

Računalniško podprto merjenje parametrov sagitalne usmeritve medenice iz rentgenskih slik

Computer-assisted measurement of sagittal pelvic alignment parameters from radiographic images

Robert Korez,¹ Michael Putzier,² Tomaž Vrtovec¹

¹ Fakulteta za elektrotehniko, Univerza v Ljubljani, Ljubljana, Slovenija

² Charité – Universitätsmedizin Berlin, Berlin, Nemčija

Korespondenca/ Correspondence:

Tomaž Vrtovec, e: tomaz.vrtovec@fe.uni-lj.si

Ključne besede:

rentgensko slikanje; muskuloskeletni sistem; naklon medenice; obdelava medicinskih slik; globoko učenje

Key words:

x-ray imaging; musculoskeletal system; pelvic incidence; medical image analysis; deep learning

Prispelo: 26. 3. 2018
Sprejeto: 10. 11. 2018

Izvleček

Izhodišče: Sagitalna usmeritev medenice je pomemben element sagitalnega ravnovesja, kvantitativno pa jo lahko opredelimo na podlagi merjenja geometrijskih parametrov medenice, in sicer naklona križnične končne ploskve (SS), nagiba medenice (PT) in naklona medenice (PI). V članku predstavljamo rezultate popolnoma samodejnega računalniško podprtega merjenja parametrov sagitalne usmeritve medenice na podlagi rentgenskih slik ter testiramo hipotezo, da ni statistično pomembnih razlik med tako dobljenimi in referenčnimi ročnimi meritvami.

Metode: Samodejno računalniško podprto merjenje parametrov sagitalne usmeritve medenice temelji na najnovejših tehnologijah s področja obdelave in analize medicinskih slik, in sicer na konvolucijskih nevronske mrežah kot posebni obliki tehnik globokega učenja. Na podlagi teh tehnologij se v sagitalni rentgenski sliki medenice najprej samodejno določijo območja zanimanja (križnična končna ploskev ter kolčni sklepni glavi), nato pa se znotraj teh območij določijo značilne točke, in sicer anteriorni rob, središče in posteriorni rob križnične končne ploskve, na katere se kasneje prilega premica, ter središči obeh kolčnih sklepnih glav s pripadajočo sredinsko točko, ki predstavlja os medenice. Na podlagi osi medenice ter premice vzdolž križnične končne ploskve in njenega središča lahko končno izračunamo SS, PT in PI.

Rezultati: Merjenje smo retrospektivno opravili na 90 sagitalnih rentgenskih slikah medenice 47 oseb (19 moških in 28 žensk; povprečna starost 71,3 let). Statistična analiza referenčnih ročnih in samodejnih računalniško podprtih meritev parametrov sagitalne usmeritve medenice je pokazala na sorazmerno dobro ujemanje in majhno odstopanje. Za SS, PT in PI je bila povprečna absolutna razlika (standardni odklon), namreč 4,9 ° (3,4 °), 2,7 ° (2,5 °) in 5,5 ° (4,2 °), korelacijski koeficient 0,71, 0,90 in 0,81 ($p < 10^{-6}$), ničelna hipoteza pa je bila na podlagi parnega *t*-testa vedno potrjena ($p > 0,05$).

Zaključek: Rezultati so pokazali, da ni statistično pomembnih razlik med referenčnimi ročnimi ter samodejnimi računalniško podprtimi meritvami parametrov sagitalne usmeritve medenice. Poleg tega so odstopanja od referenčnih ročnih meritev znotraj ponovljivosti in zanesljivosti samega ročnega določanja teh parametrov, zato je s samodejnim računalniško podprtim merjenjem mogoče natančno določiti parametre sagitalne usmeritve medenice. Vsekakor pa pregleda in potrjevanja tako izmerjenih vrednosti ne smemo popolnoma opustiti, saj so lahko odstopanja v določenih primerih precej velika, predvsem zaradi naravne biološke variabilnosti človeške anatomije ter lastnosti rentgenskega slikanja.

Abstract

Background: Sagittal pelvic alignment is an important aspect of the sagittal balance that can be quantitatively assessed by measuring pelvic geometrical parameters, i.e. the sacral slope (SS),

pelvic tilt (PT) and pelvic incidence (PI). In this paper we present the results of a completely automated computer-assisted measurement of the parameters of sagittal pelvic alignment from radiographic images, and test the hypothesis stating that there are no statistically significant differences between the obtained and reference manual measurements.

Methods: Automated computer-assisted measurements of the sagittal pelvic alignment parameters are based on the latest technologies in the field of medical image processing and analysis, namely on the convolutional neural networks as a special group of deep learning techniques. In each sagittal radiographic image of the pelvis, regions of interest (sacral endplate and both femoral heads) are first automatically defined, and then distinctive points are detected within these regions, i.e. the anterior edge, the center and the posterior edge of the sacral endplate, to which a line is fitted at a later stage, and the centers of both femoral heads with the corresponding midpoint representing the hip axis. From the hip axis, and the line along the sacral endplate and its center point we can finally compute SS, PT and PI.

Results: Measurements were retrospectively performed on 90 sagittal radiographic images of the pelvis from 47 subjects (19 males and 28 females; mean age 71.3 years). Statistical analysis of reference manual and automated computer-assisted measurements of the sagittal pelvic alignment parameters revealed a relatively good agreement and low variability. For SS, PT and PI, the mean absolute difference (standard deviation) was 4.9° (3.4°), 2.7° (2.5°) and 5.5° (4.2°) respectively, the correlation coefficient was 0.71, 0.91 and 0.81 ($p < 10^{-6}$), and the paired t-test always confirmed the null hypothesis ($p > 0.05$).

Conclusion: The results showed that there are no statistically significant differences between the reference manual and automated computer-assisted measurements of the sagittal pelvic alignment parameters. Moreover, the deviation from reference manual measurements is within the repeatability and reliability of manual parameter measurements, and therefore the parameters of sagittal pelvic alignment can be accurately determined by the automated computer-assisted measurement. Nevertheless, verification and confirmation of measured values cannot be completely omitted, as the deviation can be in specific cases quite large, especially due to the natural biological variability of the human anatomy and properties of radiographic imaging.

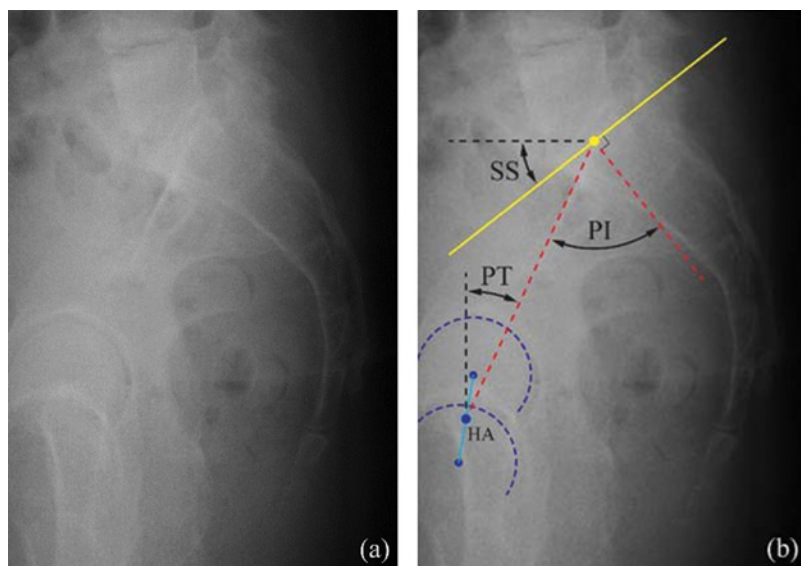
Citirajte kot/Cite as: Korez R, Putzier M, Vrtovec T. [Computer-assisted measurement of sagittal pelvic alignment parameters from radiographic images]. *Zdrav Vestn.* 2018;87(11-12):519-29.

DOI: 10.6016/ZdravVestn.2829

1 Uvod

Sagitalno ravnovesje kot mehanizem zagotavljanja pravilne telesne drže je pomemben koncept pri ugotavljanju in vrednotenju hrbtениčnih deformacij, vključno s primeri povečane kifoze in lordoze (1), skolioze (2) in spondilolisteze (3), ter pri boljšem načrtovanju kirurških posegov na podlagi zatrditve hrbtenice s pedikularnimi vijaki (4,5) in kletkami (6). Sagitalna usmeritev medenice je pomemben element sagitalnega ravnovesja, kvantitativno pa jo lahko opredelimo na podlagi morfologije me-

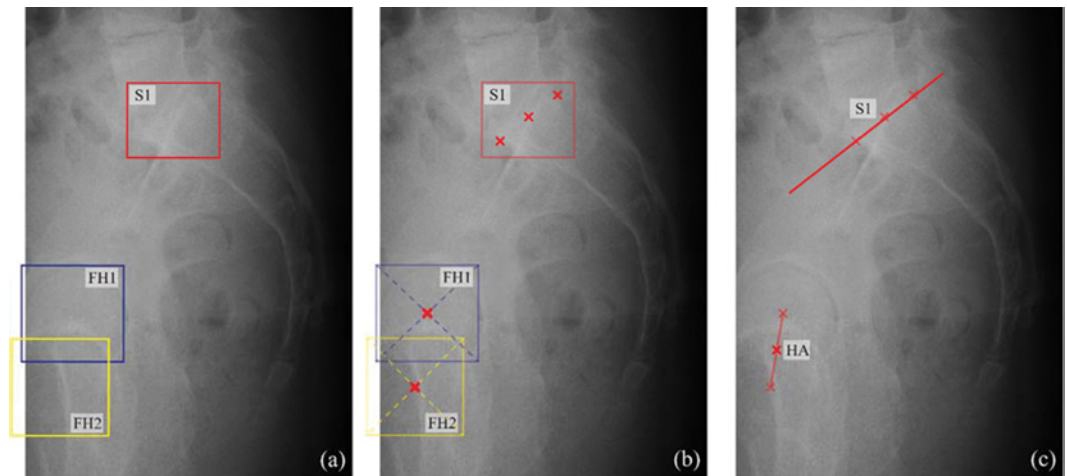
denice (7) in merjenja njenih geometrijskih parametrov (8). Različni načini merjenja sagitalne usmeritve medenice so bili v zadnjih desetletjih zelo pogosta téma raziskav (9-15), nenazadnje je bilo sagitalno ravnovesje ter z njim povezana sagitalna usmeritev medenice tudi ena glavnih tém srečanja *Annual Spine Experts Group Meeting & Slovenia Spine Symposium* novembra 2017 v Ljubljani (16-18), vključno s spremljajočimi vabljenimi predavanji (19,20).



Slika 1: (a) Sagitalna rentgenska slika medenice (izrez večje slike). (b) Parametri sagitalne usmeritve medenice, in sicer naklon križnične končne ploskve – SS (kót med vodoravnico ter premico vzdolž križnične končne ploskve), nagib medenice – PT (kót med navpičnico ter premico skozi os medenice – HA in središče križnične končne ploskve) in naklon medenice – PI (kót med premico skozi HA in središče križnične končne ploskve ter pravokotnico na premico vzdolž križnične končne ploskve). HA je določena kot sredinska točka med središčema obeh kolčnih sklepnih glav. Velja $PI = SS + PT$.

Eden najpomembnejših parametrov sagitalne usmeritve medenice je t.i. naklon medenice (*angl.* pelvic incidence, PI), ki predstavlja kót med premico, ki povezuje središče kolčnih sklepnih glav s središčem križnične končne ploskve, in premico, ki je pravokotna na potek križnične končne ploskve (Slika 1) (9,21). Izračunamo ga lahko tudi kot vsoto naklona križnične končne ploskve (*angl.* sacral slope, SS) in nagiba medenice (*angl.* pelvic tilt, PT), vendar sta slednja parametra odvisna od položaja bolnika in/ali položaja naprave za slikanje, medtem ko je naklon medenice t.i. anatomski parameter, saj od teh vplivov ni odvisen in zato omogoča bolj objektivno primerjavo med npr. stoječim in ležečim položajem osebe, med različnimi slikovnimi modalitetami itn. (9) Iz kliničnega vidika so omenjeni parametri pomembni za zagotavljanje oz. uravnavanje sagitalnega ravnovesja, pri čemer je ključnega

pomena sposobnost rotacije medenice okoli kolčnih sklepnih glav. Pri retroverziji medenice (rotaciji v smer nazaj) se njen nagib poveča, medtem ko se pri anteverziji (rotaciji v smer naprej) nagib medenice zmanjša; čim večji je torej kót nagiba medenice, tem bolj navpična je os skozi težišče telesa, postavljena posteriorno za kolčnimi sklepni glavami (22). Morfologijo medenice lahko opazujemo preko naklona medenice, ki je določen z relativnim položajem križnične končne ploskve glede na kolčne sklepne glave in je pri odraslih osebah brez simptomov enak 50° – 60° (9). Visoke vrednosti naklona medenice (70° – 85°) pripadajo namreč konfiguracijam, pri katerih je položaj kolčnih sklepnih glav sorazmerno precej anterioren glede na središče križnične končne ploskve, zato je medenica široka v sagitalni in ozka v aksialni smeri. Velja seveda tudi nasprotno, in sicer, da nizke vrednosti naklona medenice (35° – 40°) pripadajo konfiguracijam s položajem kolčnih sklepnih glav neposredno pod središčem križnične končne ploskve, zato je medenica ozka v sagitalni in široka v aksialni smeri (8). Slednja oblika medenice je sposobna manjše retroverzije in podobna tistim pri višjih primatih, torej manj prilagojena pokončni drži in hoji po dveh nogah (bipedalizem) (8). Poleg tega, da lahko s parametri sagitalne usmeritve medenice do določene mere opišemo telesno držo, so ti parametri povezani z uravnavanjem sagitalnih krivulj hrbtenice preko ledvene lordoze in prsne kifoze (23) ter zato pomembni tudi za odkrivanje in kvantitativno ocenjevanje določenih bolezni hrbtenice (9). Na primer: vrednosti naklona križnične končne ploskve in s tem naklona medenice sta visoki pri spondilolistezi, in sicer naraščata približno linearno glede na stopnjo zdrsa vretenca (24), povečani vrednosti obeh parametrov pa sta lahko tudi pomemb-



Slika 2: Samodejno računalniško podprto merjenje parametrov sagitalne usmeritve medenice. (a) Območje zanimanja križnične končne ploskve – S1 in območji zanimanja kolčnih sklepnih glav – FH1 in FH2. (b) Značilne točke znotraj območij zanimanja: anteriorni rob, središče in posteriorni rob križnične končne ploskve ter središči kolčnih sklepnih glav. (c) Naklon križnične končne ploskve se določi s prileganjem premice na značilne točke, osi medenice – HA pa kot sredinska točka med središčema obeh kolčnih sklepnih glav. Na podlagi naklona in središča križnične končne ploskve ter osi medenice lahko izračunamo parametre sagitalne usmeritve medenice.

na kazalca tveganja oz. elementa razvoja te bolezni (19,25). Po drugi strani pa je zmanjšanje naklona križnične končne ploskve in hkratio povečanje nagiba medenice prisotno pri degenerativnih boleznih hrbtenice, kot sta na primer hernija ali degenerativna bolezen medvretenčnih ploščic (26). Novejše študije kažejo tudi na to, da obstaja povezava med morfologijo medenice ter sagitalno usmeritvijo medenice in hrbtenice pri nekaterih oblikah idiopatske skolioze (16,27).

Naklon medenice se običajno meri na podlagi medicinskih slik hrbtenice oz. medenice in ga je mogoče najbolj natančno določiti na podlagi tridimenzionalnih slik, kot so na primer računalniško tomografske slike (10,28). Vsekakor pa je merjenje naklona medenice najbolj razširjeno na rentgenskih slikah (Slika 1), saj se slikanje hrbtenice in medenice običajno najprej opravi z rentgenskim slikanjem (29), ki ostaja prva izbira za začetek preiskovanja bolezenskih stanj kostnih struktur zaradi cenovne dostopnosti in sorazmerno visoke diagnostične vrednosti (30).

Določanje parametrov sagitalne usmeritve medenice na podlagi rentgenskih slik je v splošnem zelo težko in kar subjektivno opravilo, predvsem zaradi kakovosti zajetih slik in same projekcijske narave slikanja, kar povzroča težave pri določanju križnične končne ploskve (31,32). Poleg tega je za izračun naklona medenice potrebno določiti tudi središče kolčnih sklepnih glav oz. natančneje t. i. osi medenice (*angl.* hip axis) kot sredinsko točko med središčema obeh kolčnih sklepnih glav, slednji pa se v rentgenskih slikah medenice običajno prekrivata zaradi projekcijskih lastnosti slikanja (33).

Obstajajo sicer različni programski paketi za računalniško podprto merjenje teh parametrov (12,13,31,34,35), vendar se pridobljene meritve še vedno opravljajo na podlagi ročno določenih točk s podporo geometrijskih konstruktov in statističnega modeliranja ter zato niso popolnoma samodejne. V tem prispevku predstavljamo rezultate popolnoma

samodejnega računalniško podprtega merjenja parametrov sagitalne usmeritve medenice na podlagi rentgenskih slik. Naša osnovna raziskovalna (ničelna) hipoteza je torej ta, da ni statistično pomembnih razlik med referenčnimi ročnimi ter dobljenimi samodejnimi računalniško podprtimi meritvami parametrov sagitalne usmeritve medenice.

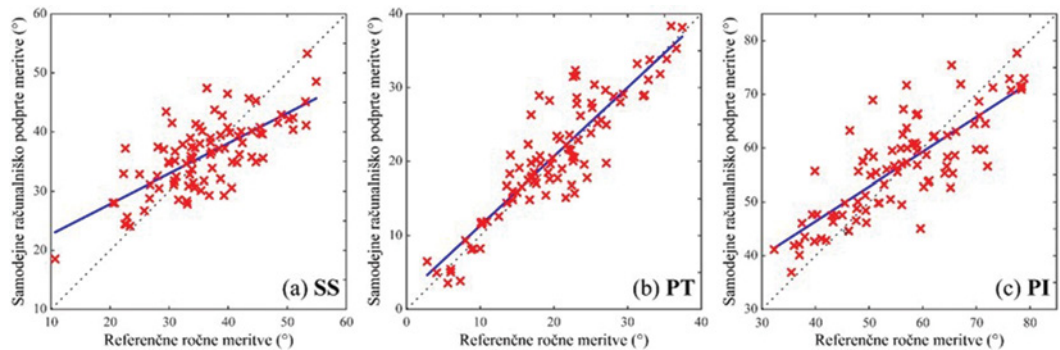
2 Material in metode

Samodejno računalniško podprto merjenje parametrov sagitalne usmeritve medenice temelji na tehnologijah globokega učenja (*angl.* deep learning), ki so v zadnjih letih občutno izboljšale delovanje in rezultate računalniške obdelave in analize slik, tudi medicinskih (36). Globoko učenje kot področje strojnega učenja in podatkovnega rudarjenja namreč posnema informacijsko obdelavo in komunikacijske vzorce bioloških živčnih sistemov ter po zmogljivosti celo presega sposobnosti človeških možganov. Med različnimi skupinami metod izstopajo konvolucijske nevronske mreže (*angl.* convolutional neural networks), ki se na podlagi sistematičnega iskanja vzorcev v sorazmerno veliki množici učnih slik, v katerih so bili iskani vzorci prej določeni, same naučijo pravila o iskanih vzorcih v neki novi, nepoznani sliki, ki ni bila vključena v učno množico.

Samodejno računalniško podprto merjenje sestoji iz treh korakov, in sicer določanja območij zanimanja, določanja značilnih točk in merjenja parametrov sagitalne usmeritve medenice (Slika 2). Prvi korak (Slika 2(a)) je torej samodejno določanje območij zanimanja, ki vsebujejo opazovane anatomske strukture v dani rentgenski sliki, in sicer križnično končno ploskev ter posamezno kolčno sklepno glavo. V ta namen smo načrtovali posebno arhitekturo konvolucij-

skih nevronske mreže (37) ter opravili učenje na množici rentgenskih slik, v katerih je bilo posamezno območje zanimanja prej označeno, tako da konvolucijska nevronska mreža za neko novo, nepoznano sliko samodejno pridobi posamezna območja zanimanja, ki vsebujejo opazovane anatomske strukture. Drugi korak (Slika 2(b)) je samodejno določanje značilnih točk znotraj posameznih območij zanimanja, in sicer središči obeh kolčnih sklepnih glav kot središči pripadajočih območij zanimanja ter anteriorni rob, središče in posteriorni rob križnične končne ploskve. Za vse to smo načrtovali drugo arhitekturo konvolucijskih nevronske mreže (38) ter jo "naučili" na množici prej določenih značilnih točk. Tretji korak (Slika 2(c)) je samodejno določanje premice vzdolž križnične končne ploskve. Premica se z metodo najmanjših kvadratov prilega značilnim točkam na križnični končni ploskvi. Nato se določi še os medenice kot sredinska točka med obema središčema kolčnih sklepnih glav. V primeru, da je zaradi prekrivanja obeh kolčnih sklepnih glav določeno samo eno pripadajoče območje zanimanja, je os medenice zato kar središče tega območja. Na podlagi osi medenice ter premice vzdolž križnične končne ploskve in njenega središča lahko izračunamo parametre sagitalne usmeritve medenice SS, PT in PI, pri čemer velja $PI = SS + PT$.

Samodejno računalniško podprto merjenje parametrov sagitalne usmeritve medenice smo naučili na 145 sagitalnih rentgenskih slikah hrbtenice in medenice 145 oseb (32 moških in 113 žensk; povprečna starost 66,8 let v območju 61–75 let), zajetih z napravami Kodak Elite CR in Kodak DRX-Evolution (Carestream Health; Rochester, New York, ZDA), Discovery XR656 (GE Healthcare, Chicago, Illinois, ZDA), EOS 3.2++ in EOS 3.5 (EOS Imaging, Pariz, Francija)



Slika 3: Korelacijski diagrami za referenčne ročne in samodejne računalniško podprte meritve parametrov sagitalne usmeritve medenice. (a) Naklon križnične končne ploskve – SS. (b) Nagib medenice – PT. (c) Naklon medenice – PI.

ter Fluorospot Compact FD (Siemens Healthineers, Erlangen, Nemčija), nato pa preizkusili na 97 sagitalnih rentgenskih slikah hrbtenice in medenice 55 oseb (21 moških in 34 žensk; povprečna starost 69,6 let v območju 35–85 let), zajetih z napravama Kodak Elite CR in Kodak DRX-Evolution (Carestream Health; Rochester, New York, ZDA). Vse slike izvirajo iz Univerzitetne klinike Charité (Berlin, Nemčija), pridobljene pa so bile za namene, ki niso povezani s to raziskavo. Poleg tega pa je bila raziskava opravljena retrospektivno, zato opazovane osebe zaradi same raziskave niso bile podvržene nikakršnemu dodatnemu postopku ali obsevanju. Zaupni podatki (npr. ime osebe, oznaka osebe itn.) so bili iz slik odstranjeni, preden smo jih dobili v uporabo. Za vsako učno sliko so bila ročno določena zahtevana območja zanimanja in značilne točke, medtem ko so bile za vsako testno sliko ročno določene referenčne meritve parametrov sagitalne usmeritve medenice, kar je omogočilo statistično primerjavo z meritvami, ki smo jih pridobili z opisanim popolnoma samodejnim računalniško podprtim merjenjem. Rezultate podajamo v obliki povprečne absolutne razlike in pripadajočega standardnega odklona. Poleg tega smo izračunali tudi Pearsonov korelacijski koeficient R ter

ugotavljali statistično pomembne razlike s Studentovim parnim t -testom (raven pomembnosti $p < 0,05$), pri čemer smo postavili ničelno hipotezo (H_0), da ni statistično pomembnih razlik med referenčnimi ročnimi ter samodejnimi računalniško podprtimi meritvami parametrov sagitalne usmeritve medenice.

3 Rezultati

Zaradi delno vidnih kolčnih sklepnih glav (6 primerov), nejasnosti pri določanju središča in naklona križnične končne ploskve (4 primeri) ter slabe kakovosti slike (1 primer) referenčnih ročnih meritev ni bilo mogoče zanesljivo opraviti na 7 od skupaj 97 rentgenskih slik. Primerjava parametrov sagitalne usmeritve medenice bi bila za te slike namreč neustrezna, zato so bile te slike izločene in posledično so bile referenčne meritve ročno določene na 90 rentgenskih slikah 47 oseb (19 moških in 28 žensk; povprečna starost 71,3 let v območju 49–85 let). Ročno izmerjeni referenčni parametri sagitalne usmeritve medenice so za opazovane slike v povprečju (standardni odklon) znašali $SS = 36,0^\circ$ ($8,5^\circ$) za naklon križnične končne ploskve, $PT = 20,0^\circ$ ($7,8^\circ$) za nagib medenice ter $PI = 56,0^\circ$ ($11,7^\circ$) za naklon medenice, kar je v skladu z obstoječimi demografskimi štu-

dijami teh parametrov (9). Z opisanim samodejnim računalniško podprtim merjenjem smo nato uspešno pridobili parametre sagitalne usmeritve medenice na istih rentgenskih slikah, za opazovane slike pa so v povprečju (standardni odklon) znašali $SS = 36,0^\circ$ ($6,1^\circ$) za naklon križnične končne ploskve, $PT = 20,7^\circ$ ($8,1^\circ$) za nagib medenice ter $PI = 56,7^\circ$ ($9,3^\circ$) za naklon medenice. Za isto rentgensko sliko smo torej dobili parne meritve (ročne in samodejne), kar je omogočilo primerjavo in statistično analizo ujemanja meritev. Rezultati so v Tabeli 1 in na Sliki 3.

4 Razpravljanje

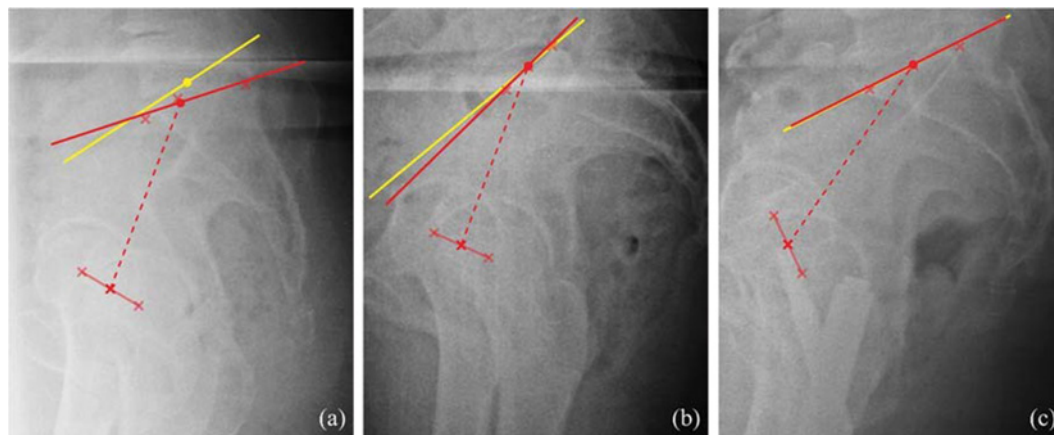
Določanje parametrov sagitalne usmeritve medenice v rentgenskih slikah je sorazmerno zahtevna naloga, saj pride zaradi same narave rentgenskega slikanja do prekrivanja anatomskih struktur zanimanja, poleg tega pa lahko različne značilnosti, ki so posledica naravne biološke variabilnosti človeške anatomije, povzročijo nejasnosti pri določanju. Klasično merjenje z risanjem na razvite rentgenske slike je sčasoma nadomestilo računalniško podprto ročno določanje geometrijskih konstruktorov (npr. točk, premic, krožnic) na digitalnih rentgenskih slikah z uporabo računal-

niške miške (12,13,31,34,35), ki se je izkazalo tudi za bolj ponovljivo (z vidika večkratnih merjenj istega opazovalca) in zanesljivo (z vidika merjenj različnih opazovalcev). Vialle in dr. (34) so poročali o povprečni ponovljivosti $R = 0,86$ ($p = 0,014$) oz. $0,96$ ($p < 0,001$) ter povprečni zanesljivosti $R = 0,65$ ($p = 0,024$) oz. $0,99$ ($p < 0,001$) za klasične oz. računalniško podprte ročne meritve naklona medenice – PI na rentgenskih slikah. Še o nekoliko slabšem ujemanju meritev so poročali Dimar II in dr. (35), ki so s klasičnim ročnim merjenjem dosegli povprečno ponovljivost $R = 0,71$, $0,55$ in $0,65$ ter povprečno zanesljivost $R = 0,61$, $0,44$ in $0,29$ za naklon križnične končne ploskve – SS, nagib medenice – PT in naklon medenice – PI, medtem ko je bilo povprečno ujemanje teh parametrov z ročnimi računalniško podprtimi meritvami (z vidika merjenj istega opazovalca) enako $R = 0,72$, $0,63$ in $0,59$. Čeprav je računalniško podprto merjenje povečalo ponovljivost in zanesljivost meritev, je to opravilo še vedno sorazmerno subjektivno, predvsem z vidika neizkušnosti opazovalcev, ter do določene mere tudi časovno zamudno. Po drugi strani pa popolnoma samodejno računalniško podprto merjenje še ni bilo predstavljeno, razlog za to pa lahko iščemo v sami težavnosti problema z vidika samodejne obdelave in analize rentgenskih slik.

Opisani pristop do določene mere rešuje ta problem, saj predstavlja popolnoma samodejno računalniško podprto merjenje parametrov sagitalne usmeritve medenice v rentgenskih slikah. Statistična primerjava (Tabela 1) je pokazala, da ni statistično pomembnih razlik med referenčnimi ročnimi ter samodejnimi računalniško podprtimi meritvami parametrov sagitalne usmeritve medenice (ničelna hipoteza je bila namreč vedno potrjena). Poleg tega lahko zaključimo, da se samodejno pridob-

Tabela 1: Statistična primerjava referenčnih ročnih ter samodejnih računalniško podprtih meritev parametrov sagitalne usmeritve medenice, in sicer naklona križnične končne ploskve – SS, nagiba medenice – PT in naklona medenice – PI, v 90 sagitalnih rentgenskih slikah.

Statistična primerjava	SS	PT	PI
Povprečna absolutna razlika (standardni odklon)	4,9° (3,4°)	2,7° (2,5°)	5,5° (4,2°)
Pearsonova korelacija R (ρ -vrednost)	0,71 ($p < 10^{-6}$)	0,90 ($p < 10^{-6}$)	0,81 ($p < 10^{-6}$)
H0 potrjena s parnim t-testom (p -vrednost)	DA ($p = 0,968$)	DA ($p = 0,074$)	DA ($p = 0,328$)



Slika 4: Primerjava med referenčnimi ročnimi (v rumeni barvi) in samodejnimi računalniško podprtimi (v rdeči barvi) meritvami parametrov sagitalne usmeritve medenice za izbrane rentgenske slike (rezultati so podani v Tabeli 2). (a) Slabo ujemanje (rentgenska slika št. 11). (b) Povprečno oz. dobro ujemanje (rentgenska slika št. 24). (c) Zelo dobro ujemanje (rentgenska slika št. 30).

bljene meritve ujemajo z referenčnimi ročnimi meritvami v območju zanesljivosti klasičnih ročnih in računalniško podprtih ročnih meritev (34,35), in sicer lahko ujemanje označimo za dobro pri naklonu križnične končne ploskve – SS in naklonu medenice – PI ($0,7 < R < 0,9$) ter za zelo dobro pri nagibu medenice – PT ($0,7 < R < 1,0$), v vseh primerih pa je bila korelacija statistično značilna ($p < 0,05$). Vsekakor je pa potrebno biti previden, saj visoka korelacija in nizka povprečna absolutna razlika še ne pomenita, da so samodejne meritve vedno pravilne, zato predstavljamo izbrane primere slabega, povprečnega oz. dob-

rega in zelo dobrega ujemanja v Sliki 4 in Tabeli 2. Iz Slike 4(a) je razvidno, da je slabo ujemanje posledica samodejne meritve naklona križnične končne ploskve, in sicer je bila značilna točka na posteriornem robu križnične končne ploskve določena sorazmerno slabo (tj. preveč posteriorno in kavdalno), zato je naklon premice vzdolž križnične končne ploskve prenizek. Če pa natančno pogledamo to rentgensko sliko, vidimo, da je v tem primeru značilno točko na posteriornem robu tudi ročno zelo težko določiti zaradi zamegljenosti in prekrivanja anatomske strukture. Slika 4(b) prikazuje povprečno oz. dobro ujemanje, kar je

Tabela 2: Primerjava referenčnih ročnih ter samodejnih računalniško podprtih meritev parametrov sagitalne usmeritve medenice, in sicer naklona križnične končne ploskve – SS, nagiba medenice – PT in naklona medenice – PI, za izbrane rentgenske slike, prikazane na Sliki 4.

Rentgenska slika št.	Referenčne ročne meritve			Samodejne računalniško podprte meritve			Absolutna razlika		
	SS	PT	PI	SS	PT	PI	SS	PT	PI
11	33,0°	17,3°	50,3°	19,6°	17,6°	37,2°	13,4°	0,3°	13,1°
24	39,6°	19,2°	58,8°	45,8°	18,7°	64,5°	6,2°	0,5°	5,7°
30	28,0°	33,4°	61,4°	27,7°	33,4°	61,1°	0,3°	0,0°	0,3°

razvidno tudi iz rezultatov (Tabela 2), saj je razlika okoli 5° pri ročnih meritvah lahko posledica same primerjave večkratnih meritev istega opazovalca (ponovljivost merjenja) ali primerjave meritev različnih opazovalcev (zanesljivost merjenja) (9,28). Visoko ujemanje referenčnih ročnih in samodejnih računalniško podprtih meritev na Sliki 4(c) je posledica uporabe najnovejših tehnologij na področju obdelave in analize medicinskih slik, in sicer konvolucijskih nevronskih mrež kot oblike globokega učenja (36), pri čemer je potrebno poudariti, da opisana metoda ne uporablja že uveljavljenih oblik, temveč je dodelana na podlagi podrobnega poznavanja arhitektur konvolucijskih nevronskih mrež, pripadajočih kriterijskih funkcij in metod nadzorovanega učenja, a tudi poznavanja problemov razpoznavanja hrbteničnih in medeničnih anatomskih struktur ter merjenja geometrijskih parametrov v medicinskih slikah.

Predstavili smo torej rezultate popolnoma samodejnega računalniško podprtega merjenja parametrov sagitalne usmeritve medenice na podlagi rentgenskih slik. Rezultati kažejo, da je mogoče na ta način natančno določiti parametre sagitalne usmeritve medenice, saj so odstopanja od referenčnih ročnih meritev znotraj ponovljivosti in zanesljivosti samega ročnega določanja teh parametrov. Vsekakor pa opisana metoda ne more in ne sme nadomestiti ročnega pregleda in potrjevanja izmerjenih vrednosti, saj so lahko odstopanja v določenih primerih precej velika,

predvsem zaradi naravne biološke variabilnosti človeške anatomije ter lastnosti rentgenskega slikanja. Naslednji korak pri razvoju metode je samodejno določanje položaja sedmega vratnega vretenca (C7), preko katerega bo mogoče določiti t.i. vpadno linijo (*angl.* plumb line) in tako opisati sagitalno ravnovesje hrbtenice. V povezavi s sagitalno usmeritvijo medenice pa bo mogoče opisati tudi celotno sagitalno ravnovesje telesa. Nenazadnje bo pa potrebno predstavljeno način merjenja preizkusiti tudi na večjem številu rentgenskih slik ter primerjati z večjim številom referenčnih ročnih meritev. Predstavljeno računalniško podprto merjenje parametrov sagitalne usmeritve medenice je namreč popolnoma samodejno, to pa omogoča sorazmerno enostavno izvajanje podobnih retrospektivnih raziskav na večjem številu slik kot tudi načrtovanje prospektivnih raziskav z vidika opazovanja specifičnih bolezni hrbtenice ali medenice znotraj daljšega obdobja in s primerjavo z normalno populacijo oseb brez kakršnih koli simptomov.

Raziskavo je odobrila Etična komisija Univerzitetne klinike CHARITÉ v Berlinu dne 12. 1. 2012 (sklep št. EA1/297/11).

5 Zahvala

Raziskavo je finančno podprlo podjetje Raylytic GmbH, Nemčija, ter Javna agencija za raziskovalno dejavnost Republike Slovenije (ARRS) v okviru projektov P2-0232 in J2-7118.

Literatura

1. Li W, Sun Z, Guo Z, Qi Q, Kim SD, Zeng Y, et al. Analysis of spinopelvic sagittal alignment in patients with thoracic and thoracolumbar angular kyphosis. *Spine*. 2013;38(13):E813-8.
2. Obeid I, Hauger O, Aunoble S, Bourghli A, Pellet N, Vital JM. Global analysis of sagittal spinal alignment in major deformities: correlation between lack of lumbar lordosis and flexion of the knee. *Eur Spine J*. 2011;20(S5):681-5.
3. Labelle H, Mac-Thiong JM, Roussouly P. Spino-pelvic sagittal balance of spondylolisthesis: a review and classification. *Eur Spine J*. 2011;20(S5):641-6.

4. Rečnik G, Millčič M, Fokter SK, Mirnik N, Moličnik A, Vogrin M. Zgodnje prednosti manj invazivne transforaminalne zatrditve ledvene hrbtenice v primerjavi s klasično odprto metodo. *Zdrav Vestn.* 2015;84(5):358-65.
5. Knez D, Mohar J, Cirman RJ, Likar B, Pernuš F, Vrtovec T. Določanje velikosti in vstavitvene trajektorije pedikularnih vijakov v računalniškotomografskih (CT) slikah deformacij prsne hrbtenice: primerjava ročnega in računalniško podprtega predoperacijskega načrtovanja. *Zdrav Vestn.* 2016;85(11-12):619-31.
6. Fokter SK, Rečnik G. The use of porous tantalum cages in the treatment of unremitting spondylodiscitis: a case report. *Zdrav Vestn.* 2018;87(1-2):41-8.
7. Schlösser TP, Janssen MM, Hogervorst T, Vrtovec T, de Vos J, Öner FC, et al. The odyssey of sagittal pelvic morphology during human evolution: a perspective on different Hominoidae. *Spine J.* 2017;17(8):1202-6.
8. Le Huec JC, Aunoble S, Philippe L, Nicolas P. Pelvic parameters: origin and significance. *Eur Spine J.* 2011;20(S5):564-71.
9. Vrtovec T, Janssen MM, Likar B, Castelein RM, Viergever MA, Pernuš F. A review of methods for evaluating the quantitative parameters of sagittal pelvic alignment. *Spine J.* 2012;12(5):433-46.
10. Vrtovec T, Janssen MM, Likar B, Castelein RM, Viergever MA, Pernuš F. Evaluation of pelvic morphology in the sagittal plane. *Spine J.* 2013;13(11):1500-9.
11. Schlösser TP, Janssen MM, Vrtovec T, Pernuš F, Öner FC, Viergever MA, et al. Evolution of the ischio-iliac lordosis during natural growth and its relation with the pelvic incidence. *Eur Spine J.* 2014;23(7):1433-41.
12. Lafage R, Ferrero E, Henry JK, Challier V, Diebo B, Liabaud B, et al. Validation of a new computer-assisted tool to measure spino-pelvic parameters. *Spine J.* 2015;15(12):2493-502.
13. Maillot C, Ferrero E, Fort D, Heyberger C, Le Huec JC. Reproducibility and repeatability of a new computerized software for sagittal spinopelvic and scoliosis curvature radiologic measurements: keops[®]. *Eur Spine J.* 2015;24(7):1574-81.
14. Weinberg DS, Morris WZ, Gebhart JJ, Liu RW. Pelvic incidence: an anatomic investigation of 880 cadaveric specimens. *Eur Spine J.* 2016;25(11):3589-95.
15. Saltychev M, Perna K, Seppänen M, Mäkelä K, Laimi K. Pelvic incidence and hip disorders. *Acta Orthop.* 2018;89(1):66-70.
16. Brink R, Varvuch L, Schlösser TP, Abul-Kasim K, Ohlin A, Tropp H, et al. Three-dimensional pelvic incidence is much higher in (thoraco)lumbar scoliosis than in thoracic scoliosis and controls. *Eur Spine J.* 2019;28(3):544-50.
17. Vengust R, Košak R, Vodičar M, Travnik L, Gorenšek M. Corner osteotomy for treatment of fixed sagittal malalignment following previous spinal fusion: case report. In: Annual Spine Experts Group Meeting & Slovenia 2017 Spine Symposium. Ljubljana. 23 Nov 2017;
18. Milčič M. Compliance ability of intrinsic pelvis parameters due to changes in sagittal balance and load distribution. In: Annual Spine Experts Group Meeting & Slovenia 2017 Spine Symposium. Ljubljana. 23 Nov 2017;
19. Le Huec JC. Sagittal balance in different pathology: spondylolisthesis with and without lysis. In: Annual Spine Experts Group Meeting & Slovenia 2017 Spine Symposium. Ljubljana. 23 Nov 2017; 2017.
20. Le Huec JC. Osteotomies to correct sagittal imbalance and their complications. In: Annual Spine Experts Group Meeting & Slovenia 2017 Spine Symposium. Ljubljana. 23 Nov 2017; 2017.
21. Duval-Beaupere G, Schmidt C, Cosson P. A Barycentremetric study of the sagittal shape of spine and pelvis: the conditions required for an economic standing position. *Ann Biomed Eng.* 1992;20(4):451-62.
22. Vaz G, Roussouly P, Berthonnaud E, Dimnet J. Sagittal morphology and equilibrium of pelvis and spine. *Eur Spine J.* 2002;11(1):80-7.
23. Legaye J, Duval-Beaupere G, Hecquet J, Marty C. Pelvic incidence: a fundamental pelvic parameter for three-dimensional regulation of spinal sagittal curves. *Eur Spine J.* 1998;7(2):99-103.
24. Berthonnaud E, Dimnet J, Roussouly P, Labelle H. Analysis of the sagittal balance of the spine and pelvis using shape and orientation parameters. *J Spinal Disord Tech.* 2005;18(1):40-7.
25. Labelle H, Roussouly P, Berthonnaud E, Transfeldt E, O'Brien M, Chopin D, et al. Spondylolisthesis, pelvic incidence, and spinopelvic balance. *Spine.* 2004;29(18):2049-54.
26. Barrey C, Jund J, Nosedo O, Roussouly P. Sagittal balance of the pelvis-spine complex and lumbar degenerative diseases. A comparative study about 85 cases. *Eur Spine J.* 2007;16(9):1459-67.
27. Brink RC, Vavruč L, Schlösser TPC, Abul-Kasim K, Ohlin A, Tropp H, et al. Three-dimensional pelvic incidence is much higher in (thoraco)lumbar scoliosis than in controls. *Eur Spine J.* 2019;28(3):544-50.
28. Vrtovec T, Janssen MM, Pernuš F, Castelein RM, Viergever MA. Analysis of pelvic incidence from 3-dimensional images of a normal population. *Spine.* 2012;37(8):E479-85.
29. O'Brien MF, Kuklo TR, Blanke KM, Lenke LG. Spinal Deformity Study Group's Radiographic Measurement Manual. Memphis: Medtronic Sofamor Danes Inc; 2008.
30. Waldman SD, Campbell RSD. Radiology. In: *Imaging of Pain.* Philadelphia: Saunders Elsevier; 2011. pp. 3-5.
31. Berthonnaud E, Labelle H, Roussouly P, Grimard G, Vaz G, Dimnet J. A variability study of computerized sagittal spinopelvic radiologic measurements of trunk balance. *J Spinal Disord Tech.* 2005;18(1):66-71.
32. Yamada K, Aota Y, Higashi T, Ishida K, Nimura T, Saito T. Accuracies in measuring spinopelvic parameters in full-spine lateral standing radiograph. *Spine.* 2015;40(11):E640-6.
33. Tyrakowski M, Yu H, Siemionow K. Pelvic incidence and pelvic tilt measurements using femoral heads or acetabular domes to identify centers of the hips: comparison of two methods. *Eur Spine J.* 2015;24(6):1259-64.

34. Vialle R, Ilharreborde B, Dautzac C, Guigui P. Intra and inter-observer reliability of determining degree of pelvic incidence in high-grade spondylolisthesis using a computer assisted method. *Eur Spine J.* 2006;15(10):1449-53.
35. Dimar JR, Carreon LY, Labelle H, Djurasovic M, Weidenbaum M, Brown C, et al. Intra- and inter-observer reliability of determining radiographic sagittal parameters of the spine and pelvis using a manual and a computer-assisted methods. *Eur Spine J.* 2008;17(10):1373-9.
36. Shen D, Wu G, Suk HI. Deep learning in medical image analysis. *Annu Rev Biomed Eng.* 2017;19(1):221-48.
37. Lin TY, Goyal P, Girshick R, He K, Dollár P. Focal loss for dense object detection. In: *IEEE International Conference on Computer Vision - ICCV 2017.* Oct 22 2017 to oct 2 2017; Venice, Ital. [cited 2019 Aug 26]. Available from: <https://www.computer.org/csdl/proceedings-article/iccv/2017/1032c999/12OmNApu5iv>
38. Krizhevsky A, Sutskever I, Hinton GE. ImageNet classification with deep convolutional neural networks. In: *NIPS'12: Proceedings of the 25th International Conference on Neural Information Processing Systems.* Dec 2012; [cited 2019 Aug 26]. Available from: <http://papers.nips.cc/paper/4824-imagenet-classification-with-deep-convolutional-neural-networks.pdf>