

Določanje velikosti in vstavitvene trajektorije pedikularnih vijakov v računalniškotomografskih (CT) slikah deformacij prsne hrbtenice: primerjava ročnega in računalniško podprtega predoperacijskega načrtovanja

Determination of the pedicle screw size and trajectory in CT images of thoracic spinal deformities: a comparison between manual and computer-assisted preoperative planning

Dejan Knez,¹ Janez Mohar,² Robert Janez Cirman,² Boštjan Likar,¹ Franjo Pernuš,¹ Tomaž Vrtovec¹

Izvleček

Izhodišča: Učvrstitev vretenc s pedikularnimi vijaki je najbolj pogosta stabilizacijska tehnika v kirurgiji hrbtenice. V tej retrospektivni raziskavi predstavljamo primerjavo ročnega in računalniško podprtega predoperacijskega načrtovanja velikosti in vstavitvene trajektorije pedikularnih vijakov v tridimenzionalnih (3D) računalniškotomografskih (CT) slikah deformacij prsne hrbtenice.

Metode: Ročno načrtovanje velikosti in vstavitvene trajektorije pedikularnih vijakov sta opravila dva spinalna kirurga s programsko opremo za predoperacijsko načrtovanje kirurških posegov, medtem ko je računalniško podprto načrtovanje potekalo na podlagi avtomatske obdelave in analize slik ter maksimiziranja pritrtilne moči vijaka. Na ta način smo pridobili parametre velikosti (premer in dolžina) ter vstavitvene trajektorije (presečiščna točka pedikla, naklon v stranski ravnini, naklon v prečni ravnini) za 316 pedikularnih vijakov iz 3D CT slik 17 bolnikov z deformacijami prsne hrbtenice.

Rezultati: Analiza parametrov pedikularnega vijaka, pridobljenih z dvema ročnima in enim računalniško podprtim načrtovanjem, je pokazala na statistično pomembno razliko v velikosti ($p < 0,05$) in vstavitveni trajektoriji ($p < 0,001$) vijakov. Računalniško podprto načrtovanje je predlagalo širše ($p < 0,05$) in daljše ($p < 0,001$) vijake z večjo normalizirano pritrtilno močjo ($p < 0,001$).

Zaključki: Primerjava je pokazala na skladnost ročnega in računalniško podprtega načrtovanja velikosti in vstavitvene trajektorije pedikularnih vijakov, razen pri naklonih vijakov v stranski ravnini, saj je ročno načrtovanje bolj sledilo vstavitveni tehniki, imenovani "naravnost-naprej" (*angl.* straight-forward), računalniško podprto načrtovanje pa anatomski vstavitveni tehniki. Računalniško podprto načrtovanje je bilo povezano z večjo pritrtilno močjo in zato večjo izvlečno silo vijakov, poleg tega pa je tudi bolj ponovljivo in zanesljivo od ročnega.

¹ Fakulteta za elektrotehniko, Univerza v Ljubljani

² Ortopedska bolnišnica Valdoltra

Korespondenca/ Correspondence:

Dejan Knez,
dejan.knez@fe.uni-lj.si

Ključne besede:

vstavitve pedikularnih vijakov; ročno predoperacijsko načrtovanje; računalniško podprto predoperacijsko načrtovanje; morfometrija vretenca; analiza variabilnosti

Key words:

pedicle screw placement; manual preoperative planning; computer-assisted preoperative planning; vertebral morphometry; variability analysis

Citirajte kot/Cite as:

Zdrav Vestn. 2016; 85:619–31.

Prispelo: 27. 6. 2016

Sprejeto: 9. 12. 2016

Abstract

Background: Vertebral fixation by pedicle screw placement is the most frequently applied fixation technique in spinal surgery. In this retrospective study we present a comparison of manual and computer-assisted preoperative planning of pedicle screw placement in three-dimensional (3D) computed tomography (CT) images of deformities in the thoracic spine.

Methods: Manual planning of the pedicle screw size and trajectory was performed by two orthopedic surgeons using a dedicated software for preoperative planning of surgical procedures, while computer-assisted planning was performed by automated image processing and analysis techniques through the optimization of screw fastening strength. The size (diameter and length) and trajectory (pedicle crossing point, inclination in the sagittal plane, inclination in the axial plane) were obtained for 316 pedicle screws from 3D CT images of 17 patients with thoracic spinal deformities.

Results: The analysis of pedicle screw parameters, obtained by two manual and one computer-assisted planning, indicated a statistically significant difference in the screw size ($p < 0.05$) and trajectory ($p < 0.001$). Computer-assisted planning proposed wider ($p < 0.05$) and longer ($p < 0.001$) screws with a higher ($p < 0.001$) normalized fastening strength.

Conclusions: The comparison revealed consistency between manual and computer-assisted planning of the pedicle screw size and trajectory, except for the screw inclination in the sagittal plane, as manual planning followed more the straight-forward while computer-assisted planning followed more the anatomical insertion technique. While being faster, more repeatable and more reliable than manual planning, computer-assisted planning was also linked with a higher screw fastening strength and consequently a higher screw pull-out strength.

Uvod

Učvrstitev vretenc s pedikularnimi vijaki je najbolj pogosta stabilizacijska tehnika v kirurgiji hrbtenice (1-3). Uporablja se pri zdravljenju različnih bolezni hrbtenice, kot so npr. deformacije, tumorji in zlomi vretenc, pa tudi pri zdravljenju drugih degenerativnih bolezni hrbtenice, ki povzročijo njeno nestabilnost. Ker lahko nestabilnost hrbtenice vodi do okvare nevroloških struktur, je cilj stabilizacije vretenc zmanjšati njihovo čezmerno segmentno gibljivost ter se tako izogniti tem okvaram. Kirurški poseg učvrstitve oz. stabilizacije ali zatrditve s pedikularnimi vijaki temelji na uvajanju vijakov skozi vretenčne pedikle v smeri vretenčnega telesa ter na bilateralni pritrditvi povezovalnih palic na zunanji del teh vijakov (4,5). Postopek velja za zapleten in tehnično zahteven z dolgotrajno krivuljo učenja, saj je med operacijo vidljivost anatomskih struktur omejena in je zato potrebna miselna predstava o tridimenzionalni (3D) ana-

tomiji struktur vretenca, ki niso neposredno vidne.

Čeprav so vretenčni pedikli s stališča biomehanike najtrši deli vretenca, predstavlja njihova ozka oblika v primeru poškodbe ali preboja stene zaradi natančne postavitve vijakov v prsno hrbtenico tveganje za poškodbo hrbtenjače, korenine spinalnega živca, žilnih struktur in vitalnih organov (6,7). Spinalni kirurg mora torej upoštevati morfologijo (obliko in zgradbo) pediklov in teles vretenc, tako da za vsak pedikularni vijak posebej izbere ustrezno velikost (premer in dolžino) ter določi ustrezno vstavitevno trajektorijo (vstopno točko in naklon). Na ta način lahko precej zmanjša tveganje za njihovo neuspešno pritrditev in poškodbo sosednjih struktur. Ker je natančnost pritrditve pedikularnih vijakov precej odvisna od izkušenj kirurga, so razvili številne metode za računalniško podprto kirurgijo (*angl.* computer-assisted surgery, CAS), pri katerih se

medoperacijska navigacija na podlagi označevalcev in ustrezne programske opreme uporablja za prikazovanje in sledenje kirurških instrumentov glede na bolnikovo anatomijo (8). Prednosti CAS so v manj invazivnih operacijskih posegih, večji natančnosti učvrstitve s pedikularnimi vijaki, nižjih stroških s stališča neuspešne vstavitve vijakov ter omogočanju simulacij, ki pomagajo kirurgom pri nabiranju izkušenj. Slabosti CAS pa so spremenljiva lega bolnika med operacijo, spremenljiva natančnost sledenja kirurških instrumentov ter sorazmerno visoka cena celotnega sistema.

Za učvrstitev s pedikularnimi vijaki se je zato uveljavilo predoperacijsko načrtovanje njihove velikosti in vstavitvene trajektorije (9) na podlagi 3D slik hrbtenice, običajno pridobljenih s slikovno tehniko računalniške tomografije (*angl.* *computed tomography*, CT), ki omogočajo kakovosten vpogled v anatomsko strukturo in obliko hrbtenice. V tej retrospektivni raziskavi predstavljamo primerjavo med ročnim in računalniško podprtim predoperacijskim načrtovanjem velikosti in vstavitvene trajektorije pedikularnih vijakov na podlagi CT slik deformacij prsne hrbtenice. Kvantitativno vrednotenje velikosti bo temeljilo na parametrih premera in dolžine vijaka, kvantitativno vrednotenje vstavitvene trajektorije pa na parametrih umestitve presečišča trajektorije vijaka z ravnino najmanjšega preseka pedikla ter kotov naklona vijaka v stranski in prečni ravnini. Naša osnovna raziskovalna hipoteza je, da med ročnim in računalniško podprtim predoperacijskim načrtovanjem velikosti in vstavitvene trajektorije pedikularnih vijakov ni statistično pomembnih razlik. Statistično pomembne razlike pa nastopijo kvečjemu pri primerjavi kotov naklona v stranski ravnini, v kateri so se zaradi sorazmerno širokega območja dopustnih vrednosti kotov naklona

tudi sicer že uveljavile različne tehnike vstavljanja pedikularnih vijakov.

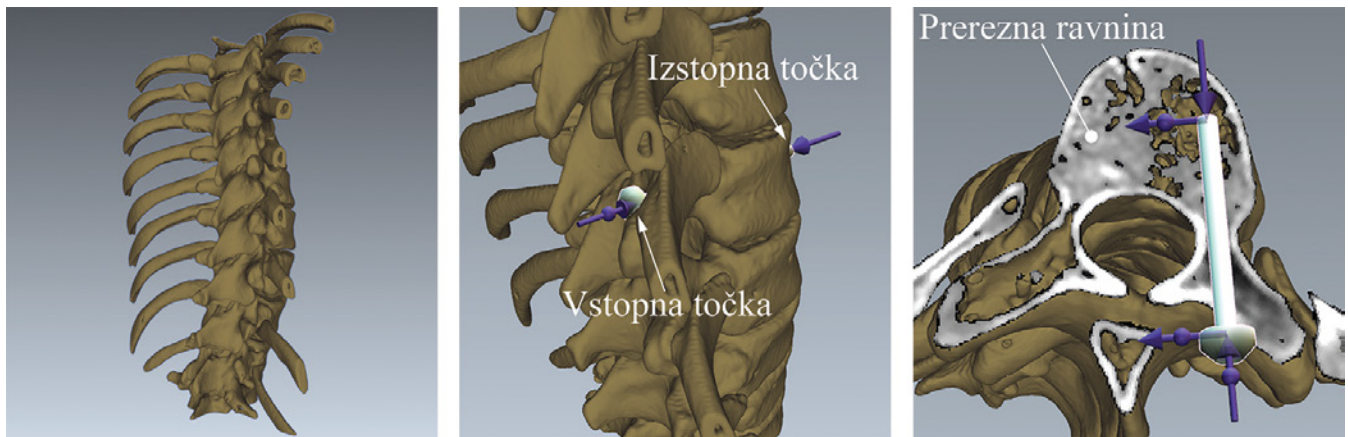
Metode

Bolniki

Raziskava je vključevala 17 bolnikov (12 moških in 5 žensk; povprečna starost 17,6 let; razpon starosti 12–34 let) z deformirano prsno hrbtenico (15 z adolescentno idiopatsko skoliozo; 2 s kongenitalno ali Scheuermannovo kifozo). Vsi bolniki so bili napoteni na operacijo korekcije in stabilizacije deformacije prsne hrbtenice v Ortopedski bolnišnici Valdoltra med letoma 2013 in 2016. Za potrebe načrtovanja kirurških posegov pa so bile pred operacijo zajete CT slike hrbtenice med vsaj prvim prsnim (T₁) in dvanajstim prsnim (T₁₂) vretencem (naprava General Electric LightSpeed VCT; velikost slikovnega elementa 0,25–0,38 mm; debelina slikovnega prereza 0,6 mm). Ker smo raziskavo opravili retrospektivno, niso bili bolniki zaradi same raziskave podvrženi nikakršnemu dodatnemu postopku ali obsevanju, poleg tega pa so bili zaupni podatki (npr. ime bolnika, oznaka bolnika itn.) odstranjeni iz slik, preden smo jih predali v nadaljnjo analizo.

Ročno načrtovanje velikosti in vstavitvene trajektorije pedikularnih vijakov

Ročno načrtovanje sta opravila dva izkušena kirurga (J.M. in R.J.C.), oba specialista ortopedske kirurgije in subspecialista kirurgije hrbtenice z večletnimi izkušnjami s kirurškim zdravljenjem torakolumbalne hrbtenice, ki sta vsak samostojno in neodvisno določila velikosti in vstavitvene trajektorije vseh obravnavanih pedikularnih vijakov na podlagi predoperacijskih CT-slik hrbtenice vseh bolnikov s pomočjo 3D prikazovanja



Slika 1: Ročno načrtovanje velikosti in trajektorije pedikularnih vijakov. (a) 3D trikotniški mrežni model hrbtenice, pridobljen z upragovljanjem CT-slike. (b) Določanje navidezne vstopne točke v pedikel in navidezne izstopne točke iz vretenčnega telesa. (c) Določanje končne trajektorije pedikularnega vijaka znotraj prerezne ravnine.

anatomije hrbtenice ter namenske programske opreme za predoperacijsko načrtovanje kirurških posegov in vodil. Ročno načrtovanje je potekalo v treh korakih, in sicer je bila v prvem koraku za vsakega obravnavanega bolnika najprej opravljena razgradnja hrbtenice iz pripadajoče CT-slike na podlagi enostavnega upragovljanja sivinskih vrednosti slike (razgradnja slike je postopek, ki sliko razdeli na osnovna področja oz. objekte). Površina tako razgrajenih objektov je bila nato povezana v 3D trikotniški mrežni model, kar je omogočilo enostavno prikazovanje hrbtenice v 3D (Slika 1a). Na podlagi tako pridobljenega 3D modela in CT-slike hrbtenice je bila v drugem koraku najprej opravljena identifikacija posameznega vretenca (T1–T12). Za vsako vretenca se je nato z umestitvijo 3D modela pedikularnega vijaka določila njegova navidezna vstopna točka v trenutno obravnavani pedikel in navidezna izstopna točka iz pripadajočega vretenčnega telesa (Slika 1b), ki sta predstavljali t. i. izhodiščno vstavitevno trajektorijo pedikularnega vijaka. Končna vstavitevna trajektorija pedikularnega vijaka (vstopna točka in naklonski kot) je bila določena v zadnjem, tretjem koraku, in sicer s premikanjem navidezne vstopne in izstopne točke pedikularnega vijaka

znotraj prerezne ravnine, definirane na podlagi izhodiščne vstavitvene trajektorije vijaka in normale trenutnega pogleda v 3D prostoru (Slika 1c). Končna velikost pedikularnega vijaka (premer in dolžina) pa je bila določena na podlagi temeljite analize anatomije obravnavanega pedikla in pripadajočega vretenčnega telesa. Pri ročnem načrtovanju sta kirurga stremela k temu, da so velikosti in vstavitvene trajektorije vijakov zagotavljale visoko stopnjo varnosti pri vstavitvi (tj. preprečitev preboja pedikla in vretenčnega telesa) ob čim večjih premerih in dolžinah vijakov. Slednje so bile v skladu z uporabo in razpoložljivostjo vijakov v klinični praksi, in sicer je bil premer vijaka določen v koraku po 0,5 mm, dolžina vijaka pa v koraku po 5 mm. V primeru, da anatomija pedikla ni dovoljevala varne vstavitve vijaka s premerom vsaj 3 mm (najmanjši razpoložljiv premer), se je ta vijak izločil iz končnega predoperacijskega načrta.

Računalniško podprto načrtovanje velikosti in vstavitvene trajektorije pedikularnih vijakov

Računalniško podprto načrtovanje je bilo opravljeno z metodo, predstavljeno v delu Knez in sod. (10), ki temelji na



Slika 2: Računalniško podprto načrtovanje velikosti in trajektorije pedikularnih vijakov. (a) 3D model vretenčnega telesa, ki predstavlja njegovo razgradnjo v CT-sliki. (b) 3D modela levega in desnega pedikla, ki predstavljata njuno razgradnjo v CT-sliki. (c) 3D modela vijakov skozi levi in desni pedikel.

postopkih za avtomatsko računalniško obdelavo in analizo slik. Metoda je bila ovrednotena na CT-slikah 11 bolnikov z deformacijami v prsnem predelu hrbtenice, pri katerih so bile pred operacijo ročno načrtovane velikosti in vstavitvene trajektorije 81 pedikularnih vijakov za namen izdelovati bolniku prilagojene medoperacijske vodilne šablone (7,11). V prvem koraku metoda avtomatsko razgradi hrbtenico v CT slikah na vretenčna telesa in pedikle, nato pa avtomatsko določi velikosti in vstavitvene trajektorije pedikularnih vijakov na podlagi modeliranja in z maksimiziranjem njihove pritrdilne moči. Avtomatska razgradnja hrbtenice v CT-slikah temelji na 3D geometrijskem modeliranju opazovanih vretenčnih struktur. Začetni 3D model vretenčnega telesa je predstavljen v obliki pokončnega valja z eliptično osnovno ploskvijo, njegov končni 3D model pa pridobimo z vpeljavo dodatnih parametrov oblike in z razgradnjo opazovanega vretenčnega telesa v CT sliki preko maksimiziranja skladnosti 3D modela s pripadajočo 3D anatomijo. Končni 3D model vretenčnega telesa (Slika 2a) tako določa 31 parametrov, od katerih jih šest predstavlja njegov položaj in orientacijo v 3D prostoru slike, trije predstavljajo

njegovo velikost v 3D, preostalih 22 pa specifične 3D anatomske deformacije vretenčnega telesa (tj. oblika vretenčnega telesa pri njegovemu sprednjemu delu ter pri levemu pediklu, desnemu pediklu in hrbtenu kanalu; konkavnost sten vretenčnega telesa pri njegovemu sprednjemu delu ter pri hrbtenu kanalu; konkavnost in prečni naklon krovnih plošč vretenčnega telesa; spremenljiva velikost in torzija vretenčnega telesa). Tako pridobljen 3D model vretenčnega telesa je osnova za začetni 3D model pedikla, ki je ravno tako predstavljen v obliki pokončnega valja z eliptično osnovno ploskvijo. Njegov končni 3D model pa ponovno pridobimo z vpeljavo dodatnih parametrov oblike in razgradnjo opazovanega pedikla v CT sliki. Končni 3D model pedikla (Slika 2b) tako določa 38 parametrov, od katerih jih 6 predstavlja njegov položaj in orientacijo v 3D prostoru slike ter 3 njegovo velikost v 3D, medtem ko preostalih 29 parametrov predstavlja specifične 3D anatomske deformacije pedikla (tj. konkavnost sten pedikla na njegovi zgornji, spodnji, levi in desni strani; oblika pedikla na njegovih zgornjih, spodnjih, levih in desnih končnih delih; deformacija prereza pedikla v obliki kapljice ter v obliki ledvi-

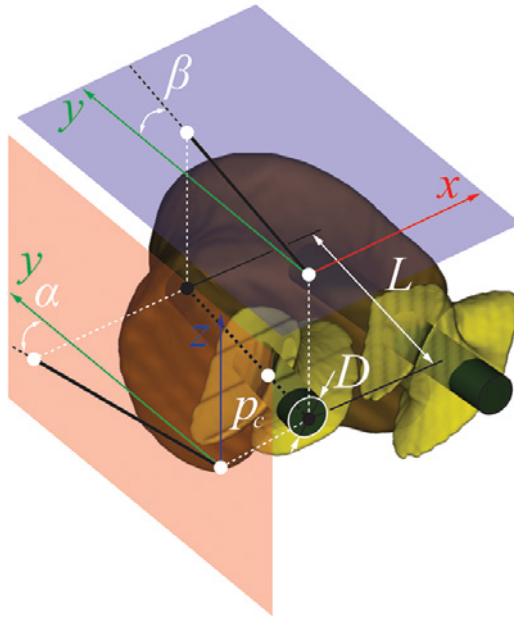
ce; torzija pedikla). Tako pridobljena 3D geometrijska modela vretenčnega telesa in pedikla sta osnova za modeliranje pripadajočega pedikularnega vijaka, ki ima obliko osnovnega valja, tj. pokončnega valja s krožno osnovno ploskvijo (Slika 2c). Velikost pedikularnega vijaka (premer in dolžina) namreč določajo geometrijske lastnosti pripadajoče anatomije, ki jo opisujeta ta dva 3D modela, in sicer je premer vijaka določen kot 70 % najožjega premera pedikla (12), dolžina vijaka pa kot 80 % velikosti vretenčnega telesa v njegovi anteroposteriorni smeri (2). Vstavitveno trajektorijo pedikularnega vijaka (vstopna točka in naklonski kot) pa po drugi strani določajo strukturne lastnosti pripadajoče anatomije preko maksimizacije pritrtilne moči vijaka, ki se izračuna kot vsota CT-slikovnih intenzitet znotraj načrtovanega območja vijaka. Pokazano je bilo, da tako CT-slikovne intenzitete kot tudi izvlečna sila vijaka korelirajo s pripadajočo kostno mineralno gostoto (*angl.* bone mineral density, BMD) (2,13). To pomeni, da je pritrtilna moč vijaka tesno povezana z njegovo izvlečno silo (14), ki predstavlja najpomembnejšo biomehansko lastnost za postopek vstavitve pedikularnih vijakov. Pri izračunu pritrtilne moči upoštevamo samo CT slikovne intenzitete znotraj sorazmerno majhne okolice površine 3D modela vijaka, ki dejansko predstavlja okolico njegovega navoja, poleg tega pa intenzitete še ustrezno utéžimo (ponderiramo) glede na oddaljenost od glavne osi pedikla. S tem zmanjšamo morebitni vpliv višjih intenzitet na površini 3D modela pedikla. Dodatno pritrtilno moč še normiramo z obravnavano prostornino ter tako izničimo vpliv spreminjanja velikosti pedikularnega vijaka. Pri določanju vstavitvene trajektorije vsakega pedikularnega vijaka se poleg strukturnih upoštevajo tudi geometrij-

ske lastnosti pripadajoče anatomije, in sicer mora biti vsak vijak vedno popolnoma vsebovan znotraj pripadajočih 3D modelov vretenčnega telesa in pedikla, presečiščna točka med vstavitveno trajektorijo vijaka in čelno simetrijsko ravnino vretenca pa mora biti vedno zunaj pripadajočega 3D modela vretenčnega telesa. Računalniško podprto načrtovanje torej avtomatsko poišče optimalno velikost in vstavitveno trajektorijo pedikularnega vijaka tako, da je pripadajoča pritrtilna moč vijaka čim večja glede na dano strukturo vretenca, pri čemer sta tako velikost kot vstavitvena trajektorija vijaka omejeni z anatomsko obliko pripadajočega vretenčnega telesa in opazovanega pedikla.

Statistična analiza

Statistična analiza pridobljenih rezultatov je omogočila primerjavo ročnega (načrtovanje prvega kirurga: R₁; načrtovanje drugega kirurga: R₂) in računalniško podprtega (načrtovanje z avtomatsko metodo: A) predoperacijskega načrtovanja velikosti in vstavitvene trajektorije pedikularnih vijakov. Za vsak pedikularni vijak smo tako primerjali njegovo velikost (premer D in dolžina L) in vstavitveno trajektorijo (presečiščna točka pedikla $p_c = [x_c, y_c, z_c]$, naklon v stranski ravnini α in naklon v prečni ravnini β) ter opazovali relativno spremembo v pripadajoči normalizirani pritrtilni moči F_n (Slika 3). Rezultate podajamo v obliki povprečnega absolutnega odklona (*angl.* mean absolute difference, MAD) in pripadajočega standardnega odklona (*angl.* standard deviation, SD). Statistično pomembne razlike med pristopi načrtovanja smo ugotavljali s Studentovim parnim t -testom (raven pomembnosti $p < 0,05$) na dejanskih vrednostih parametrov.

Slika 3: Parametri velikosti (premer D , dolžina L) in trajektorije (presečiščna točka pedikla pc , naklon v stranski ravnini α , naklon v prečni ravnini β) pedikularnega vijaka.



Rezultati

Pridobljene velikosti in vstavitvene trajektorije pedikularnih vijakov

Opisano ročno in računalniško podprto predoperacijsko načrtovanje velikosti in vstavitvene trajektorije pedikularnih vijakov smo izvedli na vseh 17 slikah bolnikov, pri katerih smo skupno določili parametre za 316 pedikularnih vijakov skozi 158 levih in 158 desnih pediklov, ki so pripadali skupno 164 vretenčnim telesom. Čas ročnega načrtovanja velikosti in vstavitvene trajektorije enega pedikularnega vijaka je v povprečju znašal 1,5 min (razpon 1–4 min), pri čemer je bila razgradnja hrbtenice opravljena že prej (tj. prvi od treh korakov metode ročnega načrtovanja). Po drugi strani pa je čas računalniško podprtega načrtovanja v povprečju znašal 2 min za razgradnjo opazovanega vretenčnega telesa (izvedena samo enkrat za dva obravnavana pedikla na istem vretenčnem telesu), 1,5 min za razgradnjo posameznega pedikla ter 0,3 min za načrtovanje velikosti in vstavitvene trajektorije enega pedikularnega vijaka, kot je bilo izmerjeno z izvajanjem na osebni

računalniku (Intel Core i7 pri 3,2 GHz z 32 GB delovnega spomina) ter s pospeševanjem na grafični procesni enoti (Nvidia GeForce GTX 769). Razgradnja vretenčnih struktur v sklopu računalniško podprtega načrtovanja je bila v vseh primerih uspešna z ocenjeno natančnostjo MAD (SD) samega modeliranja 0,39 mm (0,31 mm) za vretenčna telesa in 0,31 mm (0,25 mm) za pedikle (10). Za vsak parameter velikosti in vstavitvene trajektorije posameznega pedikularnega vijaka smo neodvisno pridobili tri vrednosti (ročno načrtovanje R1, ročno načrtovanje R2 in računalniško podprto načrtovanje A), ki so bile osnova za nadaljnjo primerjavo in statistično analizo. Rezultati so zbrani v Tabeli 1, medtem ko Slika 4 prikazuje primere pridobljenih načrtov za vstavitev pedikularnih vijakov.

Primerjava različnih ročnih načrtovanj

Primerjali smo pridobljene velikosti in vstavitvene trajektorije pedikularnih vijakov med ročnim načrtovanjem R1 in ročnim načrtovanjem R2. Kot je razvidno iz Tabele 1 ($|R1 - R2|$), so odstopanja MAD (SD) med R1 in R2 pri velikosti vijaka v povprečju 0,4 mm (0,4 mm) za premer D in 2,9 mm (3,0 mm) za dolžino L , pri vstavitveni trajektoriji vijaka v povprečju 1,7 mm (1,4 mm) za presečiščno točko pedikla pc , $3,8^\circ$ ($3,2^\circ$) za naklon v stranski ravnini α in $4,3^\circ$ ($3,3^\circ$) za naklon v prečni ravnini β , pri normalizirani pritrilni moči vijaka F_n pa v povprečju 11 % (14 %). Statistično pomembne razlike so bile ugotovljene pri načrtovanju velikosti ($p < 0,001$) in naklonov ($p < 0,05$) pedikularnih vijakov, kjer načrtovanje R1 v primerjavi z načrtovanjem R2 kaže na ožje ($p < 0,05$) ter daljše ($p < 0,05$) vijake z manjšo normalizirano pritrilno močjo ($p < 0,05$).

Tabela 1: Primerjava med ročnim (R1 in R2) ter računalniško podprtim (A) predoperacijskim načrtovanjem velikosti in vstavitvene trajektorije 316 pedikularnih vijakov v CT slikah prsne hrbtenice (vretenca T1 – T12) 17 bolnikov. Vrednosti so podane kot MAD (SD), kjer je MAD povprečni absolutni odklon, SD pa pripadajoči standardni odklon posameznih parametrov vijaka.

Vretence		T1	T2	T3	T4	T5	T6	T7	T8	T9	T10	T11	T12	Vse
Število vijakov		6	20	22	23	27	28	27	33	31	33	34	32	316
Velikost pedikularnega vijaka														
Premer D (mm)	R1 – R2	0,8 (0,5)	0,5 (0,5)	0,3 (0,3)	0,2 (0,2)	0,3 (0,4)	0,3 (0,4)	0,3 (0,3)	0,6 (0,5)	0,5 (0,4)	0,6 (0,5)	0,4 (0,4)	0,4 (0,4)	0,4 (0,4)
	R1 – A	1,0 (0,7)	0,6 (0,5)	0,3 (0,4)	0,4 (0,4)	0,3 (0,4)	0,4 (0,5)	0,3 (0,4)	0,6 (0,6)	0,4 (0,4)	0,7 (0,6)	0,8 (0,5)	0,6 (0,4)	0,5 (0,5)
	R2 – A	0,4 (0,4)	0,3 (0,3)	0,4 (0,3)	0,4 (0,3)	0,4 (0,3)	0,4 (0,3)	0,4 (0,4)	0,4 (0,3)	0,4 (0,3)	0,4 (0,3)	0,3 (0,3)	0,5 (0,4)	0,5 (0,4)
Dolžina L (mm)	R1 – R2	1,7 (2,6)	3,0 (3,0)	2,5 (2,6)	3,0 (2,9)	2,0 (3,2)	2,5 (2,5)	2,6 (3,2)	2,8 (2,8)	3,4 (3,3)	2,7 (2,5)	2,6 (3,3)	4,2 (3,4)	2,9 (3,0)
	R1 – A	2,3 (1,9)	3,2 (2,4)	3,7 (2,5)	4,1 (3,2)	2,7 (2,1)	3,4 (4,0)	4,3 (3,9)	4,1 (3,7)	4,5 (3,7)	3,8 (3,5)	3,5 (2,6)	6,7 (3,8)	4,0 (3,4)
	R2 – A	2,0 (1,8)	2,3 (1,5)	4,0 (4,4)	3,3 (3,2)	2,4 (1,5)	3,3 (3,1)	3,0 (2,3)	3,0 (4,0)	4,3 (4,1)	3,7 (3,4)	3,6 (3,0)	5,0 (3,3)	3,5 (3,3)
Vstavitvena trajektorija pedikularnega vijaka														
Presečiščna točka pc (mm)	R1 – R2	1,2 (0,9)	1,3 (1,0)	1,3 (0,7)	1,4 (0,9)	1,3 (1,0)	1,4 (1,0)	1,4 (1,4)	1,4 (1,1)	1,4 (1,2)	2,0 (1,6)	2,8 (2,2)	2,0 (1,2)	1,7 (1,4)
	R1 – A	2,0 (1,1)	1,3 (1,1)	1,5 (1,0)	1,3 (1,0)	1,1 (0,8)	1,2 (0,9)	1,2 (0,9)	1,5 (1,2)	1,4 (0,9)	1,6 (0,8)	2,3 (1,3)	2,1 (1,1)	1,6 (1,1)
	R2 – A	1,4 (1,2)	1,3 (1,1)	1,1 (0,7)	1,0 (0,6)	1,3 (1,0)	1,3 (0,7)	1,3 (0,7)	1,4 (0,9)	1,4 (0,9)	1,9 (1,5)	2,1 (1,2)	1,9 (1,4)	1,5 (1,1)
Naklon α (°) (stranska ravnina)	R1 – R2	5,3 (2,8)	3,6 (2,9)	3,1 (3,3)	3,9 (3,4)	4,1 (3,3)	3,7 (3,2)	4,3 (3,2)	3,5 (2,8)	3,3 (2,8)	3,7 (2,7)	5,0 (3,7)	3,7 (3,4)	3,8 (3,2)
	R1 – A	18,6 (7,4)	7,7 (6,8)	8,5 (4,0)	8,4 (5,6)	11,3 (6,0)	9,7 (5,9)	10,3 (5,8)	10,5 (4,5)	10,7 (5,7)	12,1 (5,4)	11,7 (6,6)	9,7 (5,9)	10,4 (5,9)
	R2 – A	17,1 (4,3)	7,6 (4,7)	8,6 (3,8)	8,0 (4,4)	10,1 (5,4)	10,1 (6,0)	10,8 (4,8)	10,3 (4,3)	10,2 (6,3)	12,0 (6,0)	13,5 (7,8)	8,9 (5,5)	10,6 (5,9)
Naklon β (°) (prečna ravnina)	R1 – R2	3,7 (2,4)	6,9 (3,4)	5,3 (4,2)	3,2 (2,8)	3,7 (2,8)	3,7 (2,9)	4,7 (3,5)	4,3 (3,0)	4,5 (2,8)	4,1 (3,1)	4,0 (3,3)	3,2 (3,0)	4,2 (3,3)
	R1 – A	2,9 (3,0)	7,9 (5,0)	5,6 (3,9)	4,2 (3,0)	4,9 (4,4)	5,3 (3,6)	5,8 (4,5)	5,9 (4,2)	6,1 (3,5)	6,4 (4,0)	5,6 (4,1)	6,2 (4,6)	5,8 (4,1)
	R2 – A	4,0 (3,1)	3,8 (2,9)	4,4 (4,6)	4,1 (2,6)	4,2 (3,1)	4,2 (2,8)	4,7 (3,6)	4,4 (3,0)	4,0 (2,6)	5,0 (3,8)	5,2 (4,3)	5,8 (5,1)	4,6 (3,6)
Načrtovanje pedikularnega vijaka														
Pritrdilna moč Fn (%)	R1 – R2	7 (5)	19 (25)	16 (22)	12 (19)	12 (12)	11 (16)	10 (8)	8 (6)	8 (7)	8 (10)	10 (6)	12 (16)	11 (14)
	R1 – A	11 (10)	26 (36)	12 (14)	18 (32)	13 (12)	14 (9)	15 (15)	18 (17)	17 (19)	18 (23)	15 (15)	15 (16)	16 (20)
	R2 – A	12 (9)	22 (44)	14 (21)	24 (30)	21 (19)	20 (23)	21 (16)	20 (19)	10 (16)	18 (21)	16 (12)	16 (15)	19 (22)

Primerjava ročnih in računalniško podprtega načrtovanja

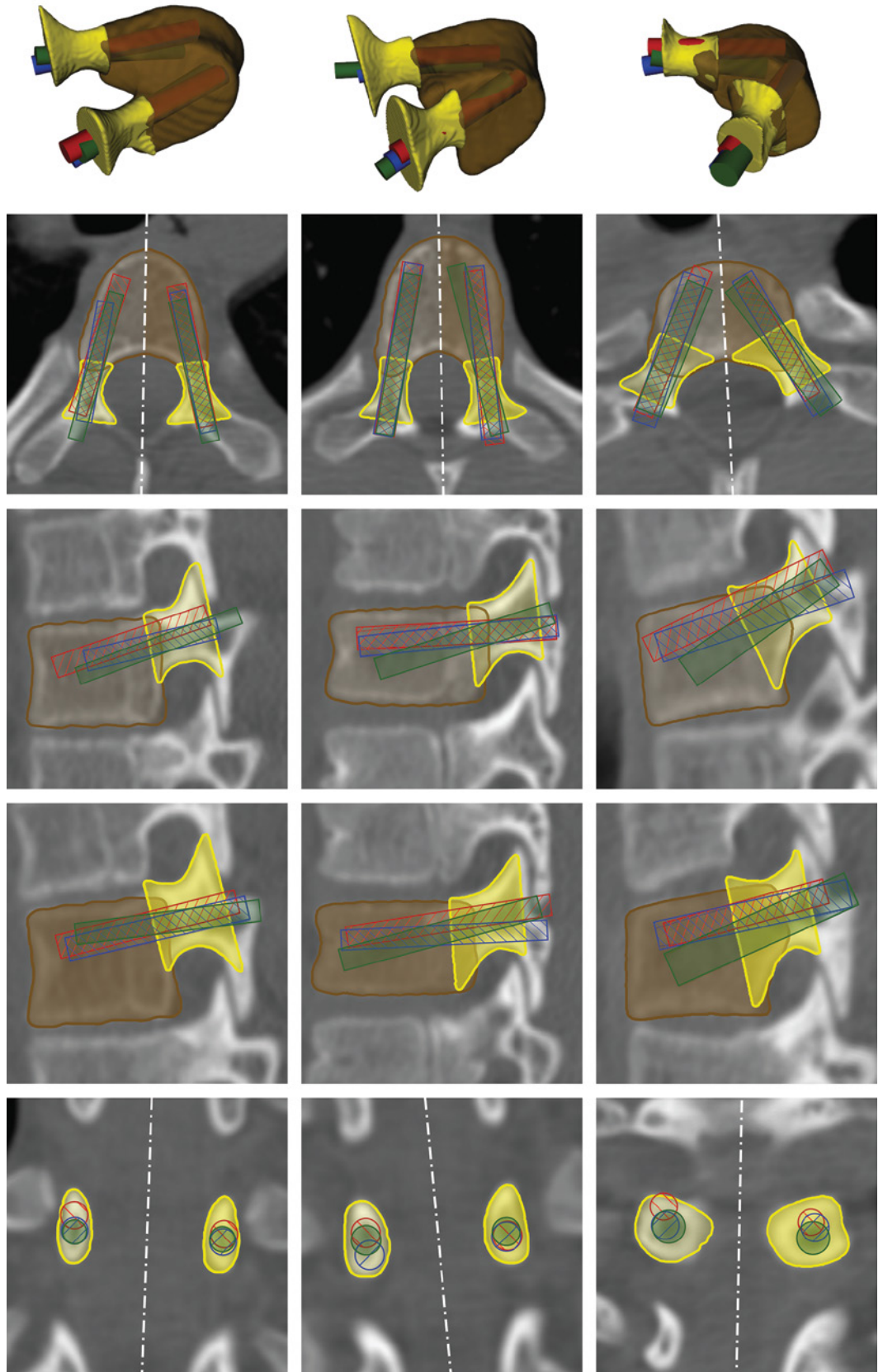
Primerjali smo pridobljene velikosti in vstavitvene trajektorije pedikularnih vijakov med ročnim načrtovanjem R₁ oz. ročnim načrtovanjem R₂ in računalniško podprtim načrtovanjem A. Kot je razvidno iz Tabele 1 ($|R_1 - A|$), so odstopanja MAD (SD) med R₁ in A pri velikosti vijaka v povprečju 0,5 mm (0,5 mm) za premer D in 4,0 mm (3,4 mm) za dolžino L , pri vstavitveni trajektoriji vijaka v povprečju 1,6 mm (1,1 mm) za presečiščno točko pedikla pc , 10,4° (5,9°) za naklon v stranski ravnini α in 5,8° (4,1°) za naklon v prečni ravnini β , pri normalizirani pritrtilni moči vijaka F_n pa v povprečju 16 % (20 %). Odstopanja med R₂ in A ($|R_2 - A|$) pa so pri velikosti vijaka v povprečju 0,4 mm (0,3 mm) za premer D in 3,5 mm (3,3 mm) za dolžino L , pri vstavitveni trajektoriji vijaka v povprečju 1,5 mm (1,1 mm) za presečiščno točko pedikla pc , 10,6° (5,9°) za naklon v stranski ravnini α in 4,6° (3,6°) za naklon v prečni ravnini β , pri normalizirani pritrtilni moči vijaka F_n pa v povprečju 19 % (22 %). Statistično pomembne razlike so bile ugotovljene pri načrtovanju velikosti ($p < 0,001$) in naklonov ($p < 0,05$) pedikularnih vijakov, pri čemer je načrtovanje A v primerjavi z načrtovanjem R₁ oz. R₂ predlagalo širše ($p < 0,05$) in daljše ($p < 0,001$) vijake z večjo normalizirano pritrtilno močjo ($p < 0,001$).

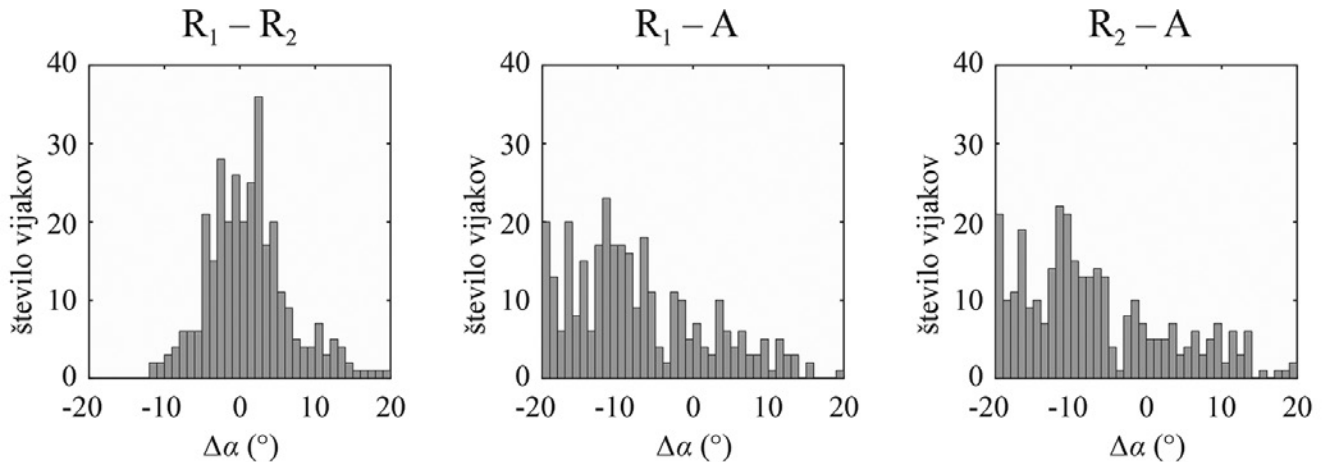
Razpravljanje

V tej raziskavi smo predstavili primerjavo med ročnim in računalniško podprtim predoperacijskim načrtovanjem velikosti in vstavitvene trajektorije pedikularnih vijakov. Čeprav sodobna programska oprema omogoča prikazovanje medicinskih slik v 3D ter navigacijo po 3D slikah in manipulacijo s 3D

modeli vijakov, je opisano ročno načrtovanje velikosti in vstavitvene trajektorije pedikularnih vijakov še vedno časovno sorazmerno zamudno opravilo. Poleg tega pri ročnem načrtovanju praktično ni mogoče upoštevati vseh parametrov, ki so pomembni za dejansko vstavitvev pedikularnih vijakov, kot je npr. njihova izvlečna sila oz. z njo povezana pritrtilna moč. Čeprav je ročno načrtovanje po hitrosti primerljivo z računalniško podprtim načrtovanjem, se slednje lahko opravi brez prisotnosti kirurga oz. drugega opazovalca, poleg tega pa omogoča tudi opravljanje morebitnih ročnih popravkov ali drugih dodatnih nastavitvev. Pomembna prednost računalniško podprtega načrtovanja pa je vsekakor njegova ponovljivost ter zanesljivost, saj temelji na optimizaciji za vstavitvev pedikularnih vijakov pomembnih parametrov, tj. iskanju največje razpoložljive pritrtilne moči vijaka za opazovano strukturo in obliko anatomije vretenčnega telesa in pedikla. Rezultati raziskave potrjujejo našo osnovno raziskovalno hipotezo, saj se je izkazalo, da med ročnim in računalniško podprtim predoperacijskim načrtovanjem velikosti in vstavitvene trajektorije pedikularnih vijakov ni statistično pomembnih razlik, razen po pričakovanju, pri vrednotenju naklona vijakov v stranski ravnini ter dodatno pri vrednotenju velikosti vijakov, pri čemer pa računalniško podprto načrtovanje ni predlagalo ožjih oz. krajših vijakov. V povezavi z rezultati je potrebno poudariti dejstvo, da sta se ročni načrtovanji izvedli izključno za namen te študije in ne za namen dejanskih operacij. Zaradi morebitne zmanjšane pozornosti spinalnih kirurgov med samim načrtovanjem bi lahko prišlo do odklona rezultatov. Za oceno takega odklona rezultatov pa lahko izhajamo iz kvantitativnega vrednotenja računalniško podprte metode, predstavljene v delu Knez in sod. (10), v

Slika 4: Primerjava med ročnim načrtovanjem R1 (z rdečo barvo), ročnim načrtovanjem R2 (z modro barvo) in računalniško podprtim načrtovanjem A (z zeleno barvo) velikosti in vstavitvene trajektorije pedikularnih vijakov za tri naključno izbrane bolnike: (a) bolnik 15 – vretence T4, (b) bolnik 8 – vretence T8 in (c) bolnik 10 – vretence T1. Od zgoraj navzdol je prikazan 3D pogled, pogled v prečnem CT-prerezu skozi oba pedikla, pogled v stranskem CT-prerezu skozi levi pedikel, pogled v stranskem CT-prerezu skozi desni pedikel ter pogled v čelnem CT-prerezu skozi oba pedikla.





Slika 5: Histogrami razlik načrtovanih naklonov pedikularnih vijakov v stranski ravnini ($\Delta\alpha$), in sicer (a) med ročnima načrtovanjema R1 in R2, (b) med ročnim načrtovanjem R1 in računalniško podprtim načrtovanjem A ter (c) med ročnim načrtovanjem R2 in računalniško podprtim načrtovanjem A.

kateri je bilo ročno načrtovanje izvedeno izključno za dejanske kirurške posege, popolnoma neodvisno opravljeno računalniško podprto načrtovanje pa je bilo skladno z ročnim. Ob upoštevanju dejstva, da je bilo v delu Knez in sod. (10) obravnavanih 81, v tej študiji pa 316 pedikularnih vijakov, ter da so kvantitativno ovrednotene razlike med ročnim in računalniško podprtim načrtovanjem v delu Knez in sod. (10) in tej študiji sorazmerno majhne, ocenjujemo, da je morebitni odklon rezultatov zaradi namena ročnega načrtovanja tudi sorazmerno majhen.

Odstopanja med ročnima načrtovanjema ($|R_1 - R_2|$), ki sta ju opravila izkušena spinalna kirurga, so bila v povprečju sorazmerno majhna (Tabela 1), pri čemer je načrtovanje R1 predlagalo ožje in daljše vijake z manjšo pripadajočo normalizirano pritrdilno močjo. Velikost načrtovanih vijakov in z njo povezana pritrdilna moč je v skladu z izsledki študij avtorjev Chapman in sod.¹⁵ ter Bianco in sod.,¹⁶ ki so poročali, da izvlečna sila vijaka narašča z njegovim premerom. Dolžina vijaka torej v primerjavi z njegovim premerom ne vpliva v veliki meri na njegovo izvlečno silo, kar dodatno potrjuje tudi ugotovitev študije

avtorjev Hirano in sod.,¹⁷ da okoli 60 % izvlečne sile vijaka izhaja iz njegovega sklopa s pediklom in ne iz sklopa z vretenčnim telesom.

Odstopanja med posameznim ročnim načrtovanjem ter računalniško podprtim načrtovanjem A ($|R_1 - A|$ oz.

$|R_2 - A|$) so po velikostnem razredu primerljiva (Tabela 1), kar je dejansko v skladu s prejšnjo ugotovitvijo, da so odstopanja med obema ročnima načrtovanjema sorazmerno majhna. Prav tako so povprečna odstopanja med obema ročnima in računalniško podprtim načrtovanjem ($|R_1 - A|$ in $|R_2 - A|$) v večini primerov sorazmerno majhna in primerljiva z odstopanji med ročnima načrtovanjema ($|R_1 - R_2|$), razen pri naklonih vijakov v stranski ravnini, v kateri je prišlo v povprečju do večjih odstopanj (Tabela 1 in Slika 4). V stranski ravnini namreč sama morfologija vretenca dopušča večji razpon naklona vijaka, zato sta se v klinični praksi uveljavili dve tehniki vstavitve pedikularnih vijakov v prsno hrbtenico. Pri t.i. anatomski tehniki (*angl.* anatomical technique) je vstavitvena trajektorija vijaka vzporedna z vzdolžno anatomsko osjo pedikla (18), medtem ko je pri t.i. tehniki "naravnost-naprej" (*angl.* straight-forward technique) vsta-

vitvena trajektorija vijaka vzporedna z zgornjo krovno ploščo vretenčnega telesa (19). Med obema vstavitvenima tehnikama pedikularnih vijakov pa lahko pride tudi do 25° razlike v naklonih vijakov v stranski ravnini (2). Povprečna odstopanja naklona vijakov v stranski ravnini med ročnima in računalniško podprtim načrtovanjem sta znotraj tega razpona (tj. 10,4° (5,9°) pri $|R_1 - A|$ ter 10,6° (5,9°) pri $|R_2 - A|$), analiza ne-absolutnih razlik naklonov v stranski ravnini (Slika 5) pa razkrije, da je bilo računalniško podprto načrtovanje v večini primerov bolj skladno z anatomsko tehniko, medtem ko je bilo ročno načrtovanje bolj skladno s t. i. tehniko "naravnost-naprej". Statistična analiza dobljenih rezultatov je tudi pokazala, da računalniško podprto načrtovanje pri večji pritrdilni moči ni predlagalo ožjih in krajših vijakov v primerjavi z ročnima načrtovanjema, kar je v skladu s prej omenjenimi izsledki, da dolžina vijaka v primerjavi z njegovim premerom ne vpliva v veliki meri na izvlečno silo (15,16,17).

Zaključek

Primerjava ročnega in računalniško podprtega načrtovanja velikosti in vstavitvene trajektorije pedikularnih vijakov je pokazala, da računalniško podprto na-

črtovanje ne predlaga manjših premerov in krajših dolžin vijakov kot ročno načrtovanje, kar je v skladu z definicijo pritrdilne moči vijaka. Razlike so se pokazale predvsem pri predlaganih naklonih vijakov v stranski ravnini, kar se odslkava v večji normalizirani pritrdilni moči vijakov, določenih z računalniško podprtim načrtovanjem, ki je bilo bolj skladno z anatomsko vstavitveno tehniko, medtem ko je bilo ročno načrtovanje bolj skladno z vstavitveno tehniko "naravnost-naprej". Poleg tega smo pokazali, da so odstopanja med ročnim in računalniško podprtim načrtovanjem primerljiva z odstopanji med obema ročnima načrtovanjema, kar z vidika uporabnosti predstavlja dodatno vrednost računalniško podprtega načrtovanja. Ker se računalniško podprto načrtovanje izvaja zanesljivo in ponovljivo ter brez prisotnosti kirurga oz. drugega opazovalca, bi uvedba takega načrtovanja v klinično prakso prispevala k natančnosti načrtovanja ter olajšala oz. v skrajnem primeru odpravila ročno načrtovanje velikosti in vstavitvene trajektorije pedikularnih vijakov, pri čemer bi bili, predvsem zaradi visoke naravne biološke variabilnosti človeške anatomije, morebitni ročni kontrolni popravki (npr. izbor velikosti vijaka iz nabora standardnih velikosti, izbor zelene vstavitvene tehnike) še vedno možni.

Literatura

1. Tian N F, Huang Q S, Zhou P, Zhou Y, Wu R K, Lou Y, et al. Pedicle screw insertion accuracy with different assisted methods: a systematic review and meta-analysis of comparative studies. *European Spine Journal*. 2010; 20(6): 846–59.
2. Lehman R A, Polly D W, Kuklo T R, Cunningham B, Kirk K L, Belmont P J. Straight-forward versus anatomic trajectory technique of thoracic pedicle screw fixation: a biomechanical analysis. *Spine*. 2003; 28(18): 2058–65.
3. Lee C S, Park S A, Hwang C J, Kim D J, Lee W J, Kim Y T, et al. A novel method of screw placement for extremely small thoracic pedicles in scoliosis. *Spine*. 2011; 36(16): 1112–6.
4. Cho S K, Skovrlj B, Lu Y, Caridi J M, Lenke L G. The effect of increasing pedicle screw size on thoracic spinal canal dimensions: an anatomic study. *Spine*. 2014; 39(20): 1195–200.
5. Rečnik G, Milčič M, Fokter S K, Mirnik N, Moličnik A, Vo grin M. Zgodnje prednosti manj invazivne transforaminalne zatrditve ledvene hrbtenice v primerjavi s klasično odprto metodo. *Zdrav Vestn*. 2015; 84(6): 358–65.
6. Koktekir E, Ceylan D, Tatarli N, Karabagli H, Reçber F, Akdemir G. Accuracy of fluoroscopically-assisted pedicle screw placement: analysis of 1,218 screws in 198 patients. *The Spine Journal*. 2014; 14(8): 1702–8.

7. Merc M, Drstvenšek I, Vogrin M, Brajljeh T, Rečnik G. Use of rapid prototyping drill guide template for pedicle screw placement. *Zdravniški vestnik*. 2013; 82(6): 395–401.
8. Kleck C J, Cullimore I, LaFleur M, Lindley E, Rentschler M E, Burger E L, et al. A new 3-dimensional method for measuring precision in surgical navigation and methods to optimize navigation accuracy. *European Spine Journal*. 2015; 25(6): 1764–74.
9. Gstoettner M, Lechner R, Glodny B, Thaler M, Bach C M. Inter- and intraobserver reliability assessment of computed tomographic 3D measurement of pedicles in scoliosis and size matching with pedicle screws. *European Spine Journal*. 2011; 20(10): 1771–9.
10. Knez D, Likar B, Pernuš F, Vrtovec T. Computer-assisted screw size and insertion trajectory planning for pedicle screw placement surgery. *IEEE Transactions on Medical Imaging*. 2016; 35(6): 1420–30.
11. Tominc U, Vesel M, Al Mawed S, Dobravec M, Jug M, Herman S, et al. Personalized guiding templates for pedicle screw placement. In: 37th International Convention on Information and Communication Technology, Electronics and Microelectronics (MIPRO): Proceedings; 26–30 May 2014; Opatija, Croatia. Rijeka: Croatian Society for Information and Communication Technology, Electronics and Microelectronics – MIPRO; 2014. p. 249–251.
12. Lee J, Kim S, Kim Y S, Chung W K. Optimal surgical planning guidance for lumbar spinal fusion considering operational safety and vertebra-screw interface strength: optimal surgical planning guidance for lumbar spinal fusion. *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*. 2012; 8(3): 261–72.
13. Schreiber JJ. Hounsfield units for assessing bone mineral density and strength: a tool for osteoporosis management. *The Journal of Bone and Joint Surgery (American)*. 2011; 93(11): 1057–63.
14. Linte C A, Augustine K E, Camp J J, Robb R A, Holmes III D R. Toward virtual modeling and templating for enhanced spine surgery planning. In: S. Li in J. Yao, eds. *Spinal Imaging and Image Analysis*. Springer; 2015. p. 441–467.
15. Chapman J R, Harrington R M, Lee K M, Anderson P A, Tencer A F, Kowalski D. Factors affecting the pullout strength of cancellous bone screws. *Journal of Biomechanical Engineering*. 1996; 118(3): 391–8.
16. Bianco RJ, Arnoux PJ, Wagnac E, Mac-Thiong J M, Aubin CÉ. Minimizing pedicle screw pullout risks: a detailed biomechanical analysis of screw design and placement. *Clin Spine Surg*. In press 2016.
17. Hirano T, Hasegawa K, Takahashi H E, Uchiyama S, Hara T, Washio T, et al. Structural characteristics of the pedicle and its role in screw stability. *Spine*. 1997; 22(21): 2504–9.
18. Weinstein J N, Rydevik B L, Rauschnig W. Anatomic and technical considerations of pedicle screw fixation. *Clinical Orthopaedics and related research*. 1992; (284): 34–46.
19. Roy-Camille R, Saillant G, Mazel C. Internal fixation of the lumbar spine with pedicle screw plating. *Clinical Orthopaedics & Related Research*. 1986; (203): 7–17.