

Biomehanika kolčnega sklepa Biomechanics of the hip joint

Rok Vengust*, Franc Srakar**

Ključne besede
kolčni sklep
biomehanika

Key words
hip joint
biomechanics

Izvleček. Biomehanika kolčnega sklepa je veda, ki proučuje mehanske obremenitve v kolku. Omogoča nam razumevanje nekaterih bolezenskih sprememb v kolku in načrtovanje njihovega zdravljenja. Avtorja v prispevku predstavljata biomehanično analizo stoje na eni nogi in analizirata dejavnike, ki vplivajo na obremenitve v kolku. Predstavljenih je nekaj primerov uporabe biomehanike kolčnega sklepa v ortopediji.

Abstract. Biomechanics of the hip joint is a discipline which deals with loads and stresses exerted on the hip joint surface. It provides an insight into the pathogenesis of some hip disorders and enables the clinician to plan correct treatment. The paper presents a biomechanical analysis of the one-legged stance, and investigates the factors influencing hip joint stresses. Some examples are included to illustrate the application of biomechanical principles to orthopaedic practice.

Uvod

Oblika kolka, kakršno poznamo pri človeku danes, se je v evoluciji razvila ob prehodu človeka na pokončno držo. Kolčni sklep, ki je prej podpiral četrtno telesne teže, je prevzel težo polovice telesa. Hkrati je nastala angulacija proksimalnega dela stegenice glede na acetabulum (1). Oboje je vzrok, da sta kolčni sklep in proksimalni del stegenice izpostavljena visokim tlačnim in upogibnim obremenitvam (1, 2).

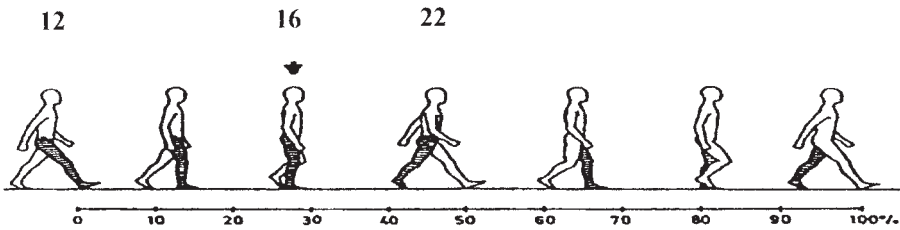
V normalnem kolku obstaja fiziološko ravnotežje med obremenitvami, ki delujejo na kolk (višino kolčnega sklepnege tlaka), in odpornostjo sklepnih struktur kolka. Porušenje fiziološkega ravnotežja kolka, bodisi zaradi zmanjšane odpornosti sklepnih struktur bodisi zaradi povišanega kolčnega sklepnege tlaka, vodi v nastanek artroze kolka (1, 3). Nekaterim avtorjem je uspelo dokazati zvezo med povišanim kolčnim sklepnim tlakom in pojavom artroze kolka (4, 5).

Biomehanika kolčnega sklepa je veda, ki proučuje mehanske obremenitve in njihov učinek na kolk. Poznavanje biomehanike je pomembno za razumevanje nastanka bolezenskih sprememb kolka, predvsem pa je odločilno za načrtovanje njihovega zdravljenja.

Predmet obravnave pričujočega prispevka je biomehanična analiza dejavnikov, ki vplivajo na obremenitve v kolku. Prikazanih je nekaj primerov klinične uporabe biomehanike kolčnega sklepa.

*Rok Vengust, dr. med., Ortopedska klinika, Klinični center, Zaloška cesta 9, 1105 Ljubljana.

**† Prof. dr. Franc Srakar, dr. med., Ortopedska klinika, Klinični center, Zaloška cesta 9, 1105 Ljubljana.

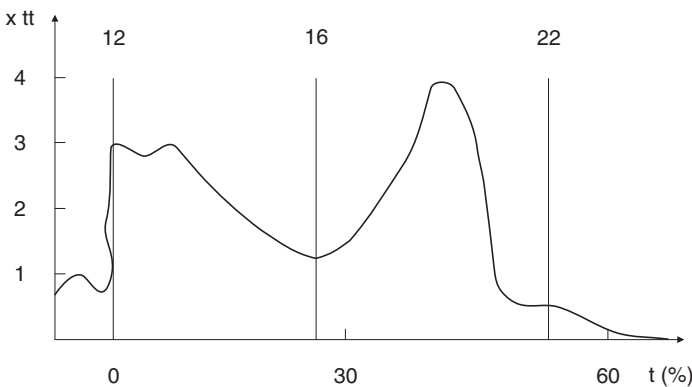


Slika 1. Faze enega ciklusa hoje (dva koraka). S številkami so označene faze hoje po Fischerju (prirejeno po (6)).

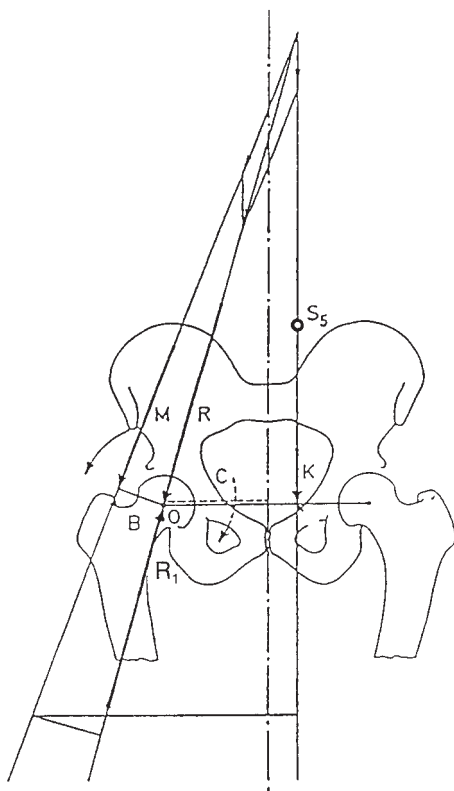
Hoja in stoja na eni nogi

Hoji pripisujemo pri povprečno aktivnem človeku največji del obremenitev v kolku. Po Fischerju razdelimo ciklus hoje (dva koraka) na 31 faz, pri čemer faze od 12 do 23 predstavljajo hojo po desni nogi (6). Ob tem faze opore ene noge na podlago zavzemajo časovno 60 % celotnega ciklusa hoje. Obe nogi sta hkrati obremenjeni 10 % ciklusa hoje (2). Faza 16 po Fischerju predstavlja del hoje, ko je vzdolžna os obremenjene desne noge pravokotna na podlago (6) (slika 1).

Obremenitev v kolku je odvisna od velikosti kolčne sklepne sile, ki je definirana kot sila, s katero acetabulum deluje na kolčno glavico (3). Pri hoji delimo obremenitve v kolku na statični in dinamični prispevek. Velikost vsote obeh prispevkov se spreminja v različnih fazah hoje (slika 2). Statični prispevek se med hojo spreminja zaradi sprememb položaja telesnega težišča in smeri sile kolčnih abduktorjev. Velikost dinamičnega prispevka je poleg spreminjanja v različnih fazah hoje odvisna od pospeškov pri hoji, ki so tem večji, čim hitreje hodimo (7–10). Dinamični prispevek se poveča za faktor $0,2 \times$ telesna teža ob zvečanju hitrosti hoje za $0,1 \text{ m/s}$ (11). Tako statični kot dinamični prispevek sta odvisna od telesne teže.



Slika 2. Spreminjanje velikosti kolčne sklepne sile v fazah obremenitve desne noge (faze 12 do 23 po Fischerju) pri srednje hitri hoji. Kolčna sklepna sila zavzame največji vrednosti ob začetku in koncu koraka, najmanjši pa v fazah 16 in 22 po Fischerju. Velikost kolčne sklepne sile je izražena kot večkratnik sile telesne teže ($x \text{ tt}$) (prirejeno po (7)).



Slika 3. Shematski prikaz sil v kolku pri stoji na eni nogi. Legenda: O – izhodišče koordinatnega sistema, S_5 – težišče telesa, K – sila telesne teže brez teže obremenjene noge, C – ročica sile telesne teže, M – skupna sila kolčnih abduktorjih mišic, B – efektivna ročica sile abduktorjev kolka, R – kolčna sklepna sila, R_1 – reakcijska sila stegenice (prirejeno po (3)).

Kot osnovo za proučevanje sil v kolku največkrat vzamemo stoji na eni nogi. To lahko storimo zaradi tega, ker biomehantične razmere pri stoji na eni nogi ne odstopajo bistveno od tistih, ki se pojavljajo pri počasni hoji v fazi 16 po Fischerju (majhen dinamični prispevek k celotni obremenitvi kolka) (8, 12). Povsem drugačne so razmere pri energični hoji ali zmernem teku, kjer velikost dinamičnega prispevka v posameznih fazah tudi več kot dvakrat presega velikost statičnega prispevka (13).

Med hojo so odmiki sklepne kolčne sile v sagitalni ravnini relativno majhni, tako da med velikostjo projekcije kolčne sklepne sile na čelno ravnino in dejansko velikostjo kolčne sklepne sile ni pomembnih razlik. To nam omogoča dvodimenzionalno biomehantično analizo kolka v čelni ravnini (8).

Pri stoji na eni nogi obravnavamo sile v kolku v koordinatnem sistemu, katerega izhodišče postavimo v središče kolčne glavice obremenjene noge (slika 3).

Sila teže telesa brez obremenjene noge K (enaka je približno 81 % sile teže celotnega telesa (8)) ima prijemališče v točki S (težišče telesa), deluje navpično navzdol in ima ročico C . Težišče telesa je v višini tretjega ledvenega vretenca, v čelni ravnini bližje neobremenjeni nogi, v sagitalni ravnini pa nekoliko za središčem kolčnih gibov (8, 14, 15). Sila kolčnih abdukcijskih mišic M (*m. gluteus medius* in *minimus*) ima efektivno ročico B , ki je normalno od 2,5- do 3-krat krajša od C (8, 13). Nekateri avtorji ugotavljajo, da ob obeh majhnih glutealnih mišicah del abdukcijske sile prispeva tudi *tractus iliotibialis* (razmerje sil 7 proti 3), ki ga napenjata *m. gluteus maximus* in *m. tensor fasciae latae* (12). Za stabilizacijo kolka pri stoji na eni nogi človek uporablja poleg abduktorjev kolka še *m. rectus femoris* in *m. piriformis* (16).

Kolčna sklepna sila R je enaka vektorski vsoti sil teže telesa brez obremenjene noge K in abduktorjev kolka M :

$$\mathbf{K} + \mathbf{M} = \mathbf{R}$$

Kolčna sklepna sila R oklepa z navpičnico kot približno 16° (1, 3). Rezultantni sili R v kolku nasprotuje enako velika, le po smeri nasprotna reakcijska sila stegenice (\vec{R}_1).

Pri stoji na eni nogi je medenica v mehanskem ravnovesju, za kar morata biti izpolnjena dva pogoja:

1. Vsota sil na medenico je enaka nič ($\Sigma F = 0$):

$$\mathbf{K} + \mathbf{M} + \mathbf{R}_1 = 0$$

2. Vsota navorov na medenico je enaka nič ($\Sigma M = 0$):

$$\mathbf{K} \times \mathbf{C} + \mathbf{M} \times \mathbf{B} = 0$$

Pri reševanju biomehaničnih problemov v kolku je navadno mogoča le približna analiza, saj število neznank sistema pogosto presega število enačb, ki so na voljo za opis sistema (2, 17).

Kolčni sklepni tlak

Kolčni sklepni tlak določa obremenitev kolčnega sklepa. Višina kolčnega sklepnege tlaka je v pozitivni zvezi z velikostjo kolčne sklepne sile in v negativni zvezi s površino stika med sklepnama površinama. Ob predpostavki, da je trenje v kolčnem sklepu zanemarljivo, velja (17, 18):

$$\mathbf{R} = \int_S p d\mathbf{S}$$

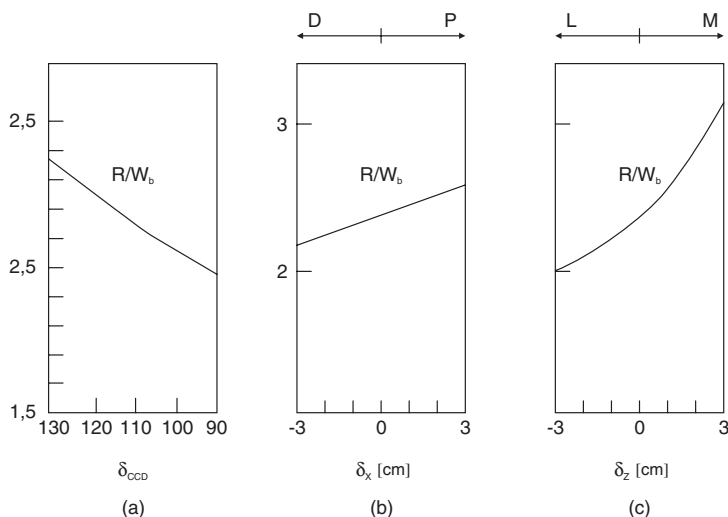
kjer je R kolčna sklepna sila, dS pa element površine, na katero deluje sila R .

Kolčna sklepna sila

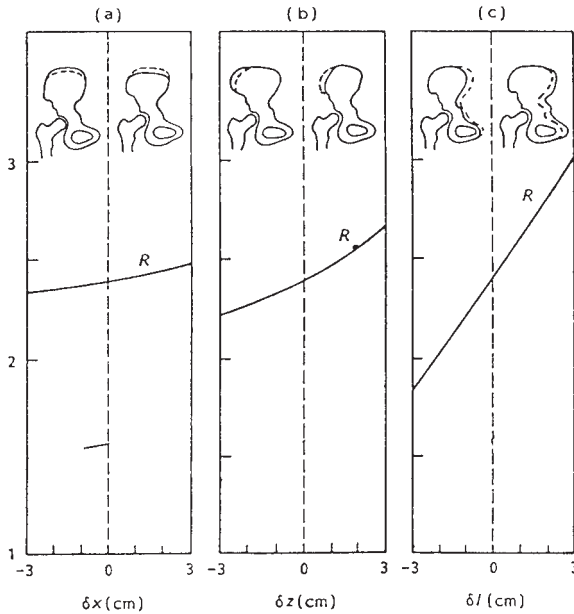
Na kolčno sklepno silo vpliva več dejavnikov.

Oblika stegenice. Kolodiazarni (CCD) kot, lega velikega trohantra ter dolžina in torzija stegeničnega vratu vplivajo na velikost ročice in smer sile kolčnih abduktorjev. Povprečna velikost CCD-kota znaša pri zdravem človeku približno 126° (1, 19). Pri stegenici v varus položaju (koksa vara – CCD-kot manjši kot 120° (19)) je zaradi daljše efektivne ročice sile abduktorjev kolka kolčna sklepna sila manjša kot normalno. Valgus položaj stegenice (koksa valga – CCD-kot večji kot 135° (19)) kolčno sklepno silo v primerjavi z normalno stegenico poveča (slika 4a). Oddaljenost vrha velikega trohantra od središča glavic stegenice znaša povprečno 5,7 cm (20). Kot, ki ga premica, ki povezuje obe omenjeni točki, oklepa s horizontalo, je odprt lateralno in meri povprečno $4,6^\circ$ (20). Medializacija (posledica epifiziolize glavic stegenice, Perthesove bolezn) in proksimalizacija (zaradi razvojne displazije kolka, prirojene kokse vare) velikega trohantra zvečata kolčno sklepno silo. Lateralni pomik (stanje po frakturi velikega trohantra) in distalni pomik (zaostanek v rasti apofize velikega trohantra) velikega trohantra velikost kolčne sklepne sile zmanjšata (slika 4b, 4c).

Oblika medenice. Glede na obliko lahko medenice (dvodimenzionalna projekcija v čelni ravnini) razvrstimo v šest razredov: visoke/nizke, nagnjene/strme, ozke/široke. Pri različnih oblikah medenic se spreminjata dolžini ročice sile teže in efektivne ročice sile kolč-



Slika 4. Odvisnost velikosti kolčne sklepne sile v od velikosti kolodiazarnega (CCD) kota (a), premika velikega trohantra proksimalno/distalno (b) in lateralno/medialno (c). Simbol δ označuje povprečno razdaljo med velikim trohanтром in središčem kolčnih gibov pri normalni populaciji v smeri proksimalno/distalno (b) in lateralno/medialno (c). Velikost kolčne sklepne sile je izražena v večkratnikih sile telesne teže (R/WB). Podatki so dobljeni s pomočjo matematičnega modela kolka (prirejeno po (21)). Legenda: P – proksimalno, D – distalno, L – lateralno, M – medialno.



Slika 5. Izračunane vrednosti kolčne sklepne sile R v odvisnosti od različnih oblik medenice (a – visoka/nizka, b – nagnjena/strma, c – ozka/široka). Simbol δ označuje povprečno velikost (a), nagnjenost (b) in širino medenice (c) pri normalni populaciji. Referenčna oblika medenice je narisana črtkano. Velikost kolčne sklepne sile je izražena v večkratnikih sile telesne teže (povzeto po (22)).

nih abduktorjev. Spreminja se tudi smer sile kolčnih abduktorjev. Vsi trije parametri (C, B, smer sile kolčnih abduktorjev) (slika 3) vplivajo na velikosti sile abduktornih mišic in kolčne sklepne sile. S pomočjo matematičnega modela kolka pri stoji na eni nogi lahko določimo velikost kolčne sklepne sile za različne oblike medenic. Ugotovimo lahko, da nizka, strma ali široka medenica povečuje kolčno sklepno silo (slika 5).

Položaj središča rotacij kolka. Medialni pomik središča rotacij kolka zmanjša velikost ročice sile teže in s tem zmanjša vrednost kolčne sklepne sile. Lateralni pomik središča rotacij kolka zveča vrednost kolčne sklepne sile (23).

Telesna teža. Velikost kolčne sklepne sile je pri normalnem kolku pri stoji na eni nogi povprečno okoli trikrat večja od sile telesne teže (13).

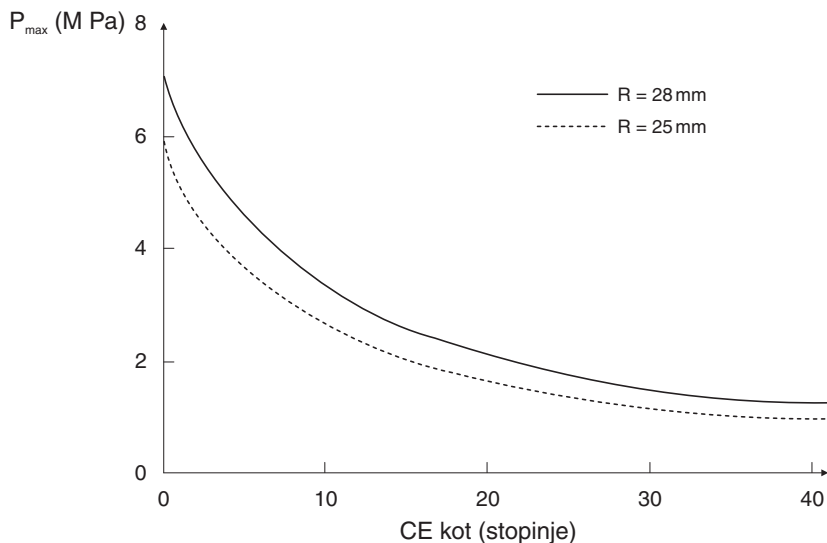
Položaj telesa. Pri različnih položajih telesa se spreminjata lega težišča telesa in smer sile abduktornih mišic kolka, kar vpliva na velikost in smer kolčne sklepne sile v pogojih statične obremenitve kolka (24).

Sklepna površina kolka

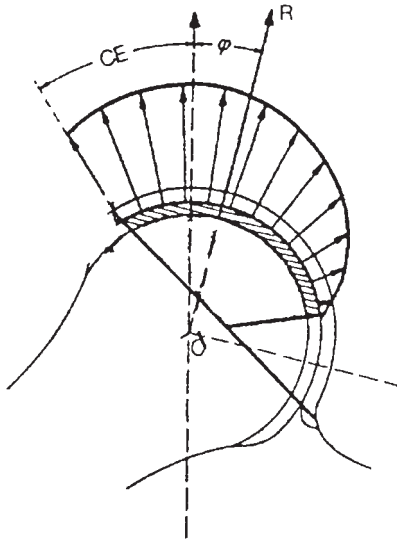
Kolčni sklep je kroglast sklep z omejeno gibljivostjo (enarthrosis spherioidea). Površina stika med sklepoma gladčinama znaša od 11,4 do 24,5 cm², odvisno od širine lunaste

površine (facies lunata) in velikosti lateralnega dela sklepne površine acetabula (25). Oblika kolčnega sklepa je, gledano anteroposteriorno, podobna polkrogu, ki ji lateralno manjka večji ali manjši kotni izsek. Velikost lateralnega dela sklepne površine določa CE-kot po Wibergu (kot med navpičnico skozi središče glavice stegenice in daljico, ki povezuje središče glavice z lateralnim robom strehe acetabula) (slika 7), ki pri normalnem kolkcu odraslega človeka znaša povprečno približno 33° (18, 20). Višina kolčnega sklepnega tlaka je tem višja, čim manjši je kot CE in obratno (26, 27) (slika 6). Velik CE-kot (nad 25° v starosti od 18 mesecev do 5 let) je eden od pogojev za normalni razvoj kolka (28). Na višino kolčnega sklepnega tlaka poleg kota CE vpliva tudi premer stegnenične glavice. Manjši premer stegnenične glavice pomeni manjšo stično sklepno površino kolka in s tem višji kolčni sklepni tlak in obratno (slika 6).

Porazdelitev kolčnega sklepnega tlaka lahko *in vivo* merimo s pomočjo vstavljenih kolčnih proteze, v katero so vgrajeni na tlak občutljivi senzorji (29) ali *in vitro* na kadavrskem preparatu kolka, v katerega so vgrajene na tlak občutljive merilne naprave (30, 31). Rezultati meritev *in vivo* kažejo na izrazito nepravilno porazdelitev kolčnega sklepnega tlaka v čelni in sagitalni ravnini med vsakodnevnimi aktivnostmi bolnika z vstavljenimi endoprotezo (29). Maksimalni med hojo izmerjeni tlak se je gibal med 4,0 in 5,5 MPa (ob telesni teži 68 kg) (29). Rezultati so pokazali, da najvišji tlak v okviru vsakodnevnih ak-



Slika 6. Spreminjanje velikosti maksimalnega kolčnega sklepnega tlaka v kolčni stični sklepni površini (P_{max}) v odvisnosti od polmera stegnenične glavice (R) in vrednosti CE-kota pri stoji na eni nogi. Neprekinjena črta ponazarja vrednosti maksimalnega kolčnega sklepnega tlaka pri povprečni velikosti stegnenične glavice. Prekinjena črta prikazuje vrednost maksimalnega sklepnega kolčnega tlaka pri polmeru stegnenične glavice, ki je za 3 mm večji od povprečnega. Podatki so izračunani s pomočjo matematičnega modela kolka (prirejeno po (24)).



Slika 7. Model porazdelitve kolčnega sklepnega tlaka ob upoštevanju Hookovega zakona za sklepnih hrustanec. Puščice nad acetabulum predstavljajo velikost kolčnega sklepnega tlaka. Legenda: φ – kot med navpičnico in kolčno sklepno silo (povzeto po (18)).

tivnosti povzročajo dvigovanje iz sedečega položaja (maksimalna izmerjena vrednost 18,0 MPa (29)). Pomanjkljivost obeh metod je v majhnem številu merilnih elementov, s katerimi je mogoče izmeriti višino kolčnega sklepnega tlaka le na omejeni površini. Z merilno endoprotezo nadomestimo hrustančne sklepne površine s kovinskimi, kar prav tako zmanjšuje vrednost metode. Pri *in vitro* merjenju tudi ne upoštevamo vpliva sinovialne tekočine na porazdelitev kolčnega sklepnega tlaka.

Zaradi pomanjkljivosti metod neposrednega merjenja tlaka največkrat za oceno porazdelitve kolčnega sklepnega tlaka uporabljamo različne metode matematičnega modeliranja (17, 18, 32–34). Kolčni sklepni tlak, izračunan s pomočjo različnih matematičnih modelov kolka, je najvišji ob lateralnem robu acetabuluma in najnižji na najbolj medialni točki kolčnega sklepa (17, 18, 32, 34). Krivulja porazdelitve kolčnega sklepnega tlaka na kolčno glavico se pri različnih modelih razlikuje. Najbolj se je realnemu stanju približal Legal s sodelavci, ki je v svojem matematičnem modelu kolka upošteval tudi elastične lastnosti sklepne hrustanca (34) (slika 7).

Dokaz za omenjeno porazdelitev tlaka pri normalnem kolku je lateralno rastoča oblika subhondralne skleroze strehe acetabula, pri čemer subhondralna skleroza predstavlja reakcijo kosti na obremenitve, ki jim je podvržena (3, 12, 25). To je dobro vidno na anteroposteriornih rentgenskih posnetkih normalnih kolkov (slika 8a). Pogosto je prav spreminjena oblika subhondralne skleroze acetabula, ki kaže na nefiziološko porazdelitev kolčnega sklepnega tlaka, prvi rentgenološki znak nastajajoče artroze kolka (slika 8b, 8c).



Slika 8. a (levo) – rentgenska slika normalnega kolka. S puščico je označena subhondralna skleroza acetabula. b (v sredini) – rentgenska slika displastičnega kolka z značilno obliko subhondralne skleroze (lateralno znatno širši pas subhondralne skleroze kot medialno). c (desno) – rentgenski posnetek artrotično spremenjenega kolka.

Sklepni hrustanec

Sklepni hrustanec ima naslednje funkcije (35):

- prenos sil med sklepnima površinama;
- razporeditev sil med kostmi sklepa in
- zagotavljanje minimalnega trenja (ob sinovialni tekočini) pri premikih sklepnih površin.

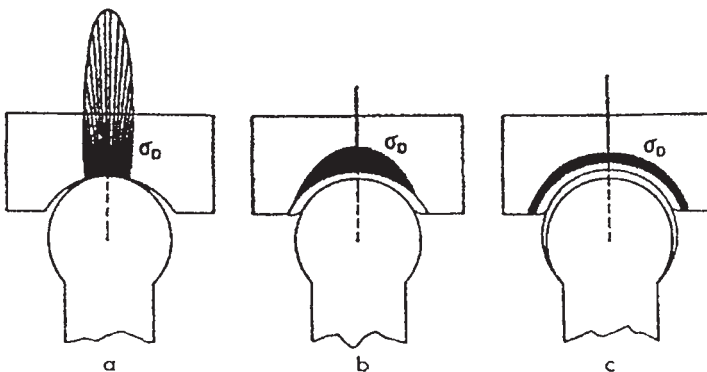
Sklepni površini kolka imata različne polmere, pri čemer polmer koščenelega dela stegnenične glavice meri povprečno 25 mm, acetabula pa 27 mm (3, 36, 37). Prileganje obeh površin omogoča sklepni hrustanec. Pri normalnem kolku je debelina acetabularnega sklepnega hrustanca 1 do 3 mm, medtem ko debelina hrustanca stegnenične glavice znaša 2 do 4 mm (37). Hrustančna cirkumferenca stegnenične glavice je tako nekoliko večja od hrustančne okrogline *acetabuluma* (1, 19). Ob delni ali popolni odsotnosti sklepnega hrustanca (artroza kolka) učinkuje kolčna sklepna sila na majhno površino, tako da je kolčni sklepni tlak takšnega kolka v primerjavi s kolkom, pri katerem je hrustanec ohranjen, ustrezno višji (slika 9a, 9b, 9c).

Primeri klinične uporabe biomehanike kolka

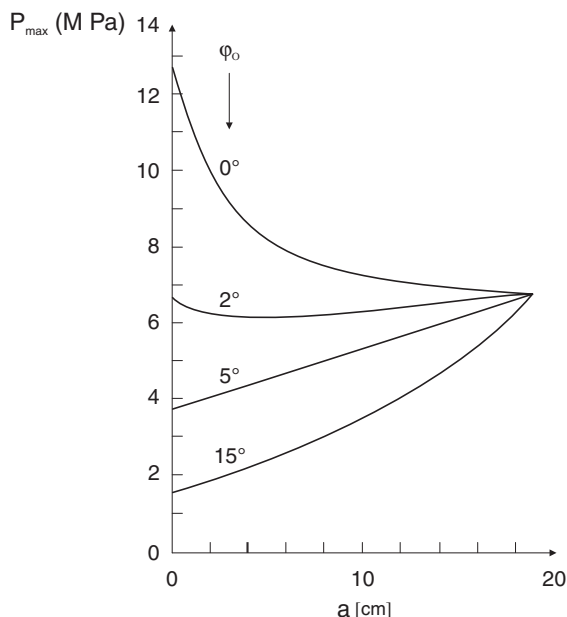
Artroza kolka je degenerativen proces, ki ga označuje prehitro in prezgodnje obrabljanje sklepnega hrustanca s sekundarnimi spremembami na ob sklepnih strukturah. Posledice tega so bolečina, zmanjšana gibljivost kolka in nastanek kontraktur (38, 39).

Zmanjšanje telesne teže je eden najvažnejših ukrepov pri preprečevanju nastanka artroze kolka, hkrati pa eden prvih konzervativnih ukrepov pri njenem zdravljenju. Zaradi manjše telesne teže se zmanjša vrednost sile abduktorjev kolka. Posledici tega sta manjša vrednost kolčne sklepne sile in nižji kolčni sklepni tlak (enačba 1).

Eden prvih kliničnih znakov artroze kolka je pojav šepanja pri hoji. Šepanje je obrambni mehanizem, s katerim skuša bolnik omiliti bolečino in posredno čim bolj zmanjšati



Slika 9. Prikaz vpliva sklepnega hrustanca na velikost in porazdelitev kolčnega sklepnega tlaka (σ_D) na modelu kolka. Kolčni sklepni tlak pri kolku brez hrustanca (a) in z delno ohranjenim sklepnim hrustancem (b). Enakomerna porazdelitev kolčnega sklepnega tlaka pri normalnem kolku (c) (povzeto po (3)).



Slika 10. Izračun spreminjanja velikosti maksimalnega kolčnega sklepnega tlaka (P_{max}) v odvisnosti od dolžine ročice sile teže brez obremenjene okončine (a) pri različnih stopnjah nagibanja medenice (φ_0) za $CE = 2^\circ$ (povzeto po (24)).

obremenitev v kolku. To doseže s časovnim skrajšanjem opore prizadete noge na podlago in s premikom težišča telesa na stran obolelega kolka (1, 24, 40). Premik težišča telesa na prizadeto stran v fazah hoje, ko je teža na prizadeti okončini, skrajša ročico sile teže, s čimer se zmanjša sila kolčnih abduktorjev, potrebna za izenačitev navorov na obeh staneh kolka (enačba 3). Zaradi tega se zmanjšata kolčna sklepna sila in višina kolčnega sklepnega tlaka (enačba 1).

Presenetljivo pa šepanje med hojo ni vedno biomehanično ugodno, kar je v veliki meri odvisno od velikosti CE-kota. Pri zelo majhnih CE-kotih je lahko šepanje brez ustreznega nagibanja medenice biomehanično neugodno (slika 10).

Bolnik z enostransko artrozo kolka predvsem v začetnih stadijih bolezni neredko nadaljuje življenje z nezmanjšano telesno aktivnostjo, vključujoč prenašanje bremen. Prevladuje zmotno prepričanje, da je breme treba nositi v roki, nasprotni obolelemu kolku. Nošenje bremena v roki, ki je na strani obolelega kolka, namreč premakne težišče telesa v fazah hoje, ko je obremenjena prizadeta noga, proti obolelemu kolku. S tem se zmanjša ročica sile teže, zaradi česar se zmanjša kolčna sklepna sila in z njo obremenitev v obolelem kolku (enačbi 1 in 3). Zaključimo lahko, da je breme pri enostranski artrozi kolka treba nositi na strani obolelega kolka, v primeru obojestranske artroze kolka pa na strani bolj prizadete kolka.

Kolčna sklepna sila je tem manjša, čim večja je sila obremenitve na palico. Če palico obremenimo s silo 100 N (približno 10 kg), se vrednost kolčne sklepne sile zmanjša za 42 % (1). Ob obremenitvi palice s 175 N (približno 17,5 kg) se vrednost kolčne sklepne sile zmanjša za 83 %, pri čemer za stabilizacijo kolka kolčni abduktorji niso več potrebni (1). Ob zmanjšani obremenitvi kolka pri hoji s palico šepanje pri hoji ni več potrebno (ali je znatno manjše), bolečine so manjše, zaradi boljše opore pa se poveča tudi stabilnost bolnikove hoje.

Zaključek

Bolezni kolčnega sklepa so med najpogostejšimi vzroki za obisk bolnika pri ortopedu. Za razumevanje etiopatogeneze večine bolezni kolka je poznavanje biomehanike kolčnega sklepa ključnega pomena. Omogoča nam uspešno preprečevanje in konzervativno zdravljenje bolezni kolčnega sklepa, predvsem pa je pomembno za načrtovanje operativnega zdravljenja in ocenjevanje njegovih posledic.

Literatura

1. Legal H. Introduction to the Biomechanics of the Hip. In: Tönnis D. *Congenital Dysplasia and Dislocation of the Hip*. Berlin: Springer, 1984: 26–57.
2. Zilch H, Weber U. *Orthopädie*. Berlin: Walter de Gruyter, 1989: 19–28.
3. Pauwels F. *Biomechanics of the normal and diseased hip*. New York: Springer, 1976: 1–276.
4. Maxian TA, Brown TD, Weinstein SL. Chronic stress tolerance levels for human articular cartilage: two nonuniform contact models applied for long term follow-up of CDH. *J Biomech* 1995; 28: 159–66.
5. Hadley NA, Brown TD, Weinstein SL. The effects of contact pressure elevations and aseptic necrosis on the long-term clinical outcome of congenital hip dislocation. *J Orthop Res* 1990; 8: 504–13.
6. Fischer O. *Der Gang der Menschen*. Leipzig: Teubner, 1899: 1–73.
7. Paul JP. The biomechanics of the hip-joint and its clinical relevance. *Proc R Soc Med* 1966; 59: 943–7.
8. Maquet PGJ. *Biomechanics of the hip*. Berlin: Springer, 1985: 1–45.
9. Ipavec M, Kralj-Iglič V, Iglič A. Stress in the hip joint articular surface during gait. *Int J Eng Model* 1995; 8: 7–14.
10. Ruzzkowski I. *Osnove primijenjene biomehanike zglobova kuka*. Zagreb: Ognjen Prica, 1989: 1–104.
11. Crowninshield RD, Brand RA, Johnston RC. The effects of walking velocity and age on hip kinematics and kinetics. *Clin Orthop* 1978; 132: 140–6.
12. Kummer B. Die klinische Relevanz biomechanischer Analysen der Hüftregion. *Z Orthop* 1991; 129: 285–94.
13. Crenshaw AH. *Campbell's operative orthopaedics*. St Louis: Mosby, 1992: 445–6.
14. Antolič V, Srakar F. Biomehanika osteotomij kolka. *Med Razgl* 1987; 26: 257–73.
15. Maquet P, Vu Anh T. On the forces exerted on the hip during gait. *Acta Orthop Traumat Surg* 1981; 99: 53–9.
16. Maček Lebar A, Iglič A, Antolič V, Srakar F. Distribution of the hip abductor muscle forces in one-legged stance. *Zdrav Vestn* 1993; 62: 231–4.
17. Iglič A. *Matematično modeliranje operativnih posegov v kolku*. Doktorska disertacija. Ljubljana: Fakulteta za elektrotehniko Univerze v Ljubljani, 1996.
18. Legal H, Reinecke M, Ruder H. Zur biostatischen Analyse des Hüftgelenks III. *Z Orthop* 1980; 118: 804–15.
19. Kummer B. Die klinische Bedeutung der Coxa valga. *Z Orthop* 1985; 123: 443–52.
20. Legal H, Ruder H, Thurner G, Warmbein I. Die Skelettdaten des gesunden menschlichen Hüftgelenks. *Z Orthop* 1988; 126: 589–95.
21. Iglič A, Antolič V, Srakar F, Kralj-Iglič V, Maček-Lebar A, Brajnik D. Biomechanical study of various greater trochanter positions. *Arch Orthop Trauma Surg* 1995; 114: 76–8.

22. Iglič A, Srakar F, Antolič V. Influence of the pelvic shape on the biomechanical status of the hip. *Clin Biomech* 1993; 8: 223–4.
23. Srakar F, Iglič A, Antolič V, Herman S. Computer simulation of periacetabular osteotomy. *Acta Orthop Scand* 1992; 63: 411–2.
24. Iglič A, Kralj-Iglič V, Antolič V. Reducing the Stress in the Articular Surface of the Hip Joint after Shifting the Upper Part of the Body Towards the Painfull Hip. *Acta Chir Orth Traum Čech* 1994; 61: 268–70.
25. Kummer B. Die Tragfläche des Hüftgelenks. *Z Orthop* 1979; 117: 693–6.
26. Srakar F, Antolič V, Kralj-Iglič V, Iglič A. Stress distribution on the hip joint articular surface depending on the Wiberg angle and the femoral head radius. In: *Proceedings of the 9th international conference on mechanics in medicine and biology*. Ljubljana, 1996: 40–2.
27. Genda E, Konishi N, Hasegawa Y, Miura T. A computer simulation study of normal and abnormal hip joint contact pressure. *Arch Orthop Trauma Surg* 1995; 114: 202–6.
28. Vengust R, Srakar F, Antolič V, et al. Acetabular development in patients treated with Salter's innominate osteotomy due to residual dysplasia in congenital dislocation of the hip. In: *Proceedings of the 9th international conference on mechanics in medicine and biology*. Ljubljana, 1996: 66–9.
29. Hodge WA, Carlson SM, Fijan RS, et al. Contact pressures from an instrumented hip endoprosthesis. *J Bone Joint Surg* 1989; 71A: 1378–83.
30. Adams D, Swanson SAV. Direct measurement of local pressures in the cadaveric human hip joint during simulated level walking. *Ann Rheum* 1985; 44: 658–66.
31. Rushfeld PD, Mann RW, Harris WH. Improved techniques for measuring *in vitro* the geometry and pressure distribution in the human acetabulum – II. Instrumented endoprosthesis measurement of articular surface pressure distribution. *J Biomech* 1981; 14: 315–23.
32. 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 Biomech* 1981; 14: 149–56.
33. Legal H, Ruder H. Zur biostatistischen Analyse des Hüftgelenks. *Z Orthop* 1977; 115: 215–34.
34. Legal H, Reinecke M, Ruder H. Zur biostatistischen Analyse des Hüftgelenks II. *Z Orthop* 1978; 116: 889–96.
35. Nigg B, Herzog W. *Biomechanics of the musculo-skeletal system*. Chichester: Wiley, 1994: 79–90.
36. Antolič V. Anatomija in biomehanika kolčnega sklepa. In: Herman S. *Bolezni kolka pri odraslem*. Ljubljana: Ortopedska klinika, 1995: 7–16.
37. Leonhardt H, Küntscher G. *Die Coxarthrose und ihre Behandlung mit der temporären Hängenüfte*. Stuttgart: F. K. Schattauer, 1970: 3–7.
38. Srakar F. *Ortopedija*. Ljubljana: Sledi, 1994: 1–309.
39. Pavlovčič V. Artoza kolka. *Med Razgl* 1989; 28: 107–24.
40. Bombelli R. *Structure and Function in Normal and Abnormal Hips*. Berlin: Springer; 1993: 11–20.
41. Bradley LP. Hip pain; Don't throw away the cane. *Postgr Med* 1988; 83: 89–97.

Prispelo 8. 10. 1996