

Kontaktni tlak kot dejavnik tveganja pri omajanju kolčne endoproteze

Veronika Kralj-Iglič
UNIVERZA V LJUBLJANI, Medicinska fakulteta

IZVLEČEK

Predstavljen je biomehanski mehanizem obrabe kolčne endoproteze in metoda za določanje njene prostorninske obrabe. Opisana je metoda HIPSTRESS, ki temelji na matematičnih modelih za določanje rezultatne kolčne sklepne sile in kontaktnega kolčnega tlaka. Podan je pregled dosedanje validacije metode. Rezultati kliničnih študij kažejo, da je povečan kontaktni tlak povezan z nastankom in razvojem degenerativnih bolezni v kolk, kot tudi s prezgodnjim omajanjem endoproteze kolka. Metoda HIPSTRESS je uporabna za določanje tlaka v kolku in v kolčni endoprotezi in predstavlja pripomoček pri načrtovanju optimalne pooperativne konfiguracije okolčja, kar lahko upočasni degenerativne procese in podaljša življenjsko dobo endoproteze kolka.

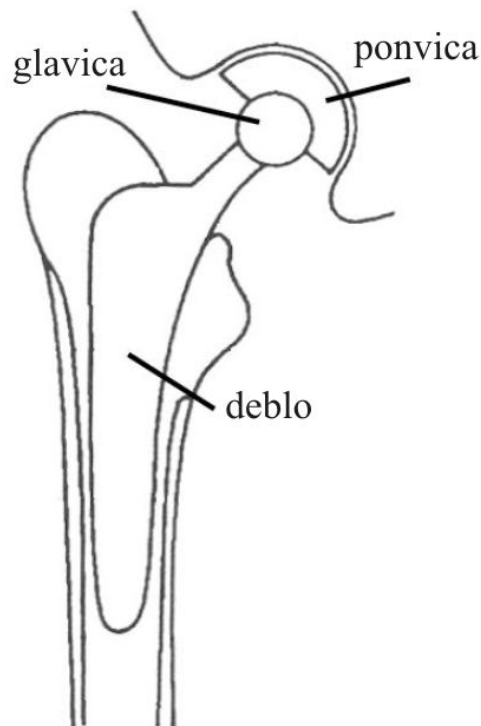
1.Totalna kolčna endoproteza

Vstavitev totalne kolčne endoproteze (slika 1) je indicirana pri različnih boleznih, kot so na primer artroza kolka, aseptična nekroza kolčne glavice in neoplazma, pa tudi pri poškodbah, med katerimi so najpogostejši zlomi vratu stegenice. Pri artrozi kolka pride do degeneracije hrustanca med kolčno glavico in ponvico, kar povzroča bolečine in omejuje gibljivost sklepa. Vstavitev totalne kolčne proteze tako predstavlja uspešno rešitev, ki lahko znatno izboljša kvaliteto življenja bolnika. Življenjska doba proteze pa je končna, pri čemer je eden glavnih vzrokov omajanje ene izmed komponent proteze (1-4). Omajanje proteze zahteva revizijsko operacijo, ki pa je dokončna rešitev.

Aseptično omajanje totalne kolčne endoproteze je povezano z delci, ki se krušijo od komponent proteze zaradi trenja, ki nastaja pri gibanju na mejnih ploskvah proteze (5-7). Ti delci se nabirajo zlasti v tkivih, ki so v stiku s protezo, ter povzročajo mikroinfekt in atrofijo kosti (8-10). Zaradi atrofije kosti se oslabi kontakt med kostjo in protezo, kar privede do omajanja. Lastnosti delcev so odvisne od materialov, iz katerega je izdelana proteza. Umetne ponvice so ponavadi izdelane iz polietilena, debela pa iz kovinske litine, medtem ko so glavice kovinske ali pa keramične. Materiali, ki se težko krušijo, kot na primer litina iz kobalta, kroma in molibdena, nerjaveče jeklo in keramika so primerni za umetne sklepe. Titanove litine so primerne za deblo proteze, ker se površina takega debela dobro zasidra v kost (11-13). Kakršnokoli neujemanje med stičnima površinama namreč povzroči krušenje kovinskih delcev. Delci se krušijo tudi ob trenju keramične ali kovinske

glavice z mehkejšo polietilensko čašico. Ti so najštevilčnejši (14-17). Med hojo se pri vsakem koraku ustvari nekaj sto tisoč polietilenskih delcev (18).

Ker je mehanski vzrok pri nastanku delcev sila trenja, lahko ugotovimo, da je vzrok omajanja proteze v osnovi mehanski. Obremenitev kolka lahko opišemo z rezultantno kolčno sklepno silo, medtem ko lahko odgovor proteze, kosti, ligamentov, hrustanca in mišic na obremenitev opišemo z napetostmi in deformacijami. Ti biomehanski parametri so določeni z aktivnostjo osebe, kot tudi z geometrijo in fizikalnimi lastnostmi okolčja in proteze, pa tudi od tega, kakšna je lega proteze v telesu. Razumevanje biomehanskega stanja vgrajene proteze je zelo pomembno, saj omogoča boljše razumevanje vzrokov omajanja proteze, pa tudi izdelavo protokolov za določanje optimalne konfiguracije proteze v telesu. Z optimalnim načrtovanjem operacije bi lahko dosegli čim manjše krušenje delcev in s tem čim daljšo življenjsko dobo endoproteze.



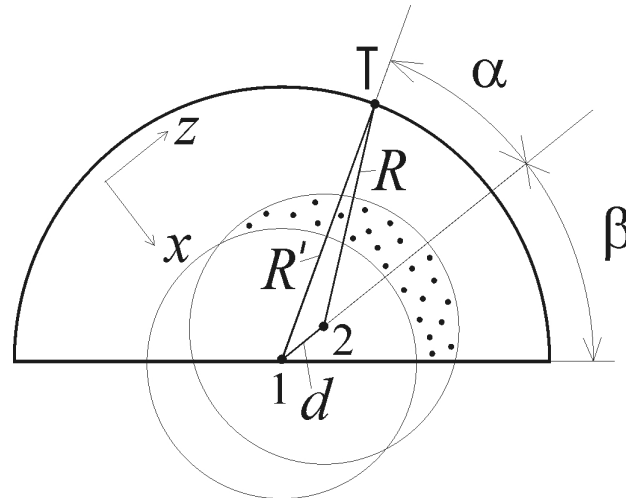
Slika 1. Shema totalne kolčne endoproteze.

2. oločanje obrabe totalne kolčne endoproteze

Več let delujoči abrazijski mehanizmi, privedejo do spremembe geometrije proteze, ki jo lahko zaznamo na rentgenogramih (19) tako, da določimo stanjšanje umetne ponvice zaradi obrabe. Temu parametru pravimo linearna obraba in ponavadi znaša 0,09–0,25 mm/leto (20-23). Linearna obraba odraža volumsko obrabo, ki je dejansko relevantna za omajanje, a je iz dvodimenzionalnih rentgenogramov ne moremo direktno izmeriti. Da bi

ocenili volumsko obrabo iz linearne obrabe, potrebujemo matematični model, ki povezuje obe količini.

V modelu kolčno ponvico opišemo kot polkrogelno lupino, kolčno glavico pa kot kroglo. Pri vgraditvi sta krogelna glavica in polkrogelna ponvica v tesnem stiku, njuni središči sovpadata. Predpostavimo, da se zaradi trenja med glavico in ponvico krušijo delci iz mehkejše ponvice, medtem ko glavica ostane nedeformirana. Obraba povzroči spremembo oblike ponvice, tako da začne odstopati od oblike polkrogelne lupine (slika 2). Središče glavice se pomakne za razdaljo d v smeri največjega prodiranja, ki jo označimo s kotom β .



Slika 2. Shematski prikaz preseka glavice in ponvice kolčne proteze. Ob vgraditvi središči kroglaste glavice in polkrogelne ponvice sovpadata (1). Zaradi obrabe se središče glavice pomakne glede na začetno lego za razdaljo d (2) v smeri največjega prodiranja, ki ga označimo s kotom β (2). Pikčasto območje predstavlja prostornino ponvice, ki se je pretvorila v delce.

Prostornina ponvice, ki se je pretvorila v delce je (24)

$$V = \int (R' - R) dS, \quad (1)$$

kjer sta parametra R in R' razvidna s slike 2. Razlika $(R' - R)$ je razdalja med središčem kolčne glavice in izbrano točko na kontaktni površini (T) v začetni in v končni legi (slika 2), dS pa je infinitezimalni element površine. Integriramo po vsej stični površini glavice in ponvice. Dobljeno prostornino V predstavlja pikčasto območje na sliki 1. Iz geometrije sledi, da je

$$R^2 = R'^2 + d^2 - 2R'd \cos \alpha, \quad (2)$$

kjer je pomen kota α razviden s slike 2. Upoštevamo, da je razdalja prodiranja d majhna v primerjavi z dimenzijama ponvice, tako da lahko zanemarimo člen d^2 v primerjavi z ostalima členoma. Če enačbo (2) preuredimo in korenimo na obeh straneh, dobimo

$$R = R' [1 - 2(d/R') \cos \alpha]^{1/2}. \quad (3)$$

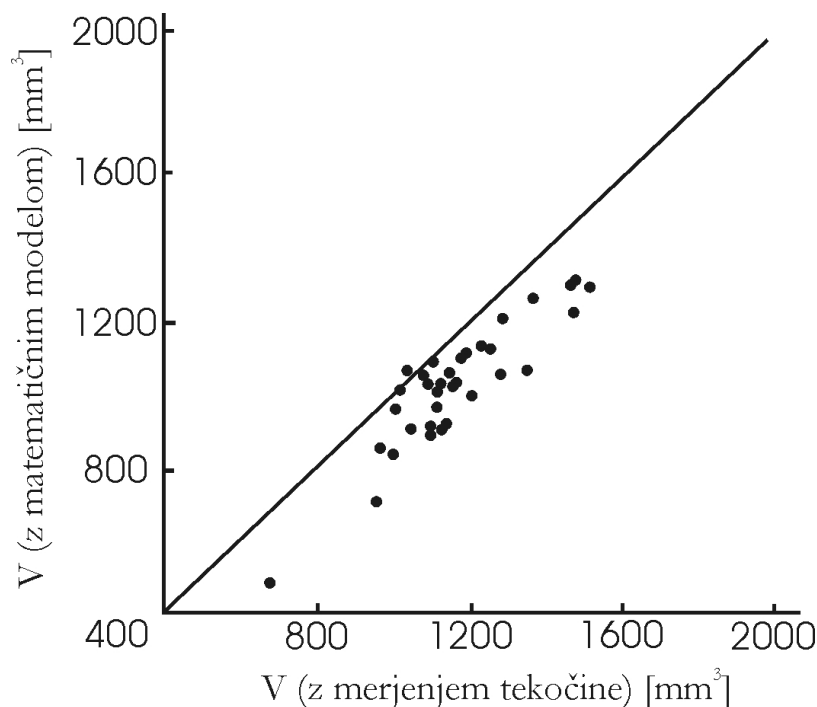
Še naprej upoštevamo, da je razmerje d/R' majhno in uporabimo razvoj korenske funkcije v vrsto, tako da izraz (3) preide v $R = R' (1 - d \cos \alpha / R')$ (24) in je

$$R' - R = d \cos \alpha \quad (4)$$

Zavrtimo koordinatni sistem tako, da točka največjega prodiranja leži v xz ravnini zavrnjenega sistema, v smeri osi z (slika 2). V zavrnjenem sistemu je kontaktna površina simetrična glede na xz ravnino. Ena od mej kontaktne površine leži za prostorski kot $\pi/2$ od točke največjega prodiranja. Meja na drugi strani je določena z geometrijo polietilenske ponvice (slika 2). Kot $(\pi/2 - \beta)$ podaja smer največjega prodiranja glavice glede na os rotacijske simetrije polkrogelne ponvice. Če vpeljemo koordinati φ in ϑ tako da velja $x = R \cos\vartheta \sin\varphi$, $y = R \sin\vartheta$ in $z = R \cos\vartheta \cos\varphi$, lahko izrazimo infinitezimalni element stične površine kot $dS = R^2 \cos\vartheta d\vartheta d\varphi$. Če uporabimo izraza (1) in (4), upoštevamo, da je $\cos \alpha = \cos\vartheta \cos\varphi$, in integriramo po ϑ od $-\pi/2$ do $\pi/2$ ter po φ od $-\pi/2$ do β , dobimo izraz za prostorninsko obrabo (24):

$$V = \pi R^2 d (1 + \sin\beta)/2 \quad (5)$$

Iz enačbe (5) sledi, da je prostorninska obraba odvisna od polmera glavice proteze, linearne obrabe in smeri prodiranja glavice v ponvico. Zaradi simetrije glavice in ponvice izraz (5) velja za katerokoli smer prodiranja.



Slika 3. Korelacija med prostorninsko obrabo, določeno z matematičnim modelom (enačba (5)) in anteroposteriornim rentgenogramom proteze in prostorninsko obrabo, izmerjeno z natakanjem tekočine v kolčne ponvice (točke). Črta za primerjavo predstavlja popolno korelacijo (prirejeno po (24)).

Slika 3 prikazuje korelacijo med prostorninsko obrabo kolčnih protez, določeno z matematičnim modelom iz anteroposteriornih rentgenogramov protez, in prostorninsko obrabo istih protez, ki so bile ob reviziji odstranjene, obraba pa določena z merjenjem prostornine tekočine, ki je zapolnila umetno ponvico (24-26). V študijo je bilo vključenih 34 bolnikov (11 moških, 23 žensk) s povprečno starostjo 64 let (min. 41 let, max. 84 let) povprečno težo 74 kg (min. 54 kg, max. 100 kg), pri katerih je bila izvedena revizija proteze zaradi omajanja (24). Umetne ponvice so bile izdelane iz vsiokomolekularnega polietilena in so imele ob izdelavi notranji premer 32 mm. Povprečni čas med vgraditvijo in revizijo proteze je bil 130 mesecev (min. 48 mesecev, max. 205 mesecev). Da bi določili linearno obrabo, smo primerjali dva rentgenograma istega kolka, pri čemer je bil prvi posnet takoj po vstavitvi proteze, drugi pa pred revizijsko operacijo (24). Povprečna prostorninska obraba, določena z uporabo matematičnega modela je bila 1034 mm^3 (min. 493 mm^3 , max. 1316 mm^3) (24), medtem ko je bila povprečna obraba, dobljena z merjenjem tekočine 1133 mm^3 (min. 578 mm^3 , max. 1476 mm^3) (24). Regresijski koeficient, ki določa korelacijo med prostorninskima obrabama, dobljenima na oba načina,, je 1.09 (24) (vrednost 1 predstavlja popolno korelacijo), kar kaže na veliko zanesljivost določanja prostorninske obrabe z matematičnim modelom. Na sliki 3 vidimo, da vse točke ležijo pod črto, ki označuje popolno korelacijo, kar kaže na sistemsko napako. Prostorninska obraba, določena z matematičnim modelom, je podcenjena. K temu prispeva podcenjena linearna obraba, določena iz anteroposteriornega rentgenograma. Ker so anteroposteriorni rentgenogrami dvodimenzionalna reprezentacija tridimenzionalnih struktur, v primeru, ko glavica prodira v ponvico v smeri izven frontalne ravnine, rentgenogram prikaže zgolj projekcijo linearne obrabe, ki je vedno manjša od prave obrabe. Prostorninska obraba, izmerjena s tekočino, je lahko večja tudi zaradi globokih abrazijskih poškodb na notranji strani polietilenskih ponvic (27,28), ki niso vidne na rentgenogramih.

3. Kolčni sklepni tlak - mehanizem obrabe kolčne proteze

Ker delci nastajajo ob trenju, sila trenja pa je sorazmerna sili, ki deluje v smeri normale na stično površino, sklepamo, da je relevantni biomehanski parameter radialni tlak p , ki deluje v kolčnem sklepu.

Sklepna površina je abstraktna površina s povprečnim polmerom glavice in ponvice. Glavico in ponvico v modelu opišemo kot kroglo in polkrogelno lupino, ki sta koncentrični, ko je kolk neobremenjen. V kolku je med glavico in ponvico plast relativno mehkega hrustanca, za katerega predpostavimo, da ima enako debelino po vsej stični površini neobremenjenega kolka. Ko je kolk obremenjen, se hrustanec deformira, središči glavice in ponvice pa se razmakneta. Točka na sklepni površini, ki ustreza razdalji največjega približanja imaginarnih krogelnih površin glavic in ponvice, pravimo pol tlaka. Ob predpostavki, da je kontaktni tlak sorazmeren deformaciji hrustanca, je (29),

$$p = p_0 \cos \gamma , \quad (6)$$

kjer je p_0 tlak v polu, γ pa je kot med krajevnim vektorjem od središča kolčne glavice do izbrane točke na sklepni površini ter krajevnim vektorjem od središča kolčne glavice do pola tlaka. Če uporabimo krogelni koordinatni sistem z izhodiščem v središču kolčne

glavice, je krajevni vektor do izbrane točke $\mathbf{r}=(r \cos\vartheta \sin\varphi, r \sin\vartheta \sin\varphi, r \cos\vartheta)$, kjer je r polmer sklepne površine, ϑ je azimutni kot, φ pa polarni kot. V takem sistemu je (29),

$$\gamma = (\sin\Theta\cos\Phi\sin\vartheta\cos\varphi, \sin\Theta\sin\Phi\sin\vartheta \sin\varphi, \cos\Theta\cos\vartheta) . \quad (7)$$

kjer sta Θ and Φ krogelni koordinati pola tlaka.

Kontaktni tlak je povezan z rezultantno kolčno sklepno silo \mathbf{R} , ki ima prijemališče v središču kolčne glavice,

$$\mathbf{R} = \int p \, d\mathbf{S} , \quad (8)$$

kjer je $d\mathbf{S}$ element površine (29). Rezultantna kolčna sklepna sila je podana z vektorjem $\mathbf{R} = (R \sin\vartheta_R \cos\varphi_R, R \sin\vartheta_R \sin\varphi_R, R \cos\vartheta_R)$, kjer je R velikost rezultantne kolčne sklepne sile, ϑ_R je nagib sile glede na navpično os, φ_R pa je podaja kot rotacije komponente sile v vodoravni ravnini.

Če primerjamo enačbi (4) in (6) vidimo, da obe odvisnosti od kota, tako linearne obrabe kot kontaktnega tlaka, izvirata iz relativnega premika glavice in ponvice. Iz geometrijskih razlogov je premik kosinusna funkcija prostorskega kota, ki določa izbrano točko na sklepni površini. Iz zgornjega sklepamo, da je prostorninska obraba umetne kolčne ponvice sorazmerna kosinusni funkciji (enačba.(6)). To je ugodno, saj lahko tlak določimo z matematičnim modelom, katerega vhodni podatki so geometrijski parametric okolčja, ki jih lahko dobimo iz standardnih anteroposteriornih rentgenogramov.

4. Določanje kolčne sklepne sile

4.1. Matematični model rezultantne kolčne sklepne sile pri stoji na eni nogi

Prostorninska obraba je rezultat vseh aktivnosti bolnika, sile in tlaki, ki delujejo v kolku pa se v različnih aktivnostih in različnih legah telesa razlikujejo. Predpostavimo, da najpogostejše aktivnosti največ prispevajo k obrabi. Ker stoji na eni nogi opisuje tudi počasno hojo, jo obravnavamo kot reprezentativno lego telesa.

V modelu (30,31) telo v mislih razdelimo na dva segmenta. Prvi segment je obremenjena noga, drugi pa ostalo telo. Pri stoji na eni nogi prvi segment prenaša silo $W_B - W_L$, kjer je W_B teža telesa, W_L pa teža obremenjene noge. Razen s težo je kolk obremenjen tudi s silami mišic, ki so aktivne pri stoji na eni nogi. Predpostavimo, da sile mišic delujejo v ravni liniji, ki povezuje narastišče mišice na medenici (določeno s krajevnim vektorjem \mathbf{r}_i) in narastišče na stegenici (določeno s krajevnim vektorjem \mathbf{r}_i'). Ker se nekatere mišice naraščajo na medenico na večji površini, jih v mislih razdelimo na več delov, glede na lego (30,31). Tako je v model vključeno devet efektivnih mišic, ki jih glede na lego razdelimo v tri skupine (anteriorno, srednjo in posteriorno): gluteus medius-anteriorni, gluteus minimus-anteriorni, tensor fasciae latae, rectus femoris, gluteus medius-srednji, gluteus minimus-srednji, gluteus medius-posteriorni, gluteus minimus- posteriorni and piriformis (30,31).

Predpostavimo, da sta pri stoji na eni nogi vsota vseh sil in vsota vseh navorov, ki delujejo na kolk, enaki nič. Izhodišče koordinatnega sistema postavimo v središče kolčne glavice. Enačba za ravnovesje sil za zgornji del telesa (segment, ki ga predstavlja telo brez obremenjene noge) je (31)

$$\sum_i \mathbf{F}_i - \mathbf{R} + (\mathbf{W}_B - \mathbf{W}_L) = 0 \quad , \quad (10)$$

kjer je \mathbf{F}_i sila i -te mišice, medtem ko je enačba za ravnovesje navorov (31)

$$\sum_i (\mathbf{r}_i \times \mathbf{F}_i) + \mathbf{a} \times (\mathbf{W}_B - \mathbf{W}_L) = 0 \quad , \quad (11)$$

kjer je \mathbf{r}_i ročica sile i -te mišice, \mathbf{a} pa je ročica sile $(\mathbf{W}_B - \mathbf{W}_L)$. Referenčne koordinate mišičnih narastišč \mathbf{r}_i and \mathbf{r}_i' so vzete iz meritev Dostala and Andrewsa (32). Ročice tež lahko podamo z medkolčno razdaljo (33), za težo noge pa vzamemo približek (34) $W_L = 0,16 W_B$. Sila individualne mišice je (30,31):

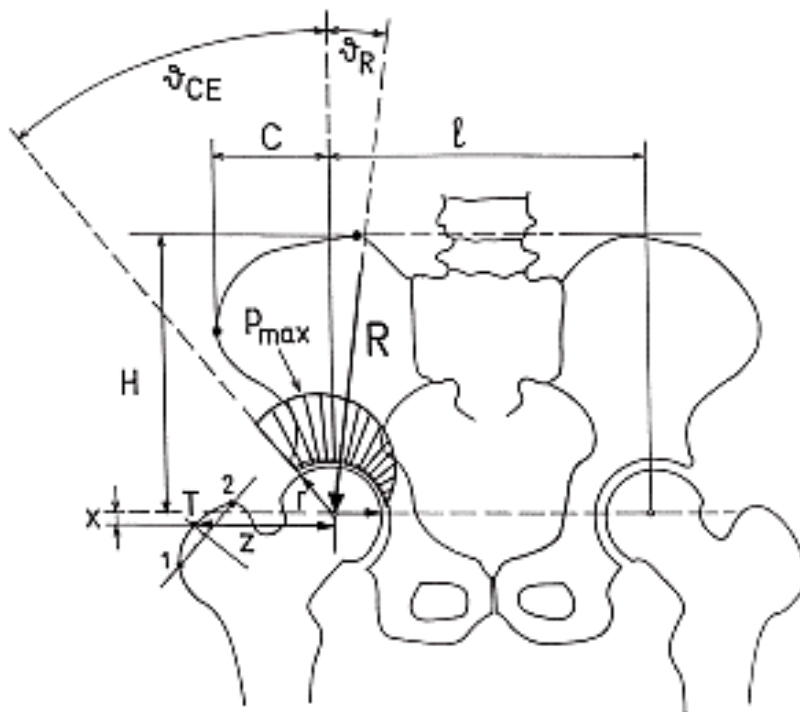
$$\mathbf{F}_i = \sigma_i A_i \mathbf{e}_i \quad , \quad (12)$$

kjer je σ_i povprečna napetost v i -ti mišici, A_i je relativni presek i -te mišice (35), \mathbf{e}_i pa enotni vektor v smeri sile i -te mišice. Opisan matematični model stoji na eni nogi obsega šest skalarnih enačb, ki jih dobimo za tri komponente enačb (10) in (11) in 12 neznank. (tri komponente sile \mathbf{R} in 9 neznanih napetosti v mišicah). Število neznank v modelu presega število modelnih enačb in je problem nedoločen. Da ga rešimo, moramo reducirati število neznank (metoda redukcije) (9) ali pa upoštevati optimizacijske kriterije (metoda optimizacije) (36,37).

V okviru redukcijske metode predpostavimo, da so napetosti v mišicah znotraj skupine (anteriorna, srednja, posteriorna) enake. Ker imamo devet učinkovitih mišic, razdeljenih v tri skupine, na ta način znižamo število spremenljivk modela na šest (tri komponente rezultantne kolčne sile in tri različne napetosti, ki ustrezajo trem skupinam mišic).

Izkaže se, da rezultantna kolčna sklepna sila leži skoraj v frontalni ravnini skozi kolčno glavico. Njena sagitalna komponenta je namreč manjša kot 1% komponente v frontalni ravnini.

Rezultantna kolčna sila \mathbf{R} odraža geometrijo okolčja posamezne osebe. Da bi upoštevali individualno geometrijo, skaliramo referenčne vrednosti mišičnih narastišč in medkolčno razdaljo (32) glede na naslednje parametre (slika 4): medkolčna razdalja (l), višina medenice (H), širina medenice (C), navpična in vodoravna razdalja med središčem kolčne glavice in narastiščem učinkovite mišice (T) na velikem trohantru (z in x). Točko T dobimo s presečiščem obrisa velikega trohantra in normalo skozi središče daljice, ki povezuje najbolj lateralni točko (slika 4, točka 1) in najvišjo točko (slika 4, točka 2) na velikem trohantru (30). Zgornje geometrijske parametre lahko določimo iz standardnih anteroposteriornih rentgenogramov okolčja .



Slika 4. Geometrijski parametri medenice in kolkov (l, H, C, z and x), ki jih uprabljamo pri skaliranju mišičnih narastišč. Prikazana sta tudi parametra, ki opisujeta porazdelitev tlaka (ϑ_{CE} and r).

5. Določanje porazdelitve kontaktnega tlaka

Porazdelitev tlaka dobimo z rešitvijo vektorske enačbe (8), oziroma sistema treh enačb za tri komponente rezultantne kolčne sklepne sile. Neznanke so: dve koordinati pola tlaka (Θ in Φ) in vrednost tlaka v polu p_0 . Integracijo v enačbi (8) izvedemo po vsej obremenjeni površini. Lateralna meja obremenjene površine je določena z geometrijo acetabula medtem ko je medialna meja določena s pogojem, da na meji tlak postane enak nič ($\cos\gamma = 0$). Če vzamemo, da leži rezultantna kolčna sklepna sila v frontalni ravnini skozi središči obeh kolčnih glav, sta komponenti enačbe (8) v anteroposteriorni smeri enaki nič, kar pomeni, da pol tlaka leži v frontalni ravnini ($\Phi = 0$ ali π). Na ta način preslikamo tridimenzionalni problem na dvodimenzionalnega, kjer lahko parameter Θ obravnavamo kot kot in ne kot koordinato krogelnega koordinatnega sistema. Če je ($\Phi = 0$), je Θ negativen, medtem koje v primeru, ko je ($\Phi = \pi$), Θ pozitiven. Lego pola Θ določimo z združitvijo enačb preostalih komponent enačbe (8). Dobimo

$$\tan(\vartheta_R + \vartheta_{CE}) = \cos^2(\vartheta_{CE} - \Theta) / (\pi/2 + \vartheta_{CE} - \Theta + \sin 2(\vartheta_{CE} - \Theta)/2) \quad (13)$$

Vrednost tlaka v polu dobimo tako, da vstavimo rešitev enačbe (13) v komponento enačbe (8),

$$p_0 = 3R \cos^2(\vartheta_{CE} + \Theta) / 2r^2 (\pi/2 + \vartheta_{CE} - \Theta + \sin 2(\vartheta_{CE} - \Theta)/2) \quad (14)$$

Pol leži na sklepni površini, ni pa nujno, da leži na obremenjeni površini. Če pol leži na obremenjeni površini, je maksimalni tlak p_{\max} (najvišja vrednost tlaka na obremenjeni površini) definiran kot tlak v polu. Če pol leži izven obremenjene površine, je maksimalni tlak definiran v točki, ki je najbližja polu. Če leži pol lateralno od kota pokritja glavice z acetabulom (ϑ_{CE}), tlak doseže največjo vrednost na robu acetabula (pri ϑ_{CE}). Tam je $p_{\max} = p_0 \cos(\vartheta_{CE} - \Theta)$.

Rezultantna kolčna sila je in maksimalni kontaktni kolčni tlak sta sorazmerna telesni teži. Če ju delimo s težo, dobimo normirana izraza R/W_B in p_{\max}/W_B , ki sta odvisna le od geometrije okolčja in tako podajata prispevek geometrije okolčja k biomehanskemu statusu kolka. Normirana parametra sta uporabna tudi pri retrospektivnih študijah, kjer ni podatkov o telesni teži preiskovancev.

6. Računalniški program HIPSTRESS

Izdelali smo računalniški program, ki temelji na zgoraj opisanem modelu za rezultantno kolčno sklepno silo pri stoji na eni nogi in modelu za tlak. Podatki, ki vnesemo v program so geometrijski parametri okolčja (l, C, H, z, x, r and ϑ_{CE} , slika 4) in telesna teža W_B , rezultat, ki ga dobimo, pa sta velikost in smer rezultantne kolčne sklepne sile, maksimalni kolčni sklepni tlak, tlak v polu in lega pola. Na voljo je tudi inačica programa, ki izračuna le tlak, če za silo obstojajo podatki iz drugih virov (meritve) (38). Način merjenja geometrijskih parametrov je odvisen od tega, v kakšni obliki je na voljo slikovni material. Geometrijske parametre lahko iz slikovnega materiala izmerimo direktno z ravnili in šablonami, lahko pa uporabimo tudi računalniška orodja kot na primer Imagetool ali Coreldraw. Rezultantno silo in maksimalni tlak lahko določimo tudi z nomogrami (39). Metoda HIPSTRESS je zaradi svoje enostavnosti in majhne časovne zahtevnosti primerna tudi za analize velikih populacij.

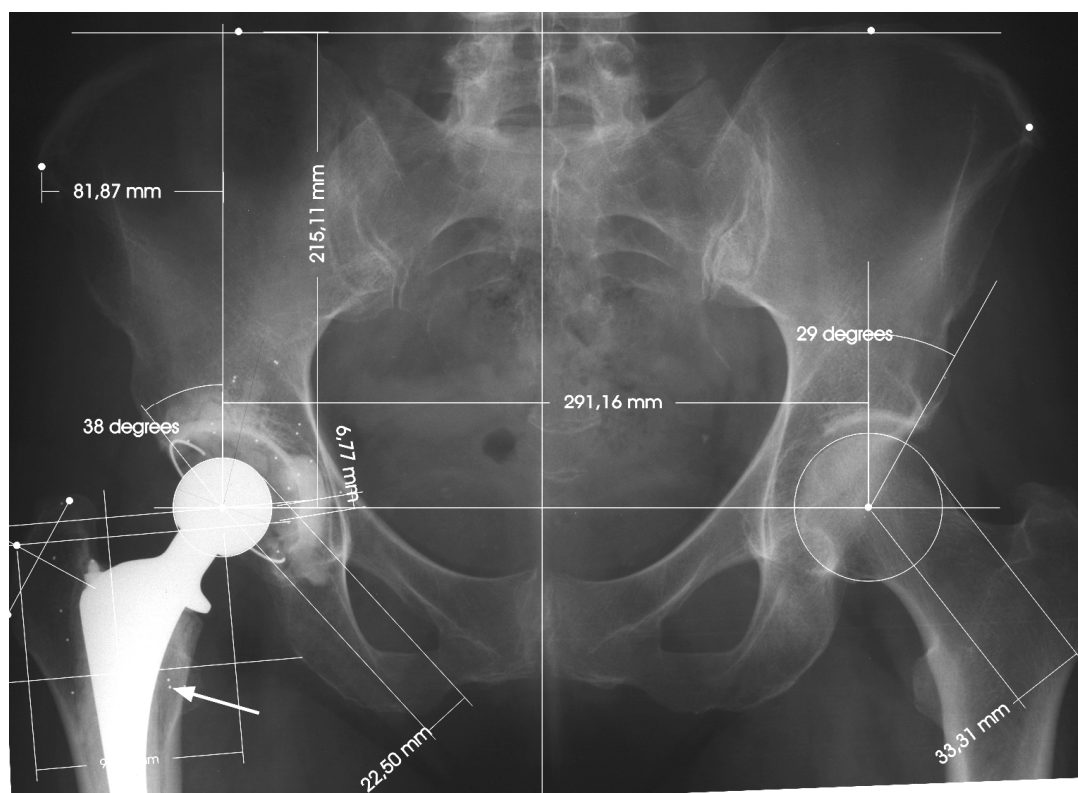
Metoda HIPSTRESS je bila preverjena na študijah, v katerih smo primerjali biomehanski status kolka s kliničnim. Ugotovili smo, da je maksimalni kolčni tlak statistično pomembno večji pri ženskah kot pri moških, kar predstavlja možen vzrok za večjo incidenco artroze pri ženskah (40). Maksimalni tlak je statistično pomembno večji pri displastičnih kolkih kot pri normalnih (41). Večje zmanjšanje maksimalnega tlaka pri operacijah kolkov zaradi nekroze kolčne glavice je povezano z boljšim kliničnim izidom (42). Nižji tlak, dosežen s periacetabularno osteotomijo po Ganzu je povezan z boljšim kliničnim izidom (43). Incidenca artroze je večja na tisti strani, kjer je tlak večji (44). Povečan tlak predstavlja dejavnik tveganja za nastanek in razvoj artroze kolka (45). Z opisanim modelom so bile izdelane študije različnih populacij, kar ni bilo narejeno z nobeno drugo metodo.

Omejitve metode HIPSTRESS so modelne predpostavke, aproksimativna določitev mišičnih narastišč in napake pri določanju geometrijskih parametrov. Pomembna je kvaliteta slikovnega materiala, pri čemer mora biti na sliki vidna cela medenica in proksimalna dela obeh stegenic. Nepravilna lega preiskovanca pri slikanju lahko privede do velikih napak, zlasti pri določanju kota pokritja kolčne glavice z acetabulom. Take napake povečujejo šum pri statistični analizi, kar pomeni, da je pomen biomehanskih parametrov za razvoj kolka še večji kot kažejo dosedanje analize (40-43).

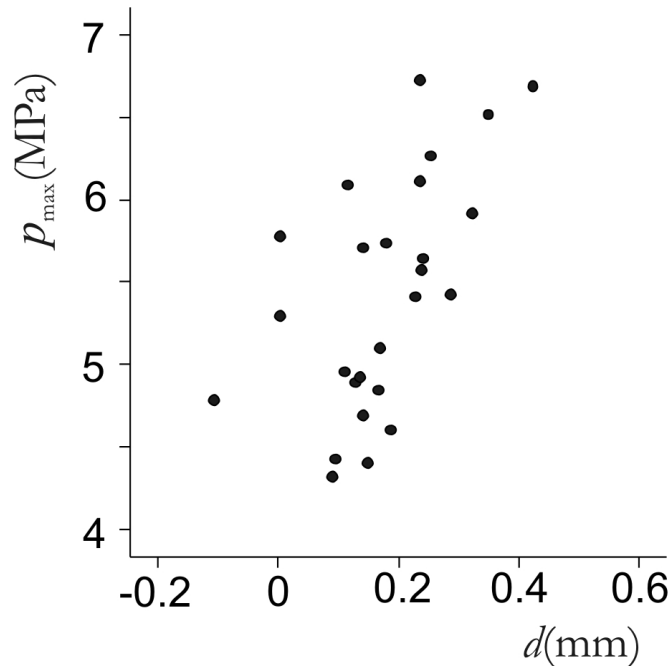
6. Pomen kolčnega sklepnega tlaka za obrabo endoproteze kolka

Z metodo HIPSTRESS smo pri 30 bolnikih določili maksimalni tlak takoj po vstavitvi totalne endoproteze kolka (46). Obrabo proteze smo določili s stereoradiološko metodo, pri kateri ob operaciji vstavljene majhne kovinske kroglice označujejo posamezne točke v kolčnih kosteh in na protezi (slika 5, puščica). Sprememba lege kroglic s časom je razvidna iz rentgenskih slik, iz česar lahko določimo linearno obrabo d . Ugotovili smo, da obstoja statistično pomembna korelacija med maksimalnim tlakom takoj po operaciji in linearno obrabo 1 leto po operaciji ($r = 0,58$, $p = 0,002$) (slika 6, (46)), kar pomeni, da povečan kontaktni kolčni tlak predstavlja dejavnik tveganja za obrabo kolčne endoproteze.

Predstavljeni rezultati kažejo, da je metoda HIPSTRESS primerna tudi za določanje tlaka v totalni kolčni endoprotezi. Najpomembneje, napovedna moč tlaka za obrabo proteze predstavlja možnost načrtovanja vstavitve proteze za vsako osebo posebej, tako, da je predvidena obraba najmanjša. Tlak je namreč odvisen od tega, kakšna je konfiguracija umetne glavice in ponvice, glede na obstoječo geometrijo okolčja, ki se od osebe do osebe spreminja.



Slika 5. Določanje geometrijskih parametrov, ki jih potrebujemo za izračun maksimalnega kontaktnega tlaka v kolčni endoprotezi. Puščica kaže na kovinske kroglice, ki so vstavljene v kosti okolčja ter v dele endoproteze, za spremljanje migracije komponent. Geometrijski parametri so izmerjeni s programom Coreldraw. Da dobimo prave vrednosti dolžin, upoštevamo, da je polmer glavice umetnega kolka 16 mm.



Slika 6. Maksimalni kontaktni kolčni tlak v odvisnosti od linearne obrabe totalne kolčne endoproteze eno leto po vstavitvi proteze.

SKLEP

Povišan kontaktni tlak v kolkih je dejavnik tveganja za nastanek in razvoj artroze kolka, povečan tlak v kolčni endoprotezi pa je dejavnik tveganja za omajanje endoproteze. Metoda HIPSTRESS je preprosta, neinvazivna in časovno nezahtevna metoda za določanje biomehanskih parametrov okolčja, ki temelji na matematičnih modelih. Omogoča nam predoperativno načrtovanje optimalne konfiguracije kolka oziroma vstavitve kolčne endoproteze in lahko prispeva k upočasnitvi degenerativnih procesov in podaljšanju življenjske dobe endoproteze.

LITERATURA

1. Amstutz HC, Campbell P, Kossovsky N, Clarke IC (1992). Mechanism and clinical significance of wear debris induced osteolysis. *Clin Orthop* 276, 7–18.
2. Howie DW (1990). Tissue response in relation to type of wear particles around failed hip arthroplasties. *J Arthroplasty* 5, 337–348.
3. Maloney WJ, Smith RL (1995). Periprosthetic osteolysis in total hip arthroplasty: the role of particulate wear debris. *J Bone Joint Surg* 77-A, 1448–1461.
4. Milošev I, Minovič A, Antolič V, Herman S, Pavlovčič V, Campbell P, Cor A (2000). Extensive metallosis and necrosis in failed prostheses with cemented titanium-alloy stems and ceramic heads. *J Bone Joint Surg* 82-B, 352–357.

5. Jasty M, Bragdon C, Lee K, Hanson A, Harris WH (1993). Wear of polyethylene in total joint arthroplasty. In: Morrey BF ed. Biological, material and mechanic considerations of joint replacements. New York: Raven Press, 129-145.
6. McKellop. H, Lu B, Benya P (1992). Friction, lubrication and wear of cobalt-chromium, alumina and zirconia hip prostheses compared on a joint simulator. *Trans Orthop Res Soc* 17, 402.
7. Maloney WJ, Smith RL, Schmalzried TP, Chiba J, Huene D, Rubash H (1995). Isolation and characterization of wear particles generated in patients who have failure of a hip arthroplasty without cement. *J Bone Joint Surg* 77-A, 1301-1310.
8. Murray DW, Rushton N (1990). Macrophages stimulate bone resorption when they phagocytose particles. *J Bone Joint Surg* 72-B, 988-92.
9. Vernon-Roberts B, Freeman MAR (1997). The tissue response to total joint replacement prostheses. In: Swanson SAU, Freeman MAR. The scientific basis of joint replacement. Tunbridge Wells: Pittman.
10. Santavirta S, Konttinen YT, Hoikka V, Eskola A (1991). Immunopathological response to loose cementless acetabular components. *J Bone Joint Surg* 73-B, 38-42.
11. Davidson JA (1993). Characteristics of metal and ceramic total hip bearing surfaces and their effect on long-term ultra high molecular weight polyethylene wear. *Clin Orthop* 294, 361-78.
12. Lutton PP, Ben-Nissan B (1997). The status of biomaterials for orthopedic and dental applications: Part I – Materials. *Mat Tech* 122, 59-63.
13. Cameron HU (1991). Failure of a titanium endoprosthesis: a case report. *Can J Surg* 34, 625-626.
14. Kobayashi S, Takaoka K, Saito N, Hisa K (1997). Factors affecting aseptic failure of fixation after primary Charnley total hip arthroplasty. Multivariate survival analysis. *J Bone Joint Surg* 79-A (11), 1618-1627.
15. Wroblewski BM, Taylor GW, Siney P (1992). Charnley low-friction arthroplasty: 19- to-25-years results. *Orthopedics* 15, 421-424.
16. Margevicius KJ, Bauer TW, McMahon JT, Brown SA, Merritt K (1994). Isolation and characterization of debris in membranes around total joint prostheses. *J Bone Joint Surg* 76-A (11), 1664-1675.
17. Hirakawa K, Bauer TW, Stulberg BN, Wilde AH (1996). Comparison and quantitation of wear debris of failed total hip and total knee arthroplasty. *J Biomed Mater Res* 31, 488-494.
18. Schmalzried TP, Callaghan JJ (1999). Current concept review. Wear in total hip and knee replacements. *J Bone Joint Surg* 81-A, 115–132.
19. McCaskie AW, Brown AR, Thompson JR, Gregg PJ (1996). Radiological evaluation of the interfaces after cemented total hip replacement. *J Bone Joint Surg* 78-B: 191–194.
20. Martel JM, Berdia S (1997). Determination of polyethylene wear in total hip replacements with use of digital radiographs. *J Bone Joint Surg* 79-A, 1635–1641.

21. Salvati EA, Wilson PD, Jolley MN (1985). A ten year follow-up study of our first one hundred consecutive Charnley total hip replacements. *J Bone Joint Surg* 67-B, 757–761.
22. Wroblewski BM (1985). Direction and rate of socket wear in Charnley low friction arthroplasty. *J Bone Joint Surg* 67-B, 757–761.
23. Wroblewski BM (1986). Fifteen-to twentyone-year results of the Charnley lowfriction arthroplasty. *Clin Orthop* 211, 30–35.
24. Košak R, Antolič V, Pavlovčič V, Kralj-Iglič V, Milošev I, Vidmar G, Iglič A (2003). Polyethylene wear in total hip prostheses: the influence of direction of linear wear on volumetric wear determined from radiographic data. *Skeletal Radiol* 32, 679–686
25. Jasty M, Goetz DD, Bragdon CR, Lee KR, Hanson AE, Elder JR, Harris WH (1997). Wear of polyethylene acetabular components in total hip arthroplasty. An analysis of one hundred and twentyeight components retrieved at autopsy or revision operations. *J Bone Joint Surg* 79-A, 349–358.
26. Sychterz CJ, Moon KH, Hashimoto Y, Terefenko KM, Engh CA, Bauer TW (1996). Wear of polyethylene cups in total hip arthroplasty. A study of specimens retrieved post mortem. *J Bone Joint Surg* 78-A, 1193–1200.
27. Hop JD, Callaghan JJ, Olejniczak JP, Pedersen DR, Brown TD, Johnston RC (1997). Contribution of cable debris generation to accelerated polyethylene wear. *Clin Orthop* 344, 20–32.
28. Nasser S, Campbell PA, Kilgus D, Kossovsky N, Amstutz HC (1990). Cementless total joint arthroplasty prostheses with titanium-alloy articular surfaces. A human retrieval analysis. *Clin Orthop* 261, 171–185.
29. Brinckmann P, Frobin W, Hierholzer E (1981). Stress on the articular surface of the hip joint in healthy adults and persons with idiopathic osteoarthritis of the hip joint. *J Biomech* 14, 149–156.
30. Iglič A, Kralj-Iglič V, Daniel M, Maček-Lebar A (2002), Computer determination of contact stress distribution and size of weight bearing area in the human hip joint. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 5, 185–192
31. Iglič A, Srakar F, Antolič V (1993). Influence of the pelvic shape on the biomechanical status of the hip, *Clin Biomech* 8, 233–234.
32. Dostal WF, Andrews, JG (1981). A three dimensional biomechanical model of the hip musculature. *J Biomech* 14, 803–812.
33. Mcleish RD, Charnley J (1970). Abduction forces in the one legged stance, *J Biomech* 3, 191–209.
34. Clauser CE, McConville JT, Young JW (1969). Weight, Volume and Centre of Mass of Segments of the Human Body (Aerospace Medical Research Laboratory, Aerospace Medical Division, WPAF Base, OH (USA)).
35. Johnston RC, Brand RA, Crowninshield RD (1979). Reconstruction of the hip. *J Bone Joint Surg* 61A: 639–652.
36. Kralj A (1969). Optimum coordination and selection of muscles for functional electrical stimulation. In *Proceedings of the 8th ICMBE, Chicago*, p. 7.

37. Maček-Lebar A, Iglič A, Antolič V, Srakar F (1993). Distribution of the hip abductor muscle forces in one-legged stance. *J Slov Med Soc* 62, 231–232.
38. Ipavec M, Brand RA, Pedersen DR, Mavčič B, Kralj-Iglič V (1999). Mathematical modelling of stress in the hip during gait. *J Biomech* 32, 1229–1235.
39. Daniel M, Antolič V, Iglič A, Kralj-Iglič V (2001). Determination of contact hip stress from nomograms based on mathematical model. *Med Eng Phys* 23: 347-357.
40. Kersnič B, Iglič A, Kralj-Iglič V, Srakar F, Antolič V (1997). Increased incidence of arthrosis in female population could be related to femoral and pelvic shape. *Arch Orthop Trauma Surg* 116, 345-347.
41. Mavčič B, Pompe B, Antolič V, Daniel M., Iglič A, Kralj-Iglič V (2002). Mathematical estimation of stress distribution in normal and dysplastic human hips. *J Orthop Res* 20, 1025-1030.
42. Dolinar D, Antolič V, Herman S, Iglič A, Kralj-Iglič V, Pavlovčič V (2003). Influence of contact hip stress on the outcome of surgical treatment of hips affected by avascular necrosis, *Arch Orthop Trauma Surg* 123, 509-513.
43. Kralj M, Mavčič B, Antolič V, Iglič A, Kralj-Iglič V (2005). The Bernese periacetabular osteotomy: clinical, radiographic and biomechanical 7-15 year follow-up in 26 hips. *Acta Orthop* 76, 833-840.
44. Rečnik G, Kralj-Iglič V, Iglič A, Antolič V, Kranberger S, Vengust R (2007). Higher peak contact hip stress predetermines the side of hip involved in idiopathic osteoarthritis, *Clin Biomech* 22, 1119–1124.
45. Mavčič B, Iglič A, Kralj-Iglič V, Brand RA, Vengust R (2008). Cumulative hip contact stress predicts osteoarthritis in DDH, *Clin Orthop Relat Res* 466, 884–891.
46. The B, Hosman A, Kootstra J, Kralj-Iglič V, Flivik G, Verdonschot N, Diercks R. (2008). Association between contact hip stress and RSA-measured wear rates in total hip arthroplasties of 31 patients, *J Biomech* 41, 100-105.