

## Simulacija porazdelitve tlaka v kolčni sklepni površini po rekonstrukciji poškodovane kolčne ponvice

Hana Debevec<sup>1</sup>, Aleš Iglič<sup>1</sup>, Matej Daniel<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Univerza v Ljubljani, Fakulteta za elektrotehniko, Laboratorij za fiziko, Tržaška 25, 1000 Ljubljana, Slovenija

<sup>2</sup> Češka tehniška univerza v Pragi, Strojna fakulteta, Laboratorij za biomehaniko, Technická 4, Prague 6, Czech Republic  
E-pošta: hdebevec@gmail.com

**Povzetek.** V operativnih postopkih po zlomu kolčne ponvice si kirurgi prizadevajo čim boljše anatomsko popraviti in na staro mesto pritrditi odlomljeni del kolčne ponvice. Študije so pokazale, da je nastanek pooperativne osteoartroze pogostejši pri pacientih z nenatančno rekonstrukcijo kolčne ponvice. V našem matematičnem modelu je odstopanje postoperativne geometrije kolčne ponvice od normalne geometrije opisano kot pozitivna oziroma negativna višina stopnice na površini kolčne ponvice. Teoretično smo ocenili velikost in lokacijo tlaka za različne velikosti zloma kolčne ponvice. Ugotovili smo, da je vrednost tlaka največja na majhni velikosti odlomljenega dela in negativni vrednosti višine stopnice. Vrednosti tlaka, ki so precej večje od normalnih vrednosti (ki ustrezajo popolni rekonstrukciji kolčne ponvice), pa na odlomljenem delu nastanejo tudi, ko je le-ta nekoliko večji. Vendar samo, če je višina stopnice negativna. Za pozitivne višine stopnice naš model napove nekoliko povečan tlak na nepoškodovan del kolčne ponvice, medtem ko je tlak na odlomljeni del kolčne ponvice celo manjši, kot je tlak na kolčno ponvico, ki ustreza popolni rekonstrukciji.

**Ključne besede:** zlom kolčne ponvice, biomehanika, tlak v kolku, pooperativni osteoarthritis

## Hip contact stress after inaccurate reconstruction of acetabular fracture

**Extended abstract.** In operative treatment of acetabular fractures, the geometry of the acetabulum is tried to be anatomically restored. It has been shown that the incidence of post-traumatic osteoarthritis after acetabular reconstruction is greatly increased in patients with imperfect reconstruction of the acetabular surface (i.e. poor anatomic reduction) leading to postoperative in-congruency of the acetabular surface. In our mathematical model, the post-operative incongruent acetabular surface is described by relative displacement of the acetabular surface and fractured acetabular fragment in the direction of the normal to the acetabular surface (step level) (Figure 3). Based on our previous studies, we show that an increased contact stress in the hip joint may accelerate the development of coxarthrosis. Therefore, in the proposed project, the magnitude and location of the peak-contact stress are estimated theoretically for various sizes of the posterior wall fracture. The contact stress ( $p$ ) is assumed to be proportional to the deformation of the cartilage. The displacement of the femoral head is computed so that the contact-stress distribution given by a cartilage deformation integrated over the load-bearing area  $A$  must be equal to the hip joint reaction force (Equation 1). The values of the angles  $\vartheta_{CE} = 30^\circ$  and  $\vartheta_{AV} = 15^\circ$  describing the normal hip geometry are taken and the radius of acetabular articular surface is taken to be 27 mm. The hip is loaded by the resultant hip force  $R$  with the magnitude 2.7 body weight, lying in the frontal plane (i.e. 2160 N for a 63 kg heavy person) and inclination for an angle  $\vartheta_R = 8^\circ$  from the vertical axis (Figure 1). Fractures resulted in an increased peak contact stress ( $p_{max}$ ) in three examples. The value of the peak contact stress is the largest (5.71 MPa) on the healthy part for  $\vartheta_F = 60^\circ$  and  $\Delta > 0$  (Figure 5, bottom right). The increased peak-contact stress also results for step-off ( $\Delta < 0$ ); for both

angles ( $\vartheta_F = 20^\circ$  and  $\vartheta_F = 60^\circ$ ) on the fracture fragment.

**Keywords:** acetabular fracture, biomechanics, hip contact stress, post-traumatic osteoarthritis

### 1 Uvod

Postoperativni nastanek osteoartritisa je ena neprijetnih posledic zloma acetabula [3]. Kot so pokazale številne klinične študije, je sekundarna degeneracija hrustanca povezana z nepopolno rekonstrukcijo kolčne ponvice [11]. Le-ta povzroča kronično zvišan tlak v kolčni sklepni površini, zato nastanejo degenerativne spremembe, ki vodijo v artritis [13].

Zgornjo hipotezo potrjujejo rezultati številnih študij, ki so bile usmerjene v analizo kolčne sklepne površine ter sil in tlaka v kolčni sklepni površini po različnih znotrajsklepnih zlomih [8, 9, 12]. Vse te raziskave so bile narejene na medenici umrlega človeka, ki je bila izpostavljena podobnim silam, kot nastanejo v kolku pri stoju na eni nogi [13]. Pri raziskavah so bili za snemanje znotrajsklepnega tlaka uporabljeni filmi Fuji [13].

Prej omenjene klinične raziskave imajo tudi nekaj pomembnih slabosti. Ena teh je nedvomno ta, da so bile izvedene na omejenem številu pacientov z različnimi geometrijami kolčne ponvice. Analize so bile omejene tudi na biomehansko situacijo takoj po zlomu kolčne ponvice [14]. Zaradi omenjenih pomanjkljivosti kliničnih študij lahko k izboljššanju metod operativnih

tehniki in postoperativne rehabilitacije po zlomih kolčne ponvice pripomorejo tudi rezultati matematičnih modeliranj.

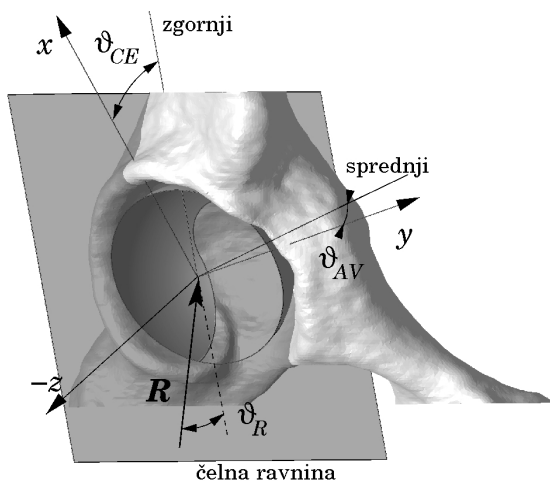
V okviru naše raziskovalne skupine smo tako razvili matematični model, ki omogoča oceno razporeditve tlaka v kolčni sklepni površini nepoškodovanega kolka [7, 16]. Ta model se izkaže za dobrega pri vrsti različnih izračunov. Porazdelitev tlaka je na primer uporabna za napoved biomehanskega statusa kolka za populacijske študije [10] in izidov različnih vrst operacij [2], model pa je bil uporabljen tudi za študij porazdelitve tlaka v kolkah, izpostavljenih aseptični nekrozi femoralne glavice [2]. Model pa ni uporaben pri inkongruentnih kolkah [6].

Cilj naše študije je prilagoditev omenjenega matematičnega modela tako, da ga bomo lahko uporabljali za vrednotenje razporeditve tlaka v kolkah s tako imenovano stopnico, ki ostane kot posledica zloma tudi po njegovih sanaciji.

## 2 Metode dela

V okviru našega modela smo predpostavili, da je plast elastičnega hrustanca med zdravo femoralno glavico in hemisferično kolčno ponvico v kolku idealen elastičen material. Pri obremenitvi se femoralna glavica premakne, hrustanec pa posledično stisne. Tlak je proporcionalen deformaciji hrustanca. Premik femoralne glavice je izračunan tako, da je porazdelitev tlaka integrirana po celotni kolčni sklepni površini  $A$ , ki prenaša težo, enaka sili ( $R$ ) v kolku (1) [1]:

$$R = \int_A p dA \quad (1)$$

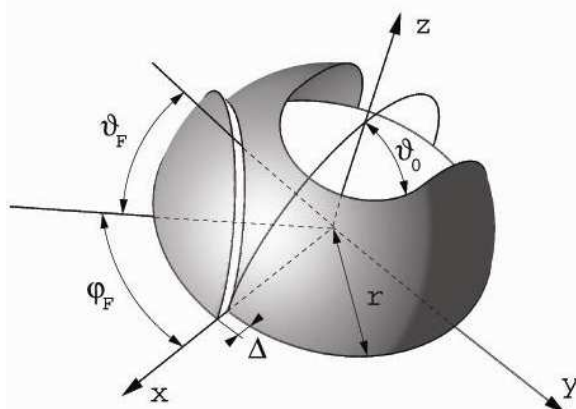


Slika 1: Postavitev koordinatnega sistema v kolčno ponvico  
Figure 1: Coordinate system in acetabulum

Konstruirali smo parametrični model sklepne površine kolčne ponvice. Koordinatni sistem smo postavili tako, da je njegovo izhodišče v središču hemisferične kolčne ponvice. Ravnina  $xy$  se ujema z ravnino odprtine kolčne

ponvice, os  $z$  pa kaže proti hemisferi (glejte sliko 1). Kot  $\vartheta_{CE}$  je kot med osjo  $x$  (kaže lateralno) in longitudinalno osjo telesa, kot  $\vartheta_{AV}$  pa je kot med osjo  $y$  (kaže anteriorno) in sagitalno ravnino telesa (slika 1). Za normalno geometrijo kolka smo vzeli vrednosti  $\vartheta_{CE} = 30^\circ$  in  $\vartheta_{AV} = 15^\circ$  [10], za radij sklepne površine kolčne ponvice pa 27 mm.

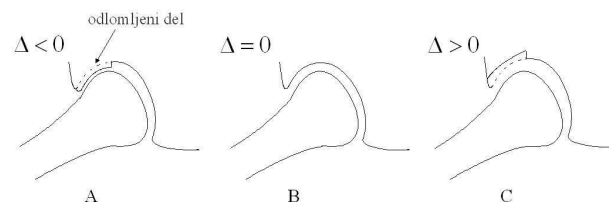
Pozicijo in velikost odlomljenega delca smo definirali s koti  $\vartheta_F$  in  $\varphi_F$  (slika 2). Kot  $\vartheta_F$  definira pozicijo središča odlomljenega dela v referenčnem okviru kolčne ponvice in je pozitiven, če je odlomljeni delec na posteriorni strani. Linija zloma je definirana kot pravokotni rez na ravnino, ki je definirana z osjo  $z$  in kotom  $\vartheta_F$ . Pravokotna razdalja od roba kolčne ponvice do središča reza je podana s kotom  $\varphi_F$ .



Slika 2: Geometrični model nepopolne rekonstrukcije kolčne ponvice  
Figure 2: Geometric model of the incongruent reduction of the acetabular fracture

Višina stopnice zloma kolčne ponvice je definirana z razdaljo  $\Delta$  odlomljenega dela v radialni smeri proti središču referenčnega okvirja kolčne ponvice (slika 2), pozitivno in negativno vrednost premika  $\Delta$  pa prikazuje slika 3.

Pozitivna vrednost  $\Delta$  je odmik odlomljenega dela kolčne ponvice v smeri od kolčne glavice, medtem ko negativna vrednost  $\Delta$  pomeni odmik odlomljenega dela proti kolčni glavici.



Slika 3: Premik odlomljenega dela kolčne ponvice glede na višino stopnice ( $\Delta$ )  
Figure 3: Sign of  $\Delta$  defines offset  $\Delta > 0$  or step-off  $\Delta < 0$

Vzamemo, da je kolk obremenjen z rezultanto sil  $R$  velikosti 2.7 telesne teže [10], ki leži v frontalni ravnini (2160 N za 63 kg težko osebo) in je nagnjena za kot  $\vartheta_R = 8^\circ$  od vertikalne osi (glejte sliko 1).

Pri inkongruentnem kolku kosinusna porazdelitev tlaka v kolčni sklepni površini:

$$p = p_0 \cdot \cos \nu \quad (2)$$

ki smo jo predpostavili v prejšnjih raziskavah [1, 2, 7, 10], ni primerna. V enačbi (2) je  $p_0$  vrednost tlaka ( $p$ ) v polu,  $\nu$  pa prostorski kot med polom in izbrano točko. Zato smo v modelu za določanje tlaka v kolku tokrat uporabili metodo kontaktnih diskretnih elementov (KDE). Aplikacija metode KDE v biomehaniki kolka je bila prvič uporabljena v delu Genda in sod. (1995) [5].

Tehnika kontaktnih diskretnih elementov je uporabna za poljubno obliko kolčne sklepne kontaktne površine, dokler jo lahko modeliramo s končnim številom drobnih elementov mreže. V opisanem modelu dotikajoča področja mreže formirajo diskretne elemente, ki prenašajo kompresijske in strižne obremenitve kot odgovor na sklepne sile.

To področje mreže obravnavamo kot morebitno kontaktno področje, dejansko kontaktno področje pa je v končni fazi določeno po KDE izračunu. V našem modelu kolčne sklepne površine so strižne napetosti zanemarljive, ker je koeficient trenja kolčnega sklepa zelo majhen. Upoštevajoč samo kompresijske sile smo hrustanec modelirali kot elastični material v okviru veljavnosti Hookovega zakona (model vzmeti).

Znotraj predstavljenega KDE modela so posamezni deli kosti okolčja (ponvica medenice in glavica stegenice) modelirani kot toge površine. Prva površina predstavlja površino femoralne glavice, druga pa simulira kolčno ponvico. Sile med medenično ponvico in stegneno glavico se prenašajo prek plasti hrustanca, ki se zaradi tega deformira. Kot smo omenili že zgoraj, deformacijo hrustanca obravnavamo v okviru Hookovega zakona.

Ko je kolčni sklep obremenjen, se obe sosednji površini približata druga drugi in vzmeti, ki jih predstavlja plast hrustanca med površino ponvice in površino stegneno glavice v obravnavanem modelu KDE, se deformirajo. Deformacija vzmeti se izračuna kot razlika med nedeformirano dolžino vzmeti (nedeformirana debelina hrustanca v neobremenjenem stanju) in razdaljo med dano točko na femoralni glavici in ustrezno točko na kolčni ponvici v obremenjenem stanju v smeri normale površine na femoralno glavico.

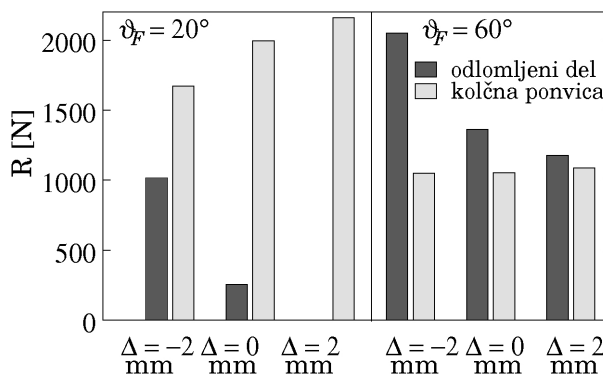
V predstavljenem delu smo razvili algoritem KDE, s pomočjo katerega numerično poiščemo pozicijo femoralne glavice, ki ustreza enačbi (1). Pri tem upoštevamo tudi geometrijo kolčne ponvice. Rešitev enačbe (1) predpostavlja, da je vsota vseh sil zaradi deformacije hrustanca enaka rezultantni sili na kolčni sklep  $R$ . Natančna definicija metode KDE je opisana v

članku Gende in sod. (2001) [4]. Rezultat numerične optimizacije, ki smo jo izvedli, je vektor premika femoralne glavice relativno na površino kolčne ponvice. Iz premika femoralne glavice in oblike površine kolčne ponvice lahko določimo porazdelitev tlaka v kolčni sklepni površini.

Tlak, prenesen prek odlomljenega in nepoškodovanega dela kolčne ponvice, smo izračunali z numerično integracijo enačbe (1) nad obremenjeno površino poškodovanega in nepoškodovanega dela kolčne ponvice posebej, kot je to opisano v delu [15].

### 3 Rezultati

Na sliki 4 sta prikazana izračunana sila na odlomljeni del kolčne ponvice in sila na preostali (nepoškodovani) del kolčne ponvice. Vrednost  $\Delta = 0$  ustreza popolni postoperativni rekonstrukciji poškodovane kolčne ponvice (slika 3B). Naš matematični model v tem primeru predpostavlja, da so sile, ki delujejo na kolčno ponvico enake kot pri nepoškodovanem kolku.



Slika 4: Sila na zlomljeni del in preostali del kolčne ponvice  
Figure 4: Force transmitted through a misaligned posterior wall fracture

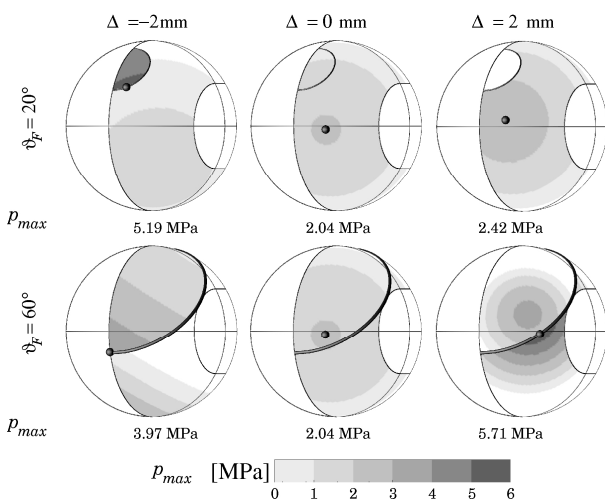
Na sliki 4 vidimo, da je za kot  $\vartheta_F = 20^\circ$  izračunana sila na kolčno ponvico (t. j. na nedotaknjeni del kolčne ponvice) pri pozitivni vrednosti  $\Delta$  večja, pri negativni vrednosti  $\Delta$  pa manjša kot pri vrednosti  $\Delta = 0$ . Pri kotu  $\vartheta_F = 60^\circ$  je sila na kolčno ponvico večja pri pozitivni vrednosti  $\Delta$ , pri negativni vrednosti  $\Delta$  pa ostaja skoraj enaka sili pri vrednosti za  $\Delta = 0$ , ki ustreza popolni rekonstrukciji kolčne ponvice (slika 3B).

Sila na odlomljeni del kolčne ponvice je za obe vrednosti kota  $\vartheta_F$  ( $\vartheta_F = 20^\circ$  in  $\vartheta_F = 60^\circ$ ) in pozitivno vrednost  $\Delta$  manjša od ustrezne vrednosti pri  $\Delta = 0$ . Za negativne vrednosti  $\Delta$  je sila na odlomljeni del kolčne ponvice za obe vrednosti kota  $\vartheta_F$  večja od vrednosti pri  $\Delta = 0$ .

Iz slike 5 vidimo, da je tlak na odlomljeni del kolčne ponvice pri pozitivni vrednosti  $\Delta$  za majhen kot  $\vartheta_F = 20^\circ$  enak nič. So pa pri  $\Delta > 0$  in  $\vartheta_F = 20^\circ$  vrednosti tlaka na nepoškodovani del kolčne ponvice

večje in bolj skoncentrirane proti zunanemu delu kolčne ponvice (slika 5, zgoraj desno) kot pa vrednosti, ki ustrezajo kolčni ponvici z  $\Delta = 0$  (slika 5, zgoraj na sredini).

Tlak v kolčni sklepni površini, ki ustreza negativni vrednosti  $\Delta$ , pa doseže največjo vrednost na odlomljenem delu ponvice. To je še posebno izrazito za majhne kote  $\vartheta_F$ ; na primer za  $\vartheta_F = 20^\circ$  in  $\Delta = -2$  mm, kjer tlak doseže vrednost  $p = 5.19$  MPa (slika 5, zgoraj levo). Tlaki na nepoškodovani del kolčne ponvice so v tem primeru enaki ali celo manjši od vrednosti pri  $\Delta = 0$ .



Slika 5: Porazdelitev kolčnega tlaka za različne vrednosti  $\vartheta_F$  in  $\Delta$

Figure 5: Projection of the hip contact-stress distribution to the transversal plane for a misaligned posterior wall fracture

Pri večjih kotih  $\vartheta_F$  (to je pri večjih površinah odlomljenega dela acetabuluma), kot je na primer  $\vartheta_F = 60^\circ$ , pa se pokaže, da je največja vrednost tlaka v obeh primerih nepopolne rekonstrukcije ( $\Delta > 0$  in  $\Delta < 0$ ) precej večja od največje vrednosti tlaka pri  $\Delta = 0$ . Razlika med primeroma  $\Delta > 0$  in  $\Delta < 0$  je le v tem, da pri vrednosti  $\Delta > 0$  največji tlak nastane na nepoškodovanem delu kolčne ponvice (ob robu odlomljenega dela), pri vrednosti  $\Delta < 0$  pa največji tlak nastane na delu odlomljenega dela kolčne ponvice (slika 5, spodaj desno in levo).

#### 4 Sklepi

Predstavljeni matematični model porazdelitve tlaka v kolčni sklepni površini je primeren za teoretično napoved mehanskih učinkov spremembe geometrije kolčne ponvice, ki nastane kot posledica operacije zaradi predhodnega zloma kolčne ponvice. Pri tem se še posebej zanimamo za postoperativno porazdelitev tlaka

v kolčni sklepni površini. Model kaže, da negativna vrednost stopnice, ki nastane kot posledica operacije zaradi zloma, napove višje vrednosti tlaka kot pozitivna vrednost stopnice. Tudi sila na odlomljeni del kolčne ponvice je znatno povečana pri negativni vrednosti stopnice.

Ker je model parametričen, ga lahko prilagodimo za specifičen zlom pacienta s tem, da upoštevamo njegovo geometrijo kolčne ponvice ter specifični način zloma in zaraščanja po operaciji. S predstavljeno metodo za oceno rezultatne sile na kolčni sklep v položaju stoje na eni nogi [7] je model učinkovito uporaben za retrospektivne klinične študije pri iskanju morebitnih povezav med tlakom v kolčni sklepni površini in dolgoročnim kliničnim rezultatom operacije.

#### 5 Literatura

- [1] M. Daniel, A. Igljč, and V. Kralj-Igljč. *The shape of acetabular cartilage optimizes hip contact stress distribution*. Journal of anatomy, 207: 85-91, 2005.
- [2] D. Dolinar, V. Antolič, S. Herman, A. Igljč, V. Kralj-Igljč, and V. Pavlovčič. *Influence of contact hip stress on the outcome of surgical treatment of hips affected by avascular necrosis*. Arch Orthop Trauma Surg, 123(10):509-513, Dec 2003.
- [3] B. D. Furman, S.A. Olson, and F. Guilak. *The development of posttraumatic arthritis after articular fracture*. J Orthop Trauma, 20(10):719-725, 2006.
- [4] E. Genda, N. Iwasaki, G. Li, B. MacWilliams, P. Barrance, and E. Chao. *Normal hip joint contact pressure distribution in single-leg standing effect of gender and anatomic parameters*. Journal of Biomechanics, 34:895905, 2001.
- [5] E. Genda, N. Konishi, Y. Hasegawa, and T. Miura. *A computer simulation study of normal and abnormal hip joint contact pressure*. Arch Orthop Trauma Surg, 114(4):20226, 1995.
- [6] C. M. Goreham-Voss, T.O. McKinley, and T. D. Brown. *A finite element exploration of cartilage stress near an articular incongruity during unstable motion*. J Biomech, 40(15):3438-3447, 2007.
- [7] A. Igljč, V. Kralj-Igljč, M. Daniel, and A. Maček-Lebar. *Computer determination of contact stress distribution and the size of the weight-bearing area in the human hip joint*. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 5:185-192, 2002.
- [8] R. G. Levine, R. Renard, F. F. Behrens, and P. Tornetta. *Biomechanical consequences of secondary congruence after both-column acetabular fracture*. J Orthop Trauma, 16(2):87-91, Feb 2002.
- [9] A. L. Malkani, M. J. Voor, G. Rennert, D. Helfet, D. Pedersen, and T. Brown. *Increased peak contact stress after incongruent reduction of transverse acetabular fractures: a cadaveric model*. J Trauma, 51(4): 704-709, Oct 2001.
- [10] B. Mavčič, B. Pompe, M. Daniel, A. Igljč, and V. Kralj-Igljč. *Mathematical estimation of stress distribution in normal and dysplastic human hip*. Journal of Orthopaedic Research, 20:1025-1030, 2002.
- [11] B. R. Moed, S. E. Willson Carr, K. I. Gruson, J. T. Watson, and J. G. Craig. *Computed tomographic*

- assessment of fractures of the posterior wall of the acetabulum after operative treatment. J Bone Joint Surg Am*, 85-A(3):512-522, Mar 2003.
- [12] S. A. Olson, M. W. Kadrmas, J. D. Hernandez, R. R. Glisson, and J. L. West. *Augmentation of posterior wall acetabular fracture fixation using calcium-phosphate cement: a biomechanical analysis. J Orthop Trauma*, 21(9):608-616, Oct 2007.
- [13] S. A. Olson. Biomechanics of acetabular fractures. In James Kellam Marvin Tile, David Helfet, editor, *Fractures of the Pelvic and Acetabulum*, pages 46-49. Lippincott Williams & Wilkins, 2003.
- [14] S. A. Olson, B. K. Bay, A. N. Pollak, N. A. Sharkey, and T. Lee. *The effect of variable size posterior wall acetabular fractures on contact characteristics of the hip joint. J Orthop Trauma*, 10(6):395-402, 1996
- [15] W. Press, S. Teukolsky, W. Vetterling, and B. Flannery. *Numerical recipes in C. The Art of Scientific Computing*, chapter Integration of Functions, pages 129-164. Cambridge University Press, Cambridge, 2<sup>nd</sup> edition, 1992.
- [16] O. Zupanc, M. Križančič, M. Daniel, B. Mavčič, V. Antolič, A. Iglič, and V. Kralj-Iglič. *Shear stress in epiphyseal growth plate is a risk factor for slipped capital femoral epiphysis. J Pediatr Orthop*, 28(4):444-451, Jun 2008.

**Hana Debevec** je diplomirala leta 2006 na Fakulteti za elektrotehniko v Ljubljani. Je tudi absolventka Fakultete za šport in študentka tretjega letnika podiplomskega študija na Fakulteti za elektrotehniko, kjer dela doktorat v Laboratoriju za fiziko pod mentorstvom prof. A. Igliča in dr. M. Daniela.

**Matej Daniel** je diplomiral leta 2001 na Fakulteti za matematiko, fiziko in informatiko v Bratislavi na Slovaškem. Leta 2004 je doktoriral iz biomehanike na strojni fakulteti v Pragi na Češkem pod mentorstvom prof. V. Kralj-Iglič in doc. M. Sochorja. Je predavatelj na češki tehniški univerzi v Pragi, kjer predava nanobiomehaniko in eksperimentalne metode v biomehaniki. Na univerzi v Ljubljani je bil večkrat gostujoči raziskovalec.

**Aleš Iglič** se je rodil v Ljubljani. Doktoriral je na Fakulteti za fiziko in na Fakulteti za elektrotehniko, oboje na Univerzi v Ljubljani. Od leta 2007 je na mestu rednega profesorja na Fakulteti za elektrotehniko v Ljubljani, kjer je tudi predstojnik Laboratorija za fiziko. Področja njegovega dela so elektrostatika in biofizika bioloških nanostruktur ter biomehanika kolčne sklepne površine.