

## Biomehanska analiza sekundarnega premika kostnega odlomka po učvrstitvi zloma zadnje stene kolčne ponvice z operacijo – prikaz primera

Biomechanical analysis of secondary dislocation of posterior wall fragment after operative fixation of acetabular posterior wall fracture – case study

Anže Kristan, Matej Cimerman

Univerzitetni klinični center, Ljubljana, Klinični oddelek za travmatologijo, Zaloška 7, 1000 Ljubljana

### Korespondenca/ Correspondence:

Anže Kristan, anze.kristan\_kclj.si, KO za travmatologijo, UKC Ljubljana, Zaloška 7 Ljubljana

### Ključne besede:

zlomi kolčne ponvice, artroza, biomehanski model, rehabilitacija

### Key words:

acetabular fractures, arthrosis, biomechanical model, rehabilitation

### Citirajte kot/Cite as:

Zdrav Vestn 2013; 82: 507–513

Prispelo: 25. sept. 2012, Sprejeto: 10. maj 2013

### Izvleček

**Izhodišča:** Zlomi zadnje stene so najpogostejše poškodbe kolčne ponvice. Anatomska naravnava in stabilna učvrstitve odlomkov sta nujni, vendar ne zadostni pogoj za dober končni rezultat zdravljenja. Pri nekaterih operiranih poškodovancih že začetno pasivno in kasneje aktivno razgibanje kolka brez obremenjevanja s težo povzroči hitro obrabo hrustanca ali celo premik odlomkov, kar vodi v zgodnjo popoškodbeno obrabo kolka. Naše biomehanske študije so pokazale veliko silo obremenitve na kolk pri standardni fizioterapiji.

**Prikaz primera:** V članku smo na osnovi matematičnih modelov analizirali primer poškodovanca, pri katerem je zaradi sunkovitih nekontroliranih gibov prišlo do sekundarnega premika odlomka zadnje stene po učvrstitvi z operacijo. Ugotovili smo, da so absolutne vredosti sile pri sunkovitem odnoženju odvisne od hitrosti in faze giba in bistveno presegajo sile telesne teže poškodovanca.

**Zaključki:** Zato opozarjamo pred prehitrimi aktivnimi gibi in izometričnimi vajami za krepitev mišic v skrajnih položajih kolka v zgodnjem obdobju po operaciji.

### Abstract

**Background:** Fracture of the posterior wall is the most common pattern in acetabular fractures. The anatomical reduction and stable fixation of this articular fracture is a prerequisite for a favorable functional outcome but it is not enough in itself. In some patients, even physical therapy with initial passive motion and continued active exercises without weight bearing could lead to excessive loading on the injured cartilage and, in some cases, even to dislocation of fragments and early post-traumatic osteoarthritis. Our biomechanical studies demonstrated high loading of the acetabulum even during standard physical therapy.

**Case report:** This article describes, using these mathematical models, a patient in whom a secondary dislocation of the fragments of the posterior wall occurred due to involuntary fast movements of the hip after surgical fixation. We have found that absolute values of hip joint reaction force and peak contact hip stress depend on the speed of movement and the angle of abduction and are significantly higher than during full weight bearing.

**Conclusions:** We recommend to avoid fast movements and isometric exercises in early postoperative period.

## Uvod

Zlomi kolčne ponvice so sorazmerno redke poškodbe in so večinoma posledica delovanja velike energije na stegnenico, ki preko glavice stegenice kot kladivo udari po kolčni povici. Način zdravljenja teh poškodb je odvisen od stopnje premika med odlomki, poteka lomnih pok in splošnega stanja poškodovanca. Zdravljenje zlomov kolčne ponvice je načelno enako kot zdravljenje vsakega sklepnega zloma. Potrebna je anatomsko naravna odlomkov in tako stabilna učvrstitev, da poškodovanec takoj prične pasivno in kasneje tudi aktivno razgibavati sklep. Le po takem zdravljenju lahko pričakujemo, da se kostna in hrustančna poškodba zacelita anatomsko, kar je predpogoj za normalno delovanje sklepa brez popoškodbene obrabe sklepa (artroze). Pri zlomih s premikom lahko ta cilj dosežemo le z operacijo, zato v sodobni travmatologiji vse zlome kolčne ponvice s premikom na nosilni površini operiramo.

Zlomi zadnje stene so najpogostejše poškodbe kolčne ponvice. Do teh zlomov pride ob udarcu glave stegenice ob kolčno ponvico pri pokrčenem kolku in kolenu. Ta poškodba tipično nastane ob čelnem trku v prometnih nezgodah, ko se sila preko deformiranega sprednjega dela vozila preko kolena in stegenice prenese na glavo stegenice (poškodba "dash board"). Ob takem mehanizmu poškodbe se poleg zloma zadnje stene kolčne ponvice večkrat pridruži še izpah v kolku. Zlomi zadnje stene zajemajo približno 20 % vseh zlomov kolčne ponvice.<sup>1</sup> Čeprav velja ta tip zloma za najlažjo poškodbo kolčne ponvice, so rezultati zdravljenja še vedno manjši od pričakovanj. Čeprav med operacijo uspemo napraviti anatomsko naravno odlomkov in stabilno učvrstitev v 90–100 %, dobre rezultate dosežemo le v 69–93 %.<sup>1,2,3</sup>

Zakaj so rezultati zdravljenja kljub anatomski naravni slabši, ne vemo. Od znanih dodatnih dejavnikov poznamo: starost poškodovanca nad 55 let, huda poškodba hrustanca in več kot 24 ur od poškodbe do naravne izpaha kolka z zlomom kolčne ponvice.<sup>4</sup>

Učvrstitev zloma z operacijo mora omogočati takojšnje razgibavanje kolka, a ni dovolj čvrsta za takojšnje obremenjevanje s telesno težo. To je mogoče šele po zacelitvi kosti, ko se sile prenašajo preko zaceljene kosti in ne več preko vsadkov.<sup>6,7</sup> Pri nekaterih poškodovancih že razgibavanje kolka po operaciji povzroči preveliko obremenitev na poškodovani hrustanec in kostne odlomke ter vsadke, kar v skrajnem primeru lahko povzroči celo ponoven premik odlomka in zato zgodnjo obrabo kolčnega sklepa.<sup>2</sup>

Z matematičnim modelom lahko ocenimo, kolikšne so sile in porazdelitev kontaktnega tlaka v kolčnem sklepu<sup>8–12</sup> in v umetnem kolku.<sup>13,14</sup> Študije so pokazale, da aktivni gibi v kolku na posameznih delih sklepa povzročajo sile, ki presegajo normalno obremenitve pri stoji in hoji.

Na matematičnem modelu smo dokazali, da je razporeditev sil in s tem pritiskov na kolčno ponvico odvisna od vrste giba in položaja telesa ob gibanju. Pri aktivnem odnoženju se največ sile prenaša preko zgornjega – zadnjega dela in zgornjega–sprednjega dela sklepne ponvice.<sup>15</sup> Pri zlomih zadnje stene kolčne ponvice odlomek zajema zgornji–zadnji del sklepa, kjer so pritiski ob aktivnem odnoženju največji, zato je primerna zgodnja rehabilitacija ključnega pomena, da se izognemo probremenitvi odlomkov.

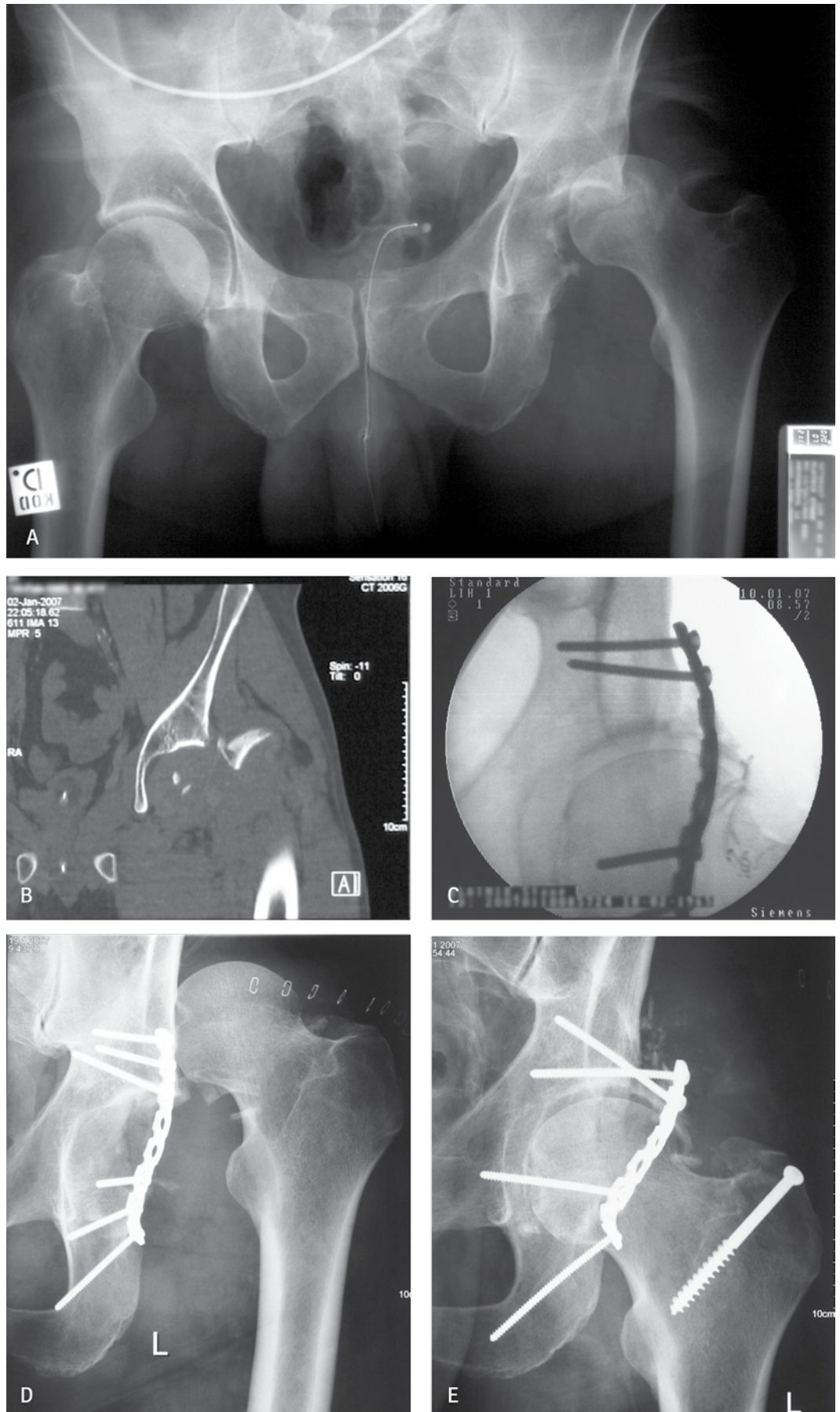
Članek prikazuje biomehansko analizo sil, ki delujejo na odlomek zadnje stene pri poškodovancu, ki je v prvi noči po operaciji doživel delirium tremens, kar je povzročilo ob nekontroliranih sunkovitih gibih poškodovanega kolka ponovni premik odlomka in zato ponovni izpah stegenice.

## Prikaz primera

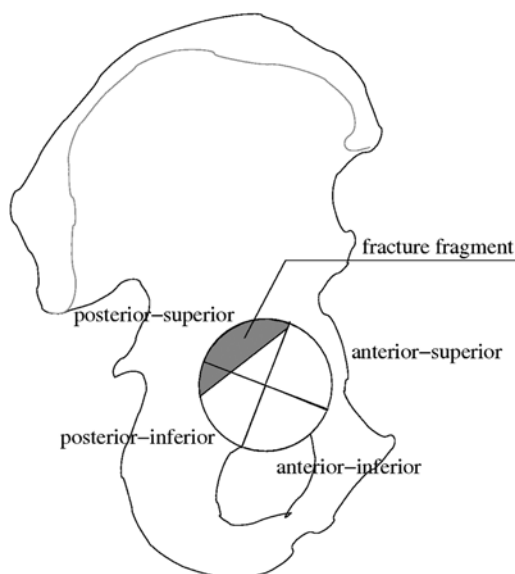
### Poškodovanec

40-letni moški, kronični alkoholik, se je poškodoval kot voznik osebnega avtomobila v prometni nezgodi. Pri tem je prišlo do izpaha levega kolka z večdelnim zlomom zadnje stene kolčne ponvice (Slika 1a), večdelnega zloma spodnjega dela leve stegenice, serijskih zlomov reber po levi strani s pnevmotoraksom in nekaj manjših udarnin možganov.

**Slika 1:** Rentgensko diagnosticiranje zloma (a) pred operacijo z izpahom glave stegenice (b) po prvi operaciji (c) sekundarni premik, (d) po ponovni učvrstitvi.



**Slika 2:** Shematski prikaz razdelitve kolčne ponvice v kvadrante in položaj odlomka.



Izpah kolka smo urgentno naravnali, nastavili zunanji fisater čez levo koleno in drenirali pnevmotoraks.

Glede na teorijo štirih kvadrantov, ki jo je opisal Wasielevski,<sup>16</sup> je zlom potekal čez zgornji-zadnji kvadrant. (Slika 2)

Šesti dan po poškodbi smo poškodovanca dokončno oskrbeli z operacijo. Kolčno ponvico smo operirali skozi Kocher-Langenbeckov pristop. Odlomki so bili ana-

tomsko naravnani. Zaradi večdelnega zloma smo lahko zlom učvrstili le s podporno ploščo, ki je vse odlomke zadnje stene v kosu učvrstila na anatomsko mesto, nismo pa mogli učvrstiti odlomkov z dodatnimi posameznimi vijaki. Med operacijo smo stabilnost učvrstitve testirali, ob tem se odlomki niso premikali. (Slika 1b)

V prvi noči po operaciji je pri bolniku prišlo do delirija. V tem stanju je poškodovanec izvajal hitre nekontrolirane gibe v vseh sklepih, vključno z operiranim kolkom, pri tem pa je večji del časa ležal na hrbtu.

Tega stanja nismo mogli umiriti s sedativi, zato smo poškodovanca sedirali, relaksirali in intubirali.

Po umiritvi je levi spodnji ud v kolku pokrčen in obrnjen navznoter. Rentgensko slikanje je pokazalo ponoven izpah kolka s premikom odlomkov. (Slika 1c).

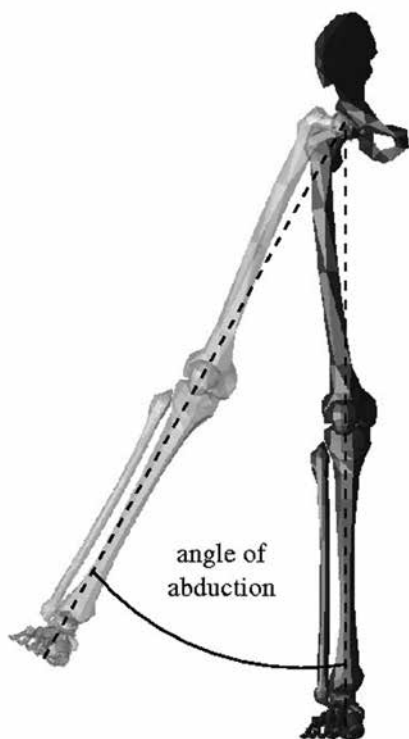
Drugi dan po operaciji smo ponovno z operacijo naravnali kolk in odlomke, s tem, da smo večje kose še dodatno učvrstili z vijaki skozi ploščo. (Slika 1d)

### Biomehanski model

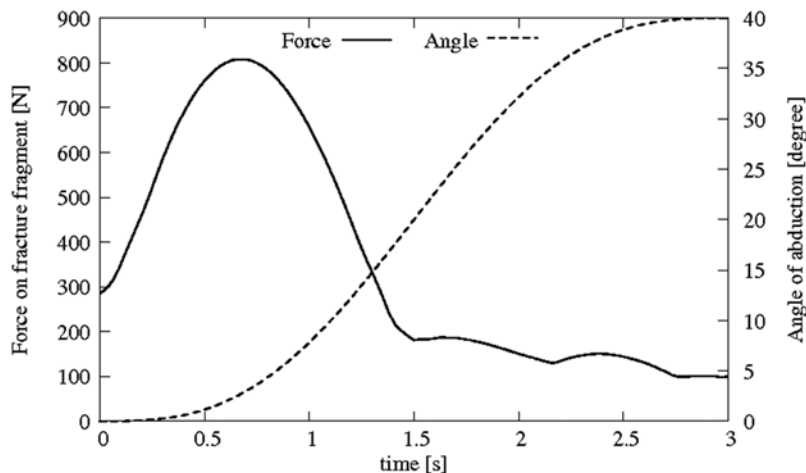
Za analizo prenosa sil preko kolčne ponvice smo uporabili biomehanski model kolka. Model je sestavljen iz dveh delov. Prvi opisuje dinamiko sil na kolčno ponvico pri gibanju spodnjega uda, drugi del pa opisuje sile, ki so delovale na kostni odlomek.

Model za določanje rezultantne kolčne sile vključuje 27 mišičnih enot, ki so udeležene pri gibanju kolka in je povzet po Delpu.<sup>17</sup> Model za določanje kolčnega sklepnege tlaka<sup>8,12,18</sup> obravnava kolčno glavico kot kroglo, ponvico pa kot krogelno lupino, med katerima je mehka elastična snov (hrustanec). Ko je kolk neobremenjen, sta krogla in lupine koncentrični, po obremenitvi pa pride do stiskanja hrustanca, pri čemer nastanejo v njem napetosti. Predpostavimo, da so te napetosti sorazmerne deformaciji.<sup>8,12,18</sup> Modela sta bila prilagojena individualni geometriji medenice in stegenice.

Model obremenitve kolka omogoča simuliranje vseh gibov v kolku, če so znane smeri in sile, ki ob tem delujejo. V konkretnem primeru razumljivo nismo poznali ne natančnih smeri in ne hitrosti gibov. Vemo



**Slika 3:** Kot odnoženja  $\alpha$ .

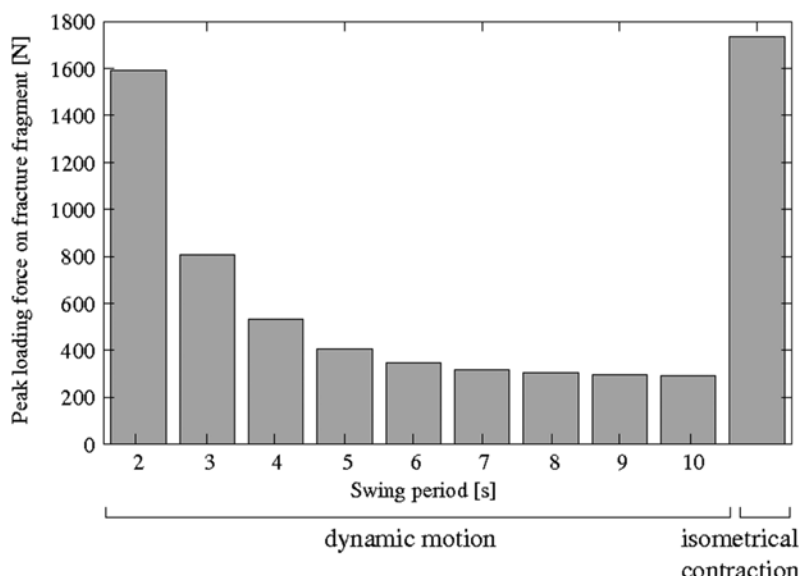


**Slika 4:** Časovni potek kota odnoženja  $\alpha$  in sile, ki deluje na odlomek RF v obdobju gibanja  $t=3$ s.

pa, da je bolnik ležal na hrbtu in pri tem izvajal hitre gibe v vse smeri, vključno z abdukcijo, ob čemer je prišlo do ponovnega izpaha kolka. Opisano je bilo, da aktivna abdukcija pri legi na hrbtu brez podpore spodnjega uda povzroča največje sile in pritiske na kolk.<sup>15</sup> Zato smo izbrali model, pri katerem se izvaja nepodprta abdukcija pri legi na hrbtu z rotacijskimi gibu skozi center glavnice stegenice. Kot abdukcije smo označili z  $\alpha$ . (Slika 3)

Obremenitve kolka povzročijo deformacijo hrustanca zaradi pritiska.<sup>19</sup> Iz podatkov, dobljenih iz računalniškega tomograma medenice poškodovanca, smo s pomočjo tridimenzionalnega modela izračunali razporeditev pritiska na kolk. Obremenitev odlomka smo izračunali iz celotne sile  $R_F$ , ki je delovala nanj. Silo  $R_F$  smo izračunali

**Slika 5:** Največje sile na odlomek pri odnoženju v ležečem položaju na hrbtu pri kotih od  $0^\circ$  do  $40^\circ$  ob različnih hitrostih gibanja  $t$  (čas celotnega giba) in največja sila pri izometrični kontrakciji v nevtralnem položaju (kot odnoženja  $0$ ).



z integriranjem pritiskov po celotni kolčni ponvici. (Slika 2)

## Rezultati

Izračunali smo časovni potek sile  $R_F$ , ki je delovala na odlomek pri odnoženju od  $0$  do  $40^\circ$  (Slika 4). Največje obremenitve so dogajajo na začetku giba (pospešek), v zadnjem delu giba pa so manjše (pojemek). Sile v začetku giba dosežejo 800 N (silo telesne teže poškodovanca), ob koncu giba pa se približajo 100 N (približna sila teže spodnjega uda).

Na velikost sile na odlomek vpliva tudi hitrost giba. Prikazali smo vpliv hitrosti na obremenitev odlomka pri silah, izračunanih za določeno kotno hitrost nihaja  $t$  (Slika 5). Hiter gib pri majhnem kotu močno poveča obremenitev odlomka. V začetni fazi giba lahko doseže obremenitev na odlomek do 1500 N. V konkretnem primeru je šlo za hitre in sunkovite gibe.

Največje sile so bile izračunane pri kotu  $0$ . To je trenutek, ko so vse mišice izometrično napete, vendar do giba še ni prišlo. Takrat je izračunana obremenitev odlomka dosegla 1736 N (sila, približna dvakratni telesni teži poškodovanca).

## Razpravljanje

Biomehanska analiza tega primera je pokazala, da so sile, ki nastopijo pri nekontroliranih hitrih gibih, izjemno velike in lahko nekajkrat presežejo telesno težo poškodovanca. Zato jih lahko štejeemo za glavni vzrok sekundarnega premika odlomkov. Čeprav je sekundarni premik odlomkov po operacijah zlomov kolčne ponvice redek, so rezultati ponovne operacije povezani z več zapleti.<sup>20,21</sup> Pogostejši vzroki za ponovno operacijo po začetni oskrbi so okužbe, vijaki v sklepu, ob sklepne osifikacije.<sup>4</sup> V naši seriji približno 300 operacij kolčne ponvice je samo v opisanem primeru prišlo do očitnega premika odlomkov, zato smo morali ponoviti operacijo. Ponovitev operacije pomeni poleg večje verjetnosti za zaplet tudi bistveno višje stroške zdravljenja in poveča verjetnost poznih zapletov, kot sta obraba sklepa ali aseptična nekroza glave stegne-

nice, kar pomeni še dodatno operacijo čez nekaj let (vstavevte popolne kolčne proteze).

Glede na znane sile, ki pri gibanju delujejo na kolčno povnico, lahko domnevamo, da so manjši premiki odlomkov pogostejši, kot jih zaznamo, kar se lahko kaže v nepriemerljivo manjšem deležu dobrih rezultatov, kot pa je delež anatomskih naravnjav.<sup>3</sup> Predstavljeni rezultati (Slika 5) kažejo, da pri določenih tipih zloma lahko že standardna aktivna fizioterapija povzroča sile, ki so večje kot obremenitev sklepa s telesno težo. To ne pomeni, da bi se v začetni fazi rehabilitacije morali izogibati aktivnim gibom, ki so setavni del celotnega zdravljenja, a bi morali upoštevati obremenitve v posameznih delih kolčne ponvice pri določenih gibih. Slab napovedni dejavnik pri zlomih kolčne ponvice je fragmentiranje hrustanca.<sup>2,3,4,20,21</sup> Hrustanec se najbolje celi ob gibanju brez obremenitve, kar pomeni, da sile, ki nastajajo ob rehabilitaciji niso dovolj velike, da bi povzročile premik učvrščenega kostnega odlomka, kar lahko ovira celjenje hrustanca.

Omejitev biomehanske metode, ki smo jo uporabili pri analizi je v tem, da gre za matematični model, nimamo pa izmerjenih podatkov o velikosti sil in pritiskov v kolčnem sklepu v konkretnem primeru. V modelu niso upoštevane viskoelastične lastnosti mišic. Razlike med modelom in stvarnostjo nastanejo, ker model ne upošteva lastnosti mišice na prehodu med tetivnim in mišičnim delom in ne upošteva togosti mišice, ampak mišico opisuje kot elastiko, kar lahko povzroča odstopanje posebno pri hitrih gibih.

V konkretnem primeru iz objektivnih razlogov tudi ne moremo natančno opisati gibanja, poleg tega pa ne poznamo sil, ki bi lahko nastale ob možnih aksialnih obremenitvah ob deliriju.

Kljub navedenim omejitvam menimo, da nam ta analiza pomaga predvsem pri razumevanju pomembnosti ustrezne učvrstitve, prav tako pa tudi o pomembnosti pravilno izvajane rehabilitacije v obdobju celjenja zlomov, ki mora upoštevati tipu zloma prilagojene fizioterapevtske vaje .

## Zaključki

Anatomska naravnava in stabilna učvrstitev zlomov kolčne ponvice je predpogoj za uspešno zdravljenje in dober rezultat. Vendar to še ni zadosten pogoj. Poseben poudarek je treba posvetiti rehabilitaciji po posegu. Rehabilitacija pri zdravljenju zlomov kolčne ponvice igra izjemno pomembno vlogo. Vendar želimo na osnovi predstavljene analize poudariti nevarnost sunkovitih nekontroliranih aktivnih gibov v zgodnji fazi rehabilitacije. Izračuni sil so pokazali, da izometrične vaje v začetnem položaju sklepa lahko povzročijo sile, ki škodljivo vplivajo na optimalno celjenje zlomov, vsaj v primeru kolčne ponvice. V prihodnosti želimo razviti modele za analizo sil tudi za ostale gibe v kolku in na ta način prilagoditi rehabilitacijo za vsakega poškodovanca posebej.

## Literatura

1. Letournel E, Judet R. Fracture of the acetabulum. New York: Springer; 1993.
2. Gianunoudis PV, Tzioupis C, Moed BR. Two-level reconstruction of comminuted posterior-wall fractures of the acetabulum. *J Bone Joint Surg Br.* 2007; 89: 503–9.
3. Moed BR, Willson Carr SE, Watson JT: Results of operative treatment of fractures of posterior wall of the acetabulum. *J Bone Joint Surg Am.* 2002; 84-A: 752–8.
4. Rommens PM, Gimenez MV, Hessman M. Posterior wall fractures of the acetabulum: characteristics, management and prognosis. *Acta Chir Belg.* 2001; 101: 287–93.
5. Borelli J Jr, Ricci WM, Anglen JO, Grebush R, Engsborg J. Muscle strength recovery and its effects on recovery after open reduction and internal fixation of acetabular fractures. *J orthop Trauma.* 2006; 20: 388–95.
6. Olson SA, Bay BK, Chapman MW, Sharkey NA. Biomechanical consequences of fracture and repair of the posterior wall of the acetabulum. *J Bone Joint Surg (Am).* 1995;77:1184–1192.
7. Goulet JA, Rouleau JP, Mason DJ, Goldstein SA. Comminuted fracture of the posterior wall of the acetabulum. A biomechanical evaluation of fixation methods. *J Bone Joint Surg (Am).* 1994; 76:1457–1463.
8. Ipavec M, Brand RA, Pedersen DR, Mavčič B, Kralj-Iglič V, Iglič A, Mathematical modelling of stress in the hip during gait. *J Biomech.* 1999; 32:1229–1235.
9. Pompe B, Daniel M, Sochor M, Vengust R, Kralj-Iglič V, Iglič A, Gradient of contact stress in normal and dysplastic human hips. *Med Eng Phys.* 2003; 25: 379–385.
10. Zupanc O, Križančič M, Daniel M, Mavčič B, Antolič V, Iglič A, Kralj-Iglič V, Shear Stress in Epiphyseal Growth Plate is a Risk Factor for Slipped Capital Femoral Epiphysis, *J Pediatr Orthoped* 2008; 28:444–451.
11. Rečnik G, Kralj-Iglič V, Iglič A, Antolič V, Kramberger S, Rigler I, Pompe B, Vengust R, The role of obesity, biomechanical constitution of the pelvis and contact joint stress in progression of hip osteoarthritis, *Osteoarthritis Cartilage*, 2009; 17: 879–882.
12. Kralj – Iglič V, Dolinar D, Ivanovski M, List I, Daniel M. Role of Biomechanical Parameters in Hip Osteoarthritis and Avascular Necrosis of Femoral Head, *Applied Biological Engineering–Principles and Practice*, Ganesh R. Naik (Ed.). Rijeka: In-Tech; 2012. p. 347–364.
13. The B, Hosman A, Kootstra J, Kralj-Iglic V, Flivik G, Verdonchot N, Diercks R, Association between contact hip stress and RSA-measured wear rates in total hip arthroplasties of 31 patients. *J Biomech* 2008; 41: 100–105.
14. Košak R, Kralj-Iglič V, Iglič A, Daniel, Polyethylene wear is related to patient-specific contact stress in THA, *Clin Orthop Rel Res*, 2011; 469:3415–3422.
15. Kristan A, Mavčič B, Cimerman M, Iglič A, Tonin M, Slivnik T et al. Acetabular loading in active abduction. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng.* 2007; 15: 252–7.
16. Wasielewski RC, Cooperstein LA, Kruger MP, Rubash HE. Acetabular anatomy and transacetabular fixation of screws in total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 1990; 72: p. 501–508.
17. Delp S, Loan J, Hoy M, Zajac F, Topp E, Rosen J. An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 1990, 37, 757–767.
18. Daniel M, Antolič V, Iglič A, Kralj-Iglič V. Determination of contact hip stress from nomograms based on mathematical model *Medical Engineering & Physics*, 2001, 23, 347–357.
19. Mayo KA, Letournel E, Matta JM, Mast JW, Johnson EE, Martimbeau CL. Surgical revision of malreduced acetabular fractures. *Clin Orthop Relat Res.* 1994; (305): 47–52
20. Panagiotis T, Elias P, Constantinou M, Minos T, Panagiotis D, Elias L. Long – term results in surgically treated acetabular fractures through the posterior approaches. *J Trauma.* 2007 Feb; 62: 378–82.
21. Kreder HJ, Rozen N, Borkhoff CM, Laflamme YG, McKee MD, Schemitsch EH, Stephen DJ. Determinants of functional outcome after simple and complex acetabular fractures involving posterior wall. *J Bone Joint Surg Br.* 2006; 88: 766–82.