Vrednosti parametrov, ki določajo tlačne napetosti, v zdravih kolkih z majhnim kotom ϑ_{CE}

Za vsakega od 9 preiskovancev smo poleg kota ϑ_{CE} na AP-rentgenskem posnetku določili še ostale podatke, ki so potrebni za izračun smeri in velikosti kolčne sile R oz. za določitev porazdelitve tlačne napetosti v kolčni plasti. Starost (v času slikanja) in telesno težo smo odčitali iz popisov, priloženih k ustreznim rentgenskim posnetkom. Na rentgenskem posnetku smo izmerili medkolčno razdaljo l , razdalji C in H (slika 4), povprečni polmer kolčne sklepne površine (povprečje polmera acetabula in polmera kolčne glavičice), koordinate karakteristične točke narastišč abduktornih mišic na trohantru glede na središče kolčne glavičice: koordinato x kot medialno razdaljo (pozitivna v medialni smeri) in koordinato z kot navpično razdaljo (pozitivna v smeri navzgor) (sliki 2 in 4).

Tabela 4. Vrednosti parametrov, ki določajo tlačne napetosti, pri 9 preiskovancih z majhnim kotom ϑ_{CE} .

Preiskovanec	ϑ_{CE} ($^\circ$)	Teža (kg)	1/2 medkolčne razdalje l (cm)	C (cm)	H (cm)	Povprečni polmer kolčne glavičice (cm)	x (trohanter) (cm)	z (trohanter) (cm)
1	19	65	8,9	5,7	14,4	2,6	-5,3	-0,4
2	20	60	8,9	5,1	15,2	2,6	-5,3	+0,2
3	20	40	10,2	5,5	15,6	2,9	-6,3	-0,5
4	22	60	10,4	4,4	16,0	2,8	-6,0	-0,5
5	26	80	10,9	5,8	15,4	2,8	-5,7	-0,7
6	28	70	10,4	7,2	15,9	2,7	-5,3	+0,3
7	16	62	9,4	3,7	14,3	3,0	-5,4	-1,5
8	28	45	9,6	5,2	15,9	2,9	-5,3	+0,2
9	29	60	10,1	6,6	16,1	3,1	-4,9	+1,1

Podatki, predstavljeni v tabeli 4, so bili predhodno pomnoženi z ustreznimi korekcijskimi faktorji, glede na ustrezno povečavo na vsakem rentgenskem posnetku. Povečavo vsakega posameznega rentgenskega posnetka smo izračunali iz razmerja med premerom glavičice endoproteze na posnetku in tehničnim podatkom za premer glavičice vstavljene endoproteze. V dveh primerih, ko v popisu ni bilo podatkov o velikosti glavičice proteze, smo upoštevali povečavo 10 % (50). Pri preiskovancih 2, 6, 8, 9 v tabeli 5 ne navajamo izračunanih vrednosti, ker predstavljeni model v sedanji obliki na podlagi obstoječih podatkov (15, 52) ne omogoča izračuna kolčne sile za preiskovance s pozitivnimi vrednostmi koordinate z na trohantru (tabela 4).

Tabela 5. Vrednosti izmerjenih premerov glavice endoprotez na rentgenskih posnetkih in vrednosti ustreznih tehničnih podatkov, ki so bili odčitani iz popisov za vsakega od preiskovancev. Pri dveh preiskovancih, označenih z zvezdico (*), ni bilo ustreznih tehničnih podatkov o vstavljeni endoprotezi, zato smo upoštevali splošno oceno za rentgenske povečave 10 % (50).

Preiskovanec	Premer glavice endoprotez na posnetku (cm)	Tehnični podatek za premer glavice endoproteze (cm)	posnetek	Razmerje :	dejanska velikost
*1	–	–	1	:	0,91
3	5,1	4,60	1	:	0,90
*4	–	–	1	:	0,91
5	5,7	4,45	1	:	0,78
7	5,5	4,80	1	:	0,87

Podatke v tabeli 4 smo vstavili v računalniški program za izračun smeri in velikosti kolčne sile R (25, 44), slednje pa smo uporabili kot vhodne podatke za določitev porazdelitve tlačne napetosti v kolčni plasti.

Tabela 6. Izračunane vrednosti maksimalnih tlačnih napetosti, velikosti in smeri sile R ter velikosti funkcionalnega kota pokritja kolčne glavice. Vključene so tudi telesna teža, polmer kolčne sklepne površine, kot ϑ_{CE} in kot ϑ_{CCD} .

Preiskovanec	ϑ_{CCD} (°)	ϑ_{CE} (°)	ϑ_R (°)	$\vartheta_{CE} + \vartheta_R$ (°)	Teža (kg) kolčne sklepne površine (cm)	Polmer kolčne sile R (N)	Velikost (MPa)	ρ_{max}
1	141	19	6,8	25,8	65	2,6	1660	2,65
3	138	20	8,0	28,0	40	2,9	925	1,08
4	135	22	8,1	30,1	60	2,8	1440	1,67
5	136	26	6,7	32,7	80	2,8	1950	2,03
7	138	16	8,1	24,1	62	3,0	1660	2,13

Pri preiskovancih 2, 6, 8, 9 v tabeli 6 ne navajamo izračunanih vrednosti, ker model na podlagi obstoječih podatkov (15, 52) ne omogoča izračuna kolčne sile za preiskovance s pozitivnimi vrednostmi koordinate z na trohantru (tabela 4). Pri teh preiskovancih pričakujemo, da bo os kolčnega vratu glede na veliki trohanter pomaknjena nekoliko navzdol in da bo zato topi kot med podolžno osjo diafize stegenice in osjo kolčnega vratu (kolodiazarni kot ϑ_{CCD}) manjši, kot je to običajno pri zdravi populaciji (3). S tem se skladajo vrednosti izmerjenih kotov ϑ_{CCD} , saj so imeli izločeni preiskovanci 2, 6, 8, 9 najmanjše kote: preiskovanka 2–131°, preiskovanka 6–118°, preiskovanec 8–135° in preiskovanec 9–123° (v razponu od 118° do 135°, mediana 127°). Preostali preiskovanci so imeli kote v razponu od 135° do 141°, mediana 138°.

Vrednosti izračunanih največjih vrednosti tlačnih napetosti v kolčni plasti preostalih preiskovancev 1, 3, 4, 5, 7 primerjamo z vrednostjo največje tlačne napetosti, ki je bila izmerjena z endoprotezo z vgrajeno merilno napravo (30, 31). Šest mesecev po operaciji, ko so se mišice že okrepile, je tlačna napetost v fazi stoje na eni nogi dosegla vrednosti med 2 in 3 MPa. Naši rezultati kažejo manjše vrednosti podobnega reda velikosti, tako da izračunane tlačne napetosti kljub majhnim kotom ϑ_{CE} niso znatno povečane.

Za vsakega obravnavanega preiskovanca določimo še vpliv posameznih parametrov na velikost izračunanih napetosti.

Preiskovanka 1 ima relativno majhen radij kolčne glavice in majhen funkcionalni kot pokritja kolčne glavice. Ta dva dejavnika vplivata na povečano tlačno napetost p_{max} .

Preiskovanka 3 ima izrazito majhno telesno težo oz. majhno velikost rezultantne kolčne sile R , obenem pa skoraj največji polmer kolčne sklepne površine. S tem se sklada dejstvo, da ima majhno vrednost tlačne napetosti p_{max} .

Preiskovanka 4 ima nekoliko manjšo telesno težo in večji polmer kolčne sklepne površine. Poleg teh dveh dejavnikov tudi večji funkcionalni kot pokritja kolčne glavice prispeva k temu, da je p_{max} preiskovanke 4 med nižjimi.

Preiskovanka 5 ima ob največjem funkcionalnem kotu pokritja kolčne glavice v primerjavi z ostalimi preiskovanci večjo telesno težo, zato maksimalna tlačna napetost p_{max} glede na ostale preiskovance doseže srednje vrednosti in funkcionalni kot pokritja kolčne glavice nima tako močnega vpliva.

Preiskovanec 7 ima izmed vseh predstavljenih primerov najmanjši kot ϑ_{CE} in tudi najmanjši funkcionalni kot pokritja kolčne glavice $\vartheta_{CE} + \vartheta_R$. Pri tem ima velik polmer kolčne sklepne površine. Zlasti slednji parameter torej prispeva k temu, da ne p_{max} doseže večje vrednosti.

Razpravljanje

Vloga matematičnih parametrov pri ocenjevanju displazije

Pri ocenjevanju biomehanskega stanja v kolku so poleg kota ϑ_{CE} pomembni tudi drugi parametri (9, 18, 26, 27, 36, 42). Kot ϑ_{CE} , polmer kolčne glavice r in telesna teža W_B oz. velikost kolčne sile R so bili kot pomembni parametri obravnavani že v predhodnih raziskavah na tem področju (26, 27, 42), v naši raziskavi pa prvič predlagamo nov parameter funkcionalni kot pokritja kolčne glavice (vsota $\vartheta_{CE} + \vartheta_R$). Naša matematična analiza kaže, da je funkcionalni kot pokritja kolčne glavice pomemben dejavnik, ki vpliva na porazdelitev tlačne napetosti. V relativno širokem območju vrednosti $\vartheta_{CE} + \vartheta_R$ se maksimalna tlačna napetost ne spremeni bistveno. Pol porazdelitve tlačne napetosti leži v območju nosilne kolčne površine in sovпада s točko maksimalne tlačne napetosti. V tem primeru tlačna napetost doseže maksimalno točko pod streho acetabula in se proti robu nekoliko zmanjša. Ker vrednost p_{max} določa vsota kotov ϑ_{CE} in ϑ_R , ne pa njuni posamezni vrednosti, lahko velika vrednost enega kota kompenzira majhno vrednost drugega. Pri majhni vsoti $\vartheta_{CE} + \vartheta_R$ (kadar sta oba kota majhna) maksimalna tlačna napetost p_{max} hitro naraste. V tem primeru se pol porazdelitve tlačne napetosti nahaja lateralno od nosilne

površine, tlačna napetost progresivno narašča proti lateralnemu robu acetabula in na samem robu doseže največjo vrednost p_{\max} . Slednje biomehanično stanje je značilno za displastične kolke, kjer neugodna geometrija stegenice in okolčja lahko povzroči večjo kolčno tlačno napetost in v končni fazi artrozo kolka (57).

Opisani model se v precejšnji meri sklada s kliničnimi ocenami, narejenimi na podlagi subhondralne skleroze v AP-rentgenskih posnetkih (36), da je v zdravih kolkih tlačna napetost nekoliko manjša na lateralnem in medialnem robu ter doseže maksimum v sredini acetabula. V displastičnih kolkih se točka maksimalne tlačne napetosti pomakne lateralno, kar se na rentgenskem posnetku odraža kot subhondralna koničasta zadebelitev na lateralnem robu strehe acetabula (6, 11).

Primer za to, kako geometrija stegenice in okolčja vpliva na porazdelitev tlačne napetosti in velikost nosilne kolčne površine, predstavlja primerjava med kliničnim statusom kolkov pri obeh spolih. Ker so za žensko populacijo značilni manjši odklon velikega trohantra, večja medkolčna razdalja, bolj nagnjena medenica in manjši polmer kolčne sklepne površine kot pri moški populaciji (26), bi glede na opisani matematični model geometrija okolčja ženske populacije pogosteje vodila k večjim tlačnim napetostim v kolku (44, 54, 56). S tem se sklada klinično dejstvo, da se kolčna displazija pogosteje pojavlja pri ženskah (58). Pri tem vendarle ne smemo pozabiti, da je velikost tlačnih napetosti v kolčni plasti premosorazmerna tudi s telesno težo, ta pa je pri ženskah v povprečju manjša kot pri moških (26). Zato predvsem velja, da neugodno sovpadanje vseh treh dejavnikov pri posameznem preiskovancu (široka nagnjena medenica, majhna kolčna glavica, prekomerna telesna teža) neugodno vpliva na razvoj artroze, predvsem v displastičnih kolkih.

Povezava med biomehanskim in kliničnim statusom v kolku

Iz predstavljenih ilustrativnih primerov 9 preiskovancev je razvidno, da kljub majhni lateralni pokritosti kolčne glavice (majhen kot ϑ_{CE}) niso imeli kliničnih težav s kolki. Ocene tlačnih napetosti, izračunanih z matematičnim modelom za 5 izmed teh preiskovancev, kažejo, da so maksimalne vrednosti tlačnih napetosti primerljive z vrednostmi, ki so bile določene *in vivo* (30, 31). Kot dejavnike, ki ugodno vplivajo na razporeditev tlačne napetosti v kolku, smo pri posameznih preiskovancih lahko opredelili predvsem povečano vrednost polmera kolčne sklepne površine in majhno telesno težo oz. majhno velikost sile R . Čeprav je glede na matematično analizo pomemben parameter tudi funkcionalni kot pokritja kolčne glavice $\vartheta_{CE} + \vartheta_R$, pa na podlagi predstavljenih rezultatov njegovega kliničnega pomena ne moremo oceniti. Po eni strani so preiskovanci z majhnimi koti ϑ_{CE} v populaciji ljudi z zdravimi kolki relativno redki, tako da majhno število preiskovancev ne omogoča splošitve rezultatov. Po drugi strani ne moremo ovrednotiti kliničnega pomena funkcionalnega kota pokritja kolčne glavice, ker nimamo podatkov o vrednostih tega kota v zdravi populaciji. Nadaljnje populacijske raziskave v tej smeri bi lahko skušale oceniti povprečno vrednost in razpršenost funkcionalnega kota pokritja kolčne glavice v populaciji zdravih ljudi in ljudi z razvito artrozo ter poiskati sovisnost med pogostnostjo kliničnih težav ter vrednostmi tega kota. Na tej osnovi bi potem lahko ocenili napovedno vrednost predlaganega funkcionalnega kota pokritja kolčne glavice pri ocenjevanju kolčne displazije.

Uporabnost in omejitve modela v klinični praksi

Opisani postopek za določitev tlačnih napetosti je enostaven in relativno hiter, tako da je možna njegova uporaba v klinični praksi. Metoda ne predstavlja dodatnega tveganja ali neugodnosti za preiskovanca in ne zahteva dodatnih merilnih instrumentov. Za numerične izračune zadostuje že osebni računalnik PC 286 ali celo boljši žepni računalnik, na katerega je možno presneti programsko opremo.

Pri štirih preiskovancih zaradi pozitivnih vrednosti koordinate z narastišč kolčnih mišic na trohantru s sedanjim modelom za izračun kolčne sile na podlagi predhodno določenih referenčnih koordinat in ustreznih korekcijskih faktorjev (15, 52) nismo mogli izračunati tlačnih napetosti. To kaže na omejitve modela pri uporabi v klinični praksi in potrebo po njegovi izboljšavi, ki jo načrtujemo v prihodnosti. Po podatkih za zdravo populacijo ljudi znaša mediana vrednosti kota ϑ_{CCD} tako pri moških kot pri ženskah 130° (3). 5 preiskovancev v naši raziskavi, za katere smo izračunali tlačne napetosti, je imelo kote v razponu od 135° do 141° (mediana 138°), torej so bile vse vrednosti višje od mediane kota ϑ_{CCD} v populaciji. Nadaljnje raziskave bi lahko poskušale potrditi sovisnost med manjšimi vrednostmi kota ϑ_{CCD} in pozitivnimi vrednostmi koordinate z, tako da bi že meritev kota ϑ_{CCD} pokazala, ali uporaba opisanega matematičnega modela pri posameznem preiskovancu pride v poštev. Za izboljšavo same metode (uporabnost tudi za majhne kote ϑ_{CCD} oz. za pozitivne vrednosti koordinate z narastišč kolčnih abduktornih mišic na velikem trohantru) bi lahko izmerili koordinate izvorov in narastišč kolčnih mišic za več različnih oblik okolčja (npr. različno nagnjene medenice, različni koti ϑ_{CCD}). Potem bi vsakega preiskovanca na podlagi meritev lahko uvrstili v ustrezen podtip, kjer bi za vsak podtip obstajala pripadajoča tabela z referenčnimi koordinatami mišic. V sedanji metodi namreč izhajamo le iz meritev enega okolčja (tabela 2) (52) in jih prilagajamo obliki okolčja preiskovanca s korekcijskimi faktorji.

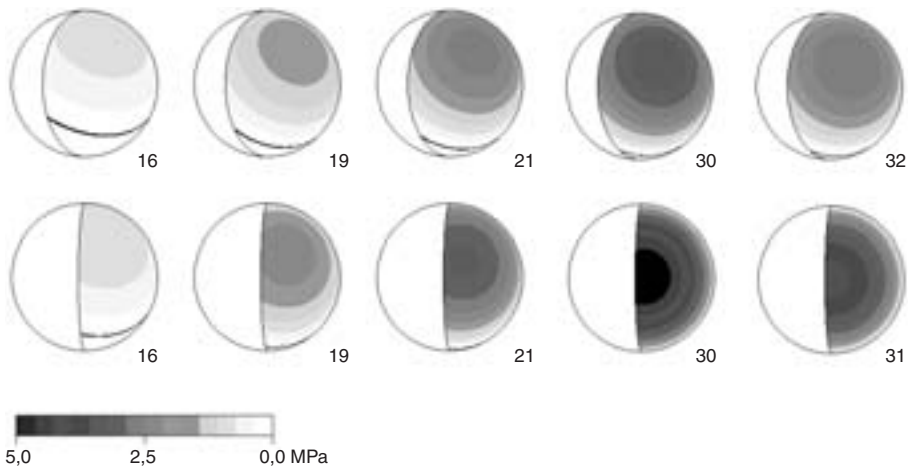
Pri medsebojnem primerjanju rezultatov izračunanih tlačnih napetosti in velikosti kotov ϑ_{CE} , ϑ_{R} ter ϑ_{CCD} je zelo pomembno, da so meritve opravljene z enako metodo. Izbira določene metode namreč neposredno vpliva na sistemske napake in na velikost napak, ki nastanejo pri merjenju. Vodoravna ravnina, koordinatno izhodišče, središče kolčne sklepe površine in koti v naši raziskavi so bili določeni glede na središče ponvice acetabula v obeh kolkih.

V okviru meritev je prišlo do določenih napak in odstopanj pri samem obrisovanju rentgenskih posnetkov ter pri merjenju razdalj in kotov na podlagi teh obrisov. Dodaten vir napake predstavlja ocenjevanje povečave posameznega rentgenskega posnetka. 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 (50)). V naši raziskavi smo skušali zmanjšati to napako na ta način, da smo povečavo vsakega posameznega rentgenskega posnetka ocenjevali 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. Lahko pa bi z našimi podatki skušali ugotoviti, ali obstaja sovisnost med korekcijskim

faktorjem in na telesno višino normalizirano telesno težo preiskovanca (pričakujemo, da je sprednja stran medenice pri debelejših preiskovancih nameščena bližje rentgenski cevi). Potem bi lahko iz podatka o telesni teži tudi natančneje ocenili povečavo pri posameznem preiskovancu.

Teoretične ocene predstavljenega modela temeljijo na predpostavkah Hookovega zakona. To pomeni, da naj bi bila radialna tlačna napetost v sklepni površini premosorazmerna z radialno deformacijo plasti sklepnega hrustanca (27). Dejansko je acetabulum na robovih nekoliko ožji, tako da trdno »drži« kolčno glavico v njenem položaju (59). Ta vidik v našem modelu ni bil upoštevan, lahko pa bi nadgradili model z vpeljavo dodatnih korekcijskih faktorjev, npr. za nekrogelne površine (60).

V predstavljenem modelu so bili rezultatna kolčna sklepna sila R in tlačne napetosti izračunani za stoji na eni nogi. Z oceno narastišč kolčnih mišic, aktivnih pri stoji na eni nogi, in s pomočjo podatkov (52) smo izračunali silo R na podlagi meritev, ki smo jih dobili s standardnega AP-rentgenskega posnetka. Pri izračunavanju sil po zgoraj opisanem modelu je pri stoji na eni nogi upoštevana ravno tista faza hoje, pri kateri se težišče telesa (brez okončine, na kateri oseba stoji) nahaja ravno v čelni ravnini telesa, ki gre skozi središče kolčne glavice. Zaradi tega se potem rezultatna kolčna sklepna sila R nahaja skoraj v čelni ravnini, tj. ima zelo majhen kot φ_R (16). Zanimala nas je le velikost sile R in njen nagib glede na navpičnico ϑ_R , saj na velikost tlačnih napetosti kot φ_R nima vpliva. Funkcionalni kot pokritja kolčne glavice smo lahko grafično prikazali v čelni ravnini (sliki 1 in 6). Kadar je sila R zamaknjena glede na čelno ravnino za določen kot (in je



Slika 12. Na prejšnji strani so prikazane vrednosti tlačnih napetosti v kolčni plasti desnega kolka, vedno je prikazana zgornja polkrogla kolčne glavice v tlorisu. Prva vrsta prikazuje porazdelitve tlačne napetosti v 5 značilnih fazah hoje (od leve proti desni faze 16, 19, 21, 30 in 32) pri preiskovancu s kotom $\vartheta_{CE} = 35^\circ$. Tlačne napetosti so bile izračunane na podlagi izmerjenih podatkov za smer in velikost sile R (43). Druga vrsta prikazuje, do kakšnih porazdelitev tlačne napetosti bi prišlo v enakih 5 fazah hoje in pri enakih vrednostih smeri in velikosti sile R , če bi vrednost kota ϑ_{CE} znašala le 5° .

φ_R različen od 0), se kota ϑ_{CE} in ϑ_R nahajata v različnih ravninah, zato funkcionalnega kota pokritja kolčne glavice ne moremo grafično predstaviti. V tem primeru je obravnavani kot abstrakten pojem in je enak aritmetični vsoti $\vartheta_{CE} + \vartheta_R$.

Treba se je zavedati, da izračunane vrednosti tlačnih napetosti v kolčni plasti za stojo na eni nogi približno ustrezajo redu velikosti obremenitev kolka pri počasni hoji (16). Meritve tlačnih napetosti pri nekaterih drugih vsakdanjih opravilih, npr. vstajanju s 40 cm visokega stola, pa so pokazale tudi do petkrat večje maksimalne vrednosti tlačne napetosti kot pri stoju na eni nogi (30, 31). Poleg tega pri slednjih meritvah smer sile R med aktivnostjo ni bila v čelni ravnini (30, 31). Zato naj bi poleg lateralne pokritosti kolčne glavice (kot ϑ_{CE}), velikosti kolčne sile R , in nagiba kolčne sile R (ki neposredno vpliva na funkcionalni kot pokritja kolčne glavice) upoštevali še nekatere dodatne parametre, ki jih predstavljeni model ne obravnava (npr. posteriorna pokritost kolčne glavice, spreminjanje smeri sile R) (61).

Model za izračunavanje porazdelitve tlačne napetosti v kolčni plasti na podlagi znane sile R lahko uporabimo za poljubno smer sile v prostoru (43) in torej za različne aktivnosti, če bi poznali smer in velikost sile R v vsaki fazi hoje. Takšne analize so možne v posebno opremljenih laboratorijih za merjenje tlaka, s katerim telo deluje na posebno podlago (33). Pri tem so sile med posameznimi deli telesa oz. noge izračunane z matematičnimi modeli na podlagi merjenih pospeškov med hojo in znanih mas za vsak del noge (33, 43). Neugodne strani tovrstnega merjenja so za klinične potrebe predvsem nedostopnost strojne in programske opreme ter zapletenost postopka in izračunavanja, pri študiju biomehanskih lastnosti pa so takšne metode uporabne. Na ta način smo dobili podatke o smeri in velikosti sile R v različnih fazah hoje, ki so nam jih posredovali sodelavci iz Univerze v Iowi (33). S piezoelektrično podlago Kistler so merili silo, s katero stopalo deluje na tla, z videosistemom Vicon pa so posneli gibanje noge med hojo in tako izračunali pospeške posameznih segmentov noge. Faze hoje so si sledile v presledkih 30 ms, pri čemer je faza 16 ustrezala udarcu pete ob tla ob začetku koraka (33). Pri določanju porazdelitve tlačne napetosti v kolčni plasti na podlagi izmerjene smeri in velikosti sile R smo uporabili enak model, kot je opisan v tej nalogi (43, 62, 63). Rezultati meritev za izbrane faze v normalnem in displastičnem kolku (manjši kot ϑ_{CE}) pri enakem časovnem poteku sile R so prikazani na sliki 12.

Ker mehanizmi nastajanja artroze na mikrocelularni ravni še niso v celoti pojasnjeni (29), še vedno ni dokončnega odgovora na vprašanje, kateri od kolčnih biomehanskih parametrov neposredno vpliva na razvoj degenerativnih procesov. Tlačna napetost naj bi bila pomemben parameter pri ocenjevanju kolčne displazije. Ostajajo pa še odprta vprašanja glede povezave med tlačno napetostjo, ostalimi biomehanskimi parametri in mehanizmi razvoja kolčne artroze na mikrocelularni ravni (27, 29, 64).

Zaključki

Kolčno displazijo ocenimo z vrednostjo največje tlačne napetosti na obremenjeni površini, največjo tlačno napetost pa v okviru matematičnega modela določajo funkcionalni kot pokritja kolčne glavice, tj. vsota kota lateralnega pokritja kolčne glavice ϑ_{CE} in nagiba rezultantne kolčne sklepne sile ϑ_R , polmer kolčne sklepne površine r in velikost rezultantne kolčne sklepne sile R .

Z matematično analizo smo pokazali, da velikost obremenjene površine in ustrezna porazdelitev tlačne napetosti nista odvisni samo od kota ϑ_{CE} , temveč ju določa funkcionalni kot pokritja kolčne glavice $\vartheta_{CE} + \vartheta_R$, ki je v okviru te naloge predstavljen prvič.

Naštete parametre je mogoče z relativno enostavno metodo izmeriti in izračunati na podlagi AP-rentgenskega posnetka medenice. Zato je ta metoda uporabna pri ocenjevanju kolčne displazije.

Delež ljudi, ki imajo kljub majhnim kotom ϑ_{CE} zdrave kolke, je v populaciji zelo majhen. V 411 pregledanih primerih so imeli 4 preiskovanci kot ϑ_{CE} manjši ali enak 20° , 5 preiskovancev pa je imelo kot ϑ_{CE} v mejnem območju med 20° in 30° .

Pri izbranih petih preiskovancih, katerih koti ϑ_{CE} se nahajajo v območju med 16° in 26° , a imajo kljub temu zdrave kolke, so vrednosti tlačnih napetosti zaradi ugodnih vrednosti ostalih parametrov (funkcionalni kot pokritja kolčne glavice, polmer kolčne sklepne površine r , velikost R , povezana s telesno težo) primerljive z vrednostjo, izmerjeno *in vivo*.

Zahvala

Rad bi se zahvalil mentorju doc. dr. Vanetu Antoliču, dr. med. z Ortopedske klinike v Ljubljani, ki mi je pomagal s strokovnimi nasveti, idejami ter smernicami pri oblikovanju naloge, in somentorju doc. dr. Alešu Igliču, dipl. inž. fizike s Fakultete za elektrotehniko Univerze v Ljubljani, ki je s številnimi nasveti in pomočjo pri matematično-fizikalnem delu ter pri računalniški obdelavi podatkov bistveno pripomogel k nastanku te naloge.

Posebna zahvala gre doc. dr. Veroniki Kralj Iglič, dipl. inž. fizike z Inštituta za biofiziko Medicinske fakultete Univerze v Ljubljani za idejne spodbude, strokovno pomoč, za napotke pri izdelavi naloge in za omogočenje uporabe materialov pri delu. Iskreno se ji zahvaljujem za veliko truda in časa, ki ga je porabila za pomoč pri izdelavi naloge.

Zahvaljujem se as. mag. Dragici Smrke, dr. med. s Kliničnega oddelka za travmatologijo kirurške klinike v Ljubljani, ki mi je omogočila dostop do arhivov in uporabo posebnih pripomočkov pri delu, hvala tudi študentu medicine kolegu Boštjanu Kersniču, ki me je uvedel v praktično delo, opravljeno v okviru te naloge, in mi pomagal s svojimi izkušnjami na tem področju.

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

Dodatek: izpeljava enačb za izračun tlačnih napetosti

Za kolčno sklepno površino velja enačba

$$\int p \, dS = R,$$

pri čemer je

$$p = p_0 \cos\gamma,$$

$$dS = (\sin\vartheta \cos\varphi, \sin\vartheta \sin\varphi, \cos\vartheta) r^2 \sin\vartheta \, d\vartheta \, d\varphi$$

$$R = (R \sin\vartheta_R \cos\varphi_R, R \sin\vartheta_R \sin\varphi_R, R \cos\vartheta_R)$$

$$\cos\gamma = \sin\Theta \sin\vartheta \cos\Phi \cos\varphi + \sin\Theta \sin\vartheta \sin\Phi \sin\varphi + \cos\Theta \cos\vartheta$$

Pri nadaljnjih izračunih se izkaže za najenostavneje, če koordinatni sistem zavrtimo v vodoravni ravnini za kot Φ (za katerega bomo kasneje dokazali, da je enak φ_R), tako da sila \mathbf{R} in pol ležita v frontalni ravnini. Poleg tega pa zdaj v frontalni ravnini zavrtimo sistem še za kot Θ , s čimer prestavimo pol na vrh krogelne površine.

Novi prostorski koordinati pola porazdelitve tlačnih napetosti sta zdaj:

$$\cos \Theta' = 1 \text{ in } \sin \Phi' = 0$$

kar močno poenostavi izračune, saj je nosilna površina simetrična glede na frontalno ravnino $y' = 0$. Tudi sila \mathbf{R} se zdaj nahaja v frontalni ravnini, in zato lahko prostorske kote lahko obravnavamo kot dvodimenzionalne količine v frontalni ravnini. Kot Θ in ϑ_{CE} imata pozitivne vrednosti v lateralni smeri, kot ϑ_R pa je pozitiven v medialni smeri.

Komponente sile \mathbf{R} v rotiranem sistemu so zdaj:

$$R'_X = R \sin(\vartheta_R + \Theta) \cos(\varphi_R - \Phi),$$

$$R'_Y = R \sin(\vartheta_R + \Theta) \sin(\varphi_R - \Phi),$$

$$R'_Z = R \cos(\vartheta_R + \Theta).$$

Lateralno in medialno mejo nosilne površine določata presečišči lateralne in medialne ravnine s kolčno površino. Obe ravnini potekata skozi središče kolčne glavice in sta nagljeni glede na sagitalno ravnino $x' = 0$ za ustrezen kot ϑ'_B .

Za mejne točke na presečišču ravnine s krogelno površino je razmerje koordinat z' in x' konstantno:

$$\frac{Z'}{X'} \frac{\cos \vartheta'}{\sin \vartheta' \cos \varphi'} = \text{ctg} \vartheta'_B$$

Tako lahko za vse točke na mejah kolčne površine za določen ϑ' izrazimo kot φ' :

$$\cos \varphi' = \frac{\text{ctg} \vartheta'_B}{\text{ctg} \vartheta'_B}$$

Neznani koordinati pola porazdelitve tlačnih napetosti Θ in Φ ter vrednost tlačne napetosti na polu p_0 izračunamo iz sistema treh komponentnih enačb prve vektorske enačbe. Ker je v novem rotiranem koordinatnem sistemu vrednost Θ enaka 0, sledi iz zgornje enačbe:

$$\cos \gamma' = \cos \vartheta'$$

Prvo vektorsko enačbo zdaj lahko zapišemo po komponentah, upoštevamo izraz za $d\mathbf{S}$ in vstavimo vrednosti iz ostalih enačb:

$$p_0 r^2 \iint \cos \vartheta' \sin^2 \vartheta' \cos \varphi' d\vartheta' d\vartheta' = R'_X = R \sin(\vartheta_R + \Theta) \cos(\varphi_R - \Phi),$$

$$p_0 r^2 \iint \cos \vartheta' \sin^2 \vartheta' \sin \varphi' d\vartheta' d\vartheta' = R'_Y = R \sin(\vartheta_R + \Theta) \sin(\varphi_R - \Phi),$$

$$p_0 r^2 \iint \cos^2 \vartheta' \sin \vartheta' d\vartheta' d\vartheta' = R'_Z = R \cos(\vartheta_R + \Theta).$$

V ustrezno izbranem koordinatnem sistemu lahko sistem teh treh enačb rešimo analitično. Ker je v tako izbranem koordinatnem sistemu vsota sil v smeri y' enaka nič, lahko zapišemo:

$$R \sin(\vartheta'_R + \Theta) \sin(\varphi_R - \Phi) = 0$$

iz česar sledi

$$\Phi = \varphi_R \text{ ali } \Phi = \varphi_R \pm \pi.$$

Če je kot Θ negativen, ima Φ vrednosti v intervalu med $-\pi/2$ in $\pi/2$, če pa je pozitiven, ima Φ vrednosti med $\pi/2$ in $3\pi/2$. Θ in ρ_0 izračunamo iz sistema enačb prejšnjih treh enačb:

Pri izračunu tlaka po kolčni površini za poljubno smer sile R moramo v splošnem ločiti 2 različni možnosti:

- pol leži izven nosilne površine na lateralni strani ali
- pol leži znotraj nosilne površine, a ni za več kot $\pi/2$ oddaljen od njenega lateralnega roba.

V prvem primeru integriramo v mejah:

$$\vartheta' \in \left[\vartheta'_B, \frac{\pi}{2} \right], \varphi' \in \left[\arccos\left(\frac{\text{ctg}\vartheta'}{\text{ctg}\vartheta'_B}\right), \arccos\left(\frac{\text{ctg}\vartheta'}{\text{ctg}\vartheta'_B}\right) \right]$$

in upoštevamo, da velja:

$$\vartheta'_B = \Theta - \vartheta_{CE}$$

V drugem primeru moramo integriranje opraviti za vsakega od štirih segmentov posebej z naslednjimi mejami:

$$\text{I. segment} \quad \vartheta' \in \left[0, \frac{\pi}{2} \right], \varphi' \in \left[-\frac{\pi}{2}, \frac{\pi}{2} \right]$$

$$\text{II. segment} \quad \vartheta' \in \left[0, \vartheta'_B \right], \varphi' \in \left[-\frac{\pi}{2} \right]$$

$$\text{III. segment} \quad \vartheta' \in \left[\vartheta'_B, \frac{\pi}{2} \right], \varphi' \in \left[\frac{\pi}{2} - \arccos\left(\frac{\text{ctg}\vartheta'}{\text{ctg}\vartheta'_B}\right) \right]$$

$$\text{IV. segment} \quad \vartheta' \in \left[\vartheta'_B, \frac{\pi}{2} \right], \varphi' \in \left[\pi + \arccos\left(\frac{\text{ctg}\vartheta'}{\text{ctg}\vartheta'_B}\right), \frac{3\pi}{2} \right]$$

pri čemer velja:

$$\vartheta'_B = \vartheta_{CE} - \Theta$$

Tako pri integriranju pod 1. kot pod 2. iz zadnjega sistema treh enačb po daljšem računu dobimo sistem naslednjih treh enačb:

$$\frac{2}{3} p_0 r^2 \cos(\vartheta_{CE} - \Theta) = R \sin(\vartheta_R + \Theta) \cos(\varphi_R - \Phi)$$

$$0 = R \sin(\vartheta_R + \Theta) \sin(\varphi_R - \Phi)$$

$$\frac{2}{3} p_0 r^2 \left[\frac{\pi}{2} + \vartheta_{CE} - \Theta - \frac{1}{2} \sin 2(\vartheta_{CE} - \Theta) \right] = R \cos(\vartheta_R + \Theta)$$

Iz sistema teh treh enačb izrazimo kot Θ , če tretjo enačbo delimo s prvo, upoštevamo drugo enačbo in na obeh straneh uporabimo funkcijo arctan. Po preureditvi dobimo naslednjo nelinearno enačbo:

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

Iz prejšnje enačbe pa izrazimo še vrednost tlaka na polu porazdelitve:

$$p_0 = \frac{3R}{2r^2} \frac{\cos(\vartheta_R + \Theta)}{\left(\frac{3\pi}{2} - \vartheta_{CE} + \Theta - \frac{1}{2} \sin 2(\vartheta_{CE} - \Theta) \right)}$$

Teoretični možnosti v okviru predstavljenega matematičnega modela, kadar pol leži znotraj nosilne površine in je za več kot $\pi/2$ oddaljen od njenega lateralnega roba ali kadar pol leži izven nosilne površine na medialni strani, smo v tej raziskavi izpustili, saj v kliničnih razmerah stoje na eni nogi ne prideta v poštev.

Literatura

1. Širca A. *Anatomija*. Ljubljana: Medicinska fakulteta Univerze v Ljubljani; 1995. pp. 20–78.
2. Legal H. *Introduction to the Biomechanics of the Hip*. In: Tönnis D, ed. *Congenital Dysplasia and Dislocation of the Hip*. New York: Springer-Verlag; 1987. pp. 26–57.
3. Pauwels F. *Biomechanics of the Normal and Diseased Hip*. New York: Springer-Verlag. 1976. pp. 1–276.
4. Albertsson T, Albertsson B. Osseointegration of bone implants: A review of an alternative mode of fixation. *Acta Orthop Scand* 1987; 58: 567–77.
5. Kališnik M. *Histologija z embriologijo*. Ljubljana: Medicinska fakulteta Univerze v Ljubljani; 1995. pp. 56–8.
6. Maquet PJG. *Biomechanics of the Hip*. New York: Springer-Verlag; 1985. pp. 1–309.
7. Vegter J. Intraarticular pressure in the hip joint. *J Bone Joint Surg [Br]* 1987; 69B: 71–4.

8. Carter DR, Hayes WC. The compressive behaviour of bone as a two-phase porous structure. *J Bone Joint Surg [Am]* 1977; 59A: 954–62.
9. Kummer B. Die klinische Relevanz biomechanischer Analysen der Hüftregion. *Z Orthop* 1991; 129: 285–94.
10. Afoke NYP, Byers PD, Hutton WC. Contact pressures in the human hip joint. *J Bone Joint Surg [Br]* 1987; 69B: 536–41.
11. Bombelli R. *Osteoarthritis of the Hip*. New York: Springer-Verlag; 1983. pp. 1–386.
12. Srakar F. *Ortopedija*. Ljubljana: Sledi; 1994. pp. 1–310.
13. Durnin CW, Ganz R, Klaue K. The Acetabular Rim Syndrome – a clinical presentation of dysplasia of the hip. *J Bone Joint Surg [Br]* 1991; 73B: 423–9.
14. Sharp IK. Acetabular dysplasia. The acetabular angle. *J Bone Joint Surg [Br]* 1961; 43B: 268–72.
15. Johnston RC, Brand RA, Crownshield RD. Reconstruction of the hip. *J Bone Joint Surg [Am]* 1979; 61A: 639–52.
16. Igljič A. *Matematično modeliranje operativnih posegov v kolku. Doktorska disertacija*. Ljubljana: Fakulteta za elektrotehniko Univerze v Ljubljani; 1996. pp. 1–38.
17. Kumar V, Cotran RS, Robbins SL. *Basic Pathology*. Philadelphia: Saunders; 1997. pp. 681–7.
18. Iwase T, Hasegawa Y, Kawamoto K, Iwasada S, Yamada K, Iwata H. Twenty years' followup of intertrochanteric osteotomy for treatment of the dysplastic hip. *Clin Orthop* 1996; 331: 245–55.
19. Wiberg G. Studies on dysplastic acetabula and congenital subluxation of the hip joint – with special reference to the complication of osteoarthritis. *Acta Orthop Scand* 1938; Suppl. 58: 1735.
20. Chiari K. Medial displacement osteotomy of the pelvis. *Clin Orthop* 1974; 98: 55–71.
21. 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.
22. Edmonson AS, Crenshaw AH. *Campbell's Operative Orthopaedics*. St. Louis: Mosby; 1980.
23. Cochran GVB. *Orthopädische Biomechanik*. Stuttgart: Ferdinand Enke Verlag; 1988.
24. Crownshield RD, Brand RA. A Physiologically Based Criterion of Muscle Force Prediction in Locomotion. *J Biomechanics* 1981; 14: 793–801.
25. Igljič A, Srakar F, Antolič V. Influence of the pelvic shape on the biomechanical status of the hip. *Clin Biomech* 1993; 8: 223–4.
26. Kersnič B. *Določitev geometrijskih parametrov zdrave medenice*. Ljubljana: Medicinska fakulteta Univerze v Ljubljani. Raziskovalna naloga; 1995. p. 1–79.
27. 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.
28. Kawabe K, Konishi N. Three-dimensional Modelling of Cartilage Thickness in Hip Dysplasia. *Clin Orthop* 1993; 289: 180–5.
29. Brand RA. Hip osteotomies: a biomechanical consideration. *J Am Acad Orthop Surg* 1997; 5: 282–91.
30. 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.
31. Hodge WA, Carlson KL, Fijan RS, Busgess RG, Riley PO, Harris WH, Mann RW. Contact pressures from an instrumented hip endoprosthesis. *J Bone Joint Surg [Am]* 1989; 71A: 1378–86.
32. 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.
33. 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.
34. Larson CB. Rating scale for hip disabilities. *Clin Orthop* 1963; 31: 85–93.
35. 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.
36. Kummer B. Biomechanischer Aspekt der Luxationshüfte. *Orthopäde* 1988; 17: 452–62.
37. Malvitz TA, Weinstein SL. Closed reduction for congenital dysplasia of the hip. *J Bone Joint Surg [Am]* 1994; 76A: 1777–91.
38. Igljič A, Kersnič B, Kralj Igljič V, Srakar F, Antolič V, Jaklič A, Pernuš F, Herman S. Shape of proximal femur and pelvis in male and female. *Med & Biol Eng & Comput* 1996; 34 Suppl 1 Part 1: 345–6.

39. Baker KJ, Brown TD, Brand RA. A finite element analysis of intertrochanteric osteotomy on stresses in femoral head osteonecrosis. *Clin Orthop* 1989; 249: 183–98.
40. Dalstra M, Huiskes R. Load transfer across the pelvic bone. *J Biomech* 1995; 28: 715–24.
41. Rappoport DJ, Carter DR, Schurman DJ. Contact finite element stress analysis of the hip joint. *J Orthop Res* 1985; 3: 345–46.
42. Legal H. Osteotomien an der Dysplasiehüfte des Erwachsenen – Planung unter Berücksichtigung einer differenzierten biomechanischen Berechnung. *Z Orthop* 1985; 123: 465–9.
43. Igljč A, Kralj - Igljč V, Brand RA, Pedersen DR, Ipavec M. Mathematical modelling of stress in the hip during gait. *J Biomech* 1998: sprejeto v objavo.
44. Igljč A, Srakar F, Antolič V, Kralj - Igljč 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; 61: 59–62.
45. Kralj - Igljč V, Igljč A, Mavčič B, Antolič V. Revisiting the assessment of dysplasia in human hips. In: Ashton - Miller JA, ed. Proceedings of the 10th International Conference on Mechanics in Medicine and Biology. Honolulu; 1998. pp. 225–8.
46. Legal H, Reinecke M, Ruder H. Zur biostatistischen Analyse des Hüftgelenkes III. *Z Orthop* 1980; 118: 804–15.
47. Shrive NG, Frank CB. Articular Cartilage. In: Nigg BM, Herzog W, eds. Biomechanics of the Musculo - Skeletal System. New York: Wiley; 1995. pp. 79–105.
48. Dostal WF, Andrews JG. A three-dimensional biomechanical model of hip musculature. *J Biomech* 1981; 14: 803–12.
49. Clauser CE, McConville JT, Young JW. Weight, volume and center of mass of segments of the human body. Ohio: Aerospace Medical Research Laboratory, Aerospace Medical Division, WPAF Base; 1969.
50. Rentgenologija, diagnostične slikovne metode in intervencijska radiologija. Ljubljana: Medicinski razgledi; 1990.
51. Jaklič A. Morfometrična analiza standardnih AP-rentgenogramov medenice in kolkov. Diplomaska naloga. Ljubljana: Fakulteta za elektrotehniko in računalništvo Univerze v Ljubljani; 1994.
52. McLeish RD, Charnley J. Abduction forces in the one-legged stance. *J Biomech* 1970; 3: 191–209.
53. 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. pp. 352–5.
54. Igljč A, Kralj Igljč 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.
55. Igljč A, Antolič V, Srakar F, Kralj Igljč V, Maček - Lebar A, Brajnik D. Biomechanical study of various greater trochanter positions. *Arch Orthop Trauma Surg* 1995; 114: 76–8.
56. Igljč A, Antolič V, Srakar F, Kralj Igljč 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. Proceedings of the XVth Congress of the International Society of Biomechanics. Jyväskylä; 1995. pp. 414–5.
57. Harris WH. Etiology of osteoarthritis of the hip. *Clin Orthop* 1986; 213: 20–33.
58. Kersnič B, Igljč A, Kralj Igljč 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: 345–7.
59. Oberländer W. On biomechanics of joints. The influence of functional cartilage swelling on the congruity of regularly curved joints. *J Biomech* 1978; 11: 151–3.
60. Ipavec M, Kralj Igljč V, Igljč A. Contact stress distribution in elipsoidal joints. In: Proceedings of the 6th IEEE Slovenian Sec Conf, University of Ljubljana. Ljubljana; 1997. pp. 351–4.
61. Klauke K, Sherman M, Perren SM, Wallin A, Looser C, Ganz R. Extra-articular augmentation for residual hip dysplasia. *J Bone Joint Surg [Br]* 1993; 75B: 750–4.
62. Mavčič B, Ipavec M, Smrke D, Igljč A, Kralj - Igljč V. Revisiting the assessment of dysplasia in human hips by mathematical model. A functional center-edge angle. *J Orthop Res* 1998: poslano v objavo.
63. Mavčič B, Antolič V, Brand R, Igljč A, Ipavec M, Kralj Igljč V, Pedersen DR. Weight bearing area during gait in normal and dysplastic hips. *Pflügers Arch – Eur J Physiol* 1998: poslano v objavo.
64. Hsin J, Saluja R, Eilert RE, Wiedel JD. Evaluation of the biomechanics of the hip following a triple osteotomy of the innominate bone. *J Bone Joint Surg [Am]* 1996; 78A: 855–62.