

PRIHODNOST REHABILITACIJE LJUDI PO AMPUTACIJI UDA TER PROTETIKE IN ORTOTIKE

THE FUTURE OF AMPUTEE REHABILITATION, PROSTHETICS AND ORTHOTICS

Izr. prof. dr. Helena Burger, dr. med.
Inštitut Republike Slovenije za rehabilitacijo, Ljubljana

Povzetek

V prispevku je na kratko predstavljeno trenutno stanje na področju protetike, ortotike in rehabilitacije ljudi po amputaciji ter poglobitve pomanjkljivosti. Te so osnova za razpredanje misli o možnostih razvoja v prihodnosti. Posebej so prikazani razvoj na področju rehabilitacije oseb po amputaciji zgornjega uda, spodnjega uda, ortotike in dostopnost do novosti.

Ključne besede:

protetika, ortotika, rehabilitacija, amputacije

Summary

The article shortly presents the current state in the field of prosthetics, orthotics and rehabilitation of people after amputation as well as its main limitations. The latter serve as the basis for further thoughts about its development in the future. The article discusses separately the development of rehabilitation of people after upper and lower limb amputation, orthotics and accessibility of novelties.

Key words:

prosthetics, orthotics, rehabilitation, amputation

UVOD

Napredek rehabilitacije ljudi po amputaciji uda ter protetike in ortotike je bil do sedaj večinoma povezan z vojnami, po katerih je ostalo veliko ljudi, ki so potrebovali sodobne pripomočke. Države so, da bi si zmanjšale občutek slabe vesti, podpirale njihov razvoj. Eden od hitrih vzponov tako poteka v ZDA, v zadnjih letih tudi zaradi veteranov iz iraške vojne.

Na področju rehabilitacije ljudi po amputaciji uda ter protetike in ortotike je do sedaj opazen globok prepad med razvojem na eni ter potrebami na drugi strani. Razvoj večinoma poteka v najbolj razvitih državah in je usmerjen v razvijanje novih, zelo dragih sestavnih delov, od katerih imajo koristi predvsem mlade in aktivne osebe. Po drugi strani pa je večina mladih in aktivnih, ki imajo največjo korist od novih sestavnih delov v manj razvitih državah, kjer si dragih delov ne morejo privoščiti. Zelo malo pa so se do sedaj ukvarjali z razvojem sestavnih delov protez in ortoz za starejše ali z razvojem funkcionalnih, vendar poceni sestavnih delov, ki bi lahko bili dostopni vsem, ki jih potrebujejo.

Pogled na prihodnost bo prikazan na podlagi glavnih pomanjkljivosti sedanjih možnosti. Ker pa je področje široko, bo prikazano po posameznih delih.

REHABILITACIJA OSEB PO AMPUTACIJI ZGORNJEGA UDA

Rehabilitacija oseb po amputaciji zgornjega uda je v zadnjih letih usmerjena v dve smeri. Prvo smer predstavlja replantacija amputiranega uda (1), kadar je to možno, ter presaditev uda kadavra. Prva pogosto ni možna, pri drugi pa se porajajo tudi etični vidiki, kajti ne gre za življenjsko nujno operacijo (2). Po obeh sledi dolgotrajna rehabilitacija, konča funkcija re- ali transplantirane roke pa je vprašljiva.

Druga smer je usmerjena reinervacija mišic (target muscle reinnervation) (3, 4), oz. druge metode možnega upravljanja sestavnih delov protez, ter razvoj novih sestavnih delov, ki naj bi odpravili pomanjkljivosti sedanjih. Glavne pomanjkljivosti sedanjih sestavnih delov so omejena gibljivost, nezmožnost upravljanja več sestavnih delov

hkrati, vzdržljivost, teža, predvsem pa današnje proteze uporabniku ne dajo nobenih povratnih informacij oziroma občutkov (5). Poskrbeti bo potrebno tudi za ustrezen videz in suspenzijo.

Gibljivost in upravljanje

Inženirji so že v osemdesetih letih razvili protezo za roko, ki je imela gibljivih vseh pet prstov (6), od leta 2007 pa je taka roka tudi serijsko dostopna (7). Glavne težave sestavnih delov, ki imajo več stopinj prostosti gibanja, so teža, velikost in način upravljanja. Težo in velikost bi lahko zmanjšali z uporabo nano in druge napredne tehnologije, najprej pa bi bilo treba poiskati možnosti za upravljanje več gibov hkrati. Kljub intenzivnemu iskanju rešitev za upravljanje funkcionalno mehanskih rok z več stopinjami prostosti, rešitve zaenkrat niso našli. Danes je večina znanstvenikov usmerjena v iskanje rešitev za upravljanje električnih sestavnih delov.

Velik napredek pri upravljanju predstavlja usmerjena reinervacija mišic (3, 4), ki da več zajemnih mest za elektrode, to pa omogoča aktivno in simultano upravljanje z več deli/gibi. Pri visokih amputacijah pa tudi to vedno ne zadostuje (4). Razvoj bi lahko potekal v smeri iskanja možnosti upravljanja sestavnih delov neposredno s signali iz možganov, v začetku predvsem iz primarne motorične skorje, kasneje pa z zajemanjem celotnih motoričnih vzorcev, ki bi ustrezno premikali sestavne dele protez. Le tako bo miselni napor pri upravljanju zanemarljivo majhen, saj bo upravljanje potekalo na enak način kot upravljamo našo roko.

Delno je lahko gibljivost v proksimalnih sklepih zmanjšana zaradi oblike ležišča, ki gibe v komolcu ali ramenu omeji. Zato diplomirani inženirji protetike in ortotike že razvijajo nove oblike ležišč, ki naj bi manj omejila gibljivost v proksimalnih sklepih.

Vzdržljivost

Električne sestavne dele je potrebno bolje vzdrževati in dolgo časa niso bili primerni za uporabo v prahu, umazaniji in vodi. Zadnji dve leti imamo že na voljo sestavne dele, ki so zaščiteni pred umazanijo in so vodoodporni. Nove tehnologije bodo omogočile tudi večjo moč ter manj potrebnega vzdrževanja.

Li-onske baterije so bolj vzdržljive kot nikelj-kadmijeve, vendar pa bodo težave z energijo rešene, ko bomo kot vir energije lahko uporabljali sončno energijo in veter. V estetskih rokavicah oziroma v povrhnjem sloju proteze bi lahko bile fotocelice, ki bi absorbirale sončno energijo ter jo skladiščile v posebnih baterijah.

Teža in velikost

Težave s težo in velikostjo lahko vsaj delno reši uporaba nano-tehnologije.

Zaznavanje

Povrnitev zaznavnih sposobnosti človeške roke je druga največja težava, s katero se srečujemo v protetiki. Razvili so različne senzorje in merilne sisteme, ki zaznavajo številne fizikalne in tudi kemične lastnosti, vendar je poglobljena težava v tem, kako te informacije na razumljiv oziroma naraven način posredovati uporabniku.

Najbolj naraven način bi bil, če bi poiskali možnost sporočanja informacij naravnost v ustrezna področja primarne senzorične skorje možganov. Informacije o položaju, temperaturi, pritisku bi zbrali različni senzorji v sklepih in na površini končnega nastavka proteze.

Videz

Videz je v Evropi zelo pomemben (8, 9), vedno bolj pomemben pa postaja tudi v drugih delih sveta.

Pri nas smo že razvili možnost izdelave roke za delno amputacijo dlani, ki je zrcalna kopija druge roke (10, 11). Potrebno bi bilo poiskati še način izdelave estetske rokavice, ki bi bila lahko kopija druge roke in bi se prilegala na različne serijsko dostopne roke. Še vedno pa ni zadovoljivo rešeno spreminjanje barve povrhnjega sloja ter vzdržljivost rokavic.

Estetske rokavice oziroma povrhnji del protez naj bi bil iz materialov, ki naj bi bili vzdržljivi, imeli naj bi možnost fine obdelave, tako da bi prikazali vse značilnosti kože, kot so prstni odtisi, pore, kožne gube, žile ter dlake, hkrati pa naj bi bili neprepustni za vodo in umazanijo. Vrhnji sloj naj bi odbijal vse tekočine, prah in barvila. Vsebovale naj bi barvila, ki bi s temperaturo spreminjala barvo. Razvijali bodo sistem, ki bo zaznaval barvo kože na ne amputirani strani ter bo osnova za barvo barvila v estetski rokavici oziroma vrhnjem sloju proteze.

Suspenzija

Za osebe po transradialni ali nižji amputaciji obstajajo ležišča, ki so takih oblik, da osebe ne potrebujejo dodatne suspenzije, vendar zato nekoliko zmanjšajo gibljivost v komolcu. Ena možnih rešitev je osteointegracija, ki zahteva dodatni operaciji, iz krna pa štrli kovinski del, ki ga ne moremo odstraniti, ko smo brez proteze. Idealno bi bilo, da bi razvili materiale, ki bi se krnu prilegali zaradi posebnih kemičnih vezi, se oblikovali po obliki krna in na ta način

povsem enakomerno prenašali obremenitve. Taka ležišča naj ne bi segala preko proksimalnega sklepa in naj ne bi omejevala gibljivosti.

Rehabilitacija oseb po amputaciji zgornjega uda

Ko bodo na voljo vse zgoraj omenjene rešitve, bo rehabilitacija oseb po amputaciji zgornjega uda kratkotrajna in učinkovita. Protezne dele bomo namreč lahko upravljali na enak način kot roko, s signali iz možganske skorje, hkrati pa bomo dobivali tudi povratne informacije o položaju in predmetih, s katerimi bomo delali. Večina ljudi bo lahko ponovno opravljala delo, ki so ga opravljali pred amputacijo.

REHABILITACIJA OSEB PO AMPUTACIJI SPODNJEGA UDA

Čeprav sta glavni funkciji naših nog stoja in hoja, pa nam omogočata tudi številne druge položaje (klečanje, počep), spreminjanje položajev (vstajanje) ter druge načine gibanja (tek, skakanje). Funkcij, ki jih je potrebno povrniti, je manj in danes smo jih uspeli povrniti že veliko več kot v protetiki zgornjega uda. To dokazujeta tudi svetovna rekorda pri teku na 100 m, ki je s podkolensko protezo 11,08 sekunde, z nadkolensko pa 12,14 sekunde.

Poglavitne težave, s katerimi se srečujemo v protetiki po amputaciji spodnjega uda, so oblike ležišča in ustrezen prenos sil na krn, nadzor kolena in kolka pri osebah po višjih amputacijah spodnjega uda, težave pri vstajanju ter učenje zahtevnejših načinov premikanja, kot so tek in skoki, v rehabilitaciji pa še starost bolnikov in številne spremljajoče bolezni, ki dodatno otežijo rehabilitacijo.

Oblike ležišča in prenos sil

Sile, s katerimi se srečujemo v protetiki spodnjega uda, so veliko večje kot sile v protetiki zgornjega uda. Prvi pogoj za uspešen prenos je primerna oblika ležišča, to pa lahko pogosto delno omeji gibljivost v proksimalnem sklepu. Napredek predstavljata M.A.S. ležišče za osebe po transfemoralni amputaciji (12) ter osteointegracija (13-15). Slednja ima enake pomanjkljivosti kot pri zgornjem udu. Obstajajo tudi že adapterji, ki delno blažijo sile v nekaterih fazah opore, vendar je njihovo blaženje neodvisno od hitrosti hoje.

V bližnji prihodnosti bo razvoj verjetno usmerjen v razvijanje novih oblik ležišč ter adapterjev za blaženje sil, ki se bodo prilagajali nastalim silam. Sledil bo razvoj materialov, ki naj bi ležišče pritrdili na krn s pomočjo kemičnih vezi ter se prilagajali spremembam oblike mišic, do katerih prihaja s krčenjem.

Nadzor proteznih sklepov

Danes uporabniki protezo nadzorujejo z mišicami preostalega telesa. Deloma jim lahko pomagajo hidravlični in pnevmatični mehanizmi, ki pa dovoljujejo le minimalne spremembe v hitrosti hoje. Večje spremembe v hitrosti hoje dovoljujejo računalniška kolena, ki glede na hitrost hoje uravnavajo odprtost hidravličnih odprtin (valvul) (16, 17).

Razvili bodo sklepe (gleženj, kolena in kolk) s povratnimi zankami, ki bodo na podlagi gibanja, zaznanega s senzorji, sproti ugotavljali fazo in značilnosti hoje ter posredovali električnim motorjem ustrezno informacijo, na podlagi katere bodo motorji povečali ali zmanjšali kot in/ali moč zavore v posameznem sklepu.

Sklepi in sestavni deli bodo postali tudi bolj prilagodljivi različnim aktivnostim in različni intenzivnosti pri teh aktivnostih, tako da uporabniki ne bodo več potrebovali vrste različnih protez (za vsakodnevno življenje, za tek na dolge proge, za sprint, smučanje, kolesarjenje ...).

Težave pri vstajanju

Osebe po transfemoralni ali višji amputaciji spodnjega uda vstajajo z eno nogo. Proteza je le pasivni pripomoček, ki jo obremenijo, ko varno in stabilno stojijo (18, 19). Starejši, pa tudi mnogi mlajši, zato težko vstanejo, še zlasti z nizkega sedeža. Zanje bodo razvili koleno in kolk, ki jim bosta pomagala pri spremembah položaja, predvsem pri vstajanju s sedečega položaja.

Učenje naprednih tehnik in programi rehabilitacije

Čeprav trdimo, da je poglavitni cilj rehabilitacije, da ljudi po amputaciji spodnjega uda usposobimo do funkcijskega stanja, kakršno je bilo pred amputacijo, nam to velikokrat ne uspe, oziroma zaradi časovnih omejitev rehabilitacijo končamo prej. Učenje naprednih tehnik, kot so tek, skoki, športne aktivnosti, ni reden sestavni del večine programov rehabilitacije ljudi po amputaciji spodnjega uda.

Vse preveč časa tudi pogosto preteče med amputacijo in začetkom celostne rehabilitacijske obravnave. V prihodnosti naj bi bili vsi ljudje po amputaciji spodnjega uda s kirurgije direktno premeščeni na rehabilitacijo, katere obvezen sestavni del naj bi bila tudi vadba naprednih tehnik in športnih aktivnosti. Tako bomo lahko skrajšali čas neaktivnosti in vseh njenih posledic.

Kirurgi bi morali spoznati, da amputacija ni konec poti, ampak začetek nove. Kakšna bo ta nova pot, pa je v zelo veliki meri odvisno od njih. Sodobne kirurške tehnike, ki so

uveljavljene le ponekod (20), bi se morale uveljaviti povsod po svetu.

ORTOTIKA

Razvoj ortotike večinoma sledi razvoju protetike. Ideje, uresničene v protetiki, začnemo postopoma prenašati in preizkušati tudi v ortotiki. V naslednjih petih do desetih letih bo ta prenos hitrejši, oziroma bo potekal bolj vzporedno.

V zadnjih letih so največji napredek prinesli sklepi za ortoze, ki jih lahko uporabljamo s termoplastičnimi materiali, sklepi, ki jim senzori sporočajo informacije o obremenitvi ali o kotu v gležnju, na podlagi katerih je sklep gibljiv ali negibljiv, ter sklepi z vzmetmi, ki pomagajo oslabelem mišicam (21-24). Glavni težavi teh sklepov sta velikost in teža, posledično pa tudi videz ortoze.

Okvara osrednjega živčevja

Pri okvari možganov bo verjetno razvoj potekal v smeri razvijanja (implantabilnih) sistemov večkanalne funkcionalne električne stimulacije. Izpopolnjene lutke za virtualno učenje nam bodo omogočile učenje spretnosti natančne transkutane implantacije mikro- ali nano-elektrod in senzorjev. Ko bodo elektrode in senzori na pravem mestu, bodo sprostiti sidra, ki bodo preprečila njihovo premikanje.

Pri okvarah hrbtenjače pa bomo iskali možnosti zajemanja motoričnih vzorcev proksimalno ter posredovanja prenosa distalno. Nano senzori, ki bodo na površini telesa, bodo v obratni smeri sporočali informacije o položaju, kotih, mišičnem tonusu.

Okvare perifernih živcev, mišic ter okvare skeleta

Pri okvarah perifernih živcev, mišic in okvarah skeleta (slabo ali zapoznelo zaraščanje zloma, ne zrasli zlomi ter hude degenerativne spremembe, ki potrebujejo razbremenitev) bodo ortoze izdelane iz materialov, ki bodo hkrati trdni in lahki ter se bodo z lahkoto obdelovali in prilagajali potrebam, bili naj bi tudi prijetni za nošenje (naj ne bi povzročali potenja, alergičnih reakcij, bili naj bi propustni). V sklepih naj bi bili nano motorji, ki naj bi izvedli gibe namesto deinerviranih ali bolezensko spremenjenih mišic, upravljali pa bi jih lahko s signali iz primarne motorične skorje ali z motoričnimi vzorci. Ortoze iz novih materialov in z novimi sklepi bodo hkrati tudi modni dodatek.

Ortoze za hrbtenico

Razvoj ortoz za hrbtenico bo verjetno šel v več smeri, odvisno od funkcije ortoze. Za korekcijo bodo vsekakor

poskusili z implantabilno električno stimulacijo, ki je opisana v podpoglavju o okvarah osrednjega živčevja.

Pri ortozah za imobilizacijo pa bodo uporabljali materiale, opisane v poglavju o okvarah perifernih živcev, mišic in skeleta. Postale naj bi skoraj nevidne ali pa bodo videti kot obleka.

DOSTOPNOST DO NOVOSTI

Raziskovalci na področju protetike in ortotike in proizvajalci naj bi spoznali, da morajo razvijati novosti, ki naj bi bile dostopne vsem, ki jih potrebujejo. Ljudje v manj razvitih državah imajo tudi pravico do dobrih funkcionalnih pripomočkov. Raziskovalci naj bi iskali cenejše rešitve ter se usmerili v razvoj izdelkov, primernih in dostopnih za vse, proizvajalci pa naj bi jih proizvajali po dostopnih cenah.

IZDELOVANJE

Z računalniki podprto oblikovanje in izdelava (CAD-CAM) (25-27) bo v celoti izpodrinilo mavčenje in delo s snovmi, ki vsebujejo škodljive snovi. Uporabljati bomo začeli tudi nekatere druge, v industriji že uporabljane metode (laser sintering) (10, 11, 28), ki bodo še dodatno zmanjšale stike s škodljivimi snovmi. Izdelovanje, pa tudi predpisovanje, ne bo več temeljilo le na izkušnjah posameznika, pač pa bomo imeli z dokazi podprte smernice (29).

SKLEP

Na področju protetike, ortotike in rehabilitacije ljudi po amputaciji lahko v prihodnosti pričakujemo veliko sprememb in novosti, ki bodo boljše od obstoječih možnosti povrnile okvarjene funkcije. S tem bodo pomembno pripomogle k izboljšanju funkcioniranja in kakovosti življenja ljudi, ki te pripomočke potrebujejo. Da pa bi lahko moje sanje uresničili, bo potrebno tesno sodelovanje med različnimi strokovnjaki.

Literatura

1. Hegazi MM. Hand and distal forearm replantation – immediate and long-term follow up. *Hand Surg* 2000; 5: 119-24.
2. Kvernmo HD, Gorantla VS, Gonzalez RN, Breidenbach WC 3rd.. Hand transplantation. A future clinical option? *Acta Orthop* 2005; 76(1): 14-27.
3. Kuiken TA, Dumanian GA, Lipschutz RD, Miller LA, Stubblefield KA. The use of target muscle reinnervation for improved myoelectric prosthesis control in a bilateral shoulder disarticulation amputee. *Prosthet Orthot Int* 2004; 28: 245-53.

4. Miller LA, Lipschutz RD, Stubblefield KA, Lock BA, Huang H, Williams W, Weir RF, Kuikne TA. Control of a six degree of freedom prosthetic arm after target muscle reinnervation surgery. *Arch Phys Med Rehabil* 2008; 89: 2057-65.
5. Biddiss EA, Chau TT. Upper limb prosthesis use and abandonment: A survey of the last 25 years. *Prosthet Orthot Int* 2007; 31: 236-57.
6. Lozac H Y, Drouin G, Vinet R, Chagnon M, Pelletier M. Specifications for a new multifunctional hand prosthesis. In: proceedings of the 9th Annual RESNA conference 1986: June; Mineapolis: RESNA Press, 1986: 117-9.
7. <http://www.touchbionics.com/professionals.php?section=5>
8. LeBlanc M. Use of prosthetic prehensors. *Prosthet Orthot Int* 1988; 12: 152-4.
9. Burger H, Marinček Č. Upper limb prosthetic use in Slovenia. *Prosthet Orthot Int* 1994; 18: 25-33.
10. Maver T, Marinček Č, Burger H. The use of digitalising of a hand and face in the manufacture of prostheses and epitheses. In: Boone D, ed. 11th World Congress of the International Society for Prosthetics and Orthotics, Hong Kong, 1-6 August, 2004. *Innovations for quality living : Proceedings of the 11th World Congress of the International Society for Prosthetics and Orthotics*. Hong Kong: Hong Kong National Society of the International Society for Prosthetics and Orthotics, 2004: 402.
11. Maver T, Burger H, Gazvoda S, Weingartner J, Žužek A. Use of digitalisation and rapid prototyping technology in designing and producing silicone partial finger or hand prostheses. In: Kullmann L, Burger H, eds. *Proceedings of the 9th Congress of European Federation for Research in Rehabilitation, Budapest, Hungary, 26-29 August 2007*, (International journal of rehabilitation research, Vol. 30, Suppl. 1). London: Lippincott Williams & Wilkins, 2007: 56-57.
12. http://www.uk-ortho.co.kr/user/deco/pds_file/17 /2IntroMASslides_narrative.pdf
13. Hagberg K, Häggström E, Uden M, Brånemark R. Socket versus bone-anchored trans-femoral prostheses: Hip range of motion and sitting comfort. *Prosthet Orthot Int* 2005; 29: 153-63.
14. Hagberg K, Brånemark R, Gunterberg B, Rydevik B. Osseointegrated trans-femoral amputation prostheses: Prospective results of general and condition-specific quality of life in 18 patients at 2-year follow-up. *Prosthet Orthot Int* 2008; 32: 29-41.
15. Frossard L, Stevenson N, Smeathers J, Häggström E, Hagberg K, Sullivan J, Ewins D, Gow DL, Gray S, Brånemark R. Monitoring of the load regime applied on the osseointegrated fixation of a trans-femoral amputee: a tool for evidence-based practice. *Prosthet Orthot Int* 2008; 32: 68-78.
16. Chin T, Maeda Y, Sawamura S, Oyabu H, Nagakura Y, Takase I, Maschida K. Successful prosthetic fitting of elderly trans-femoral amputees with intelligent prosthesis (IP): a clinical pilot study. *Prosthet Orthot Int* 2007; 31: 271-6.
17. Seymour R, Engbretson B, Kott K, Ordway N, Brooks G, Crannell J, Hickernell E, Wheeler K. Comparison between the C-leg® microprocessor-controlled prosthetic knee and non-microprocessor control prosthetic knees: a preliminary study on energy expenditure, obstacle course performance, and quality of life survey. *Prosthet Orthot Int* 2007; 31: 51-61.
18. Kuželički J, Žefran M, Burger H, Bajd T. Synthesis of standing-up trajectories using dynamic optimization. *Gait Posture* 2005; 21(1): 1-11.
19. Burger H, Kuželički J, Marinček Č. Transition from sitting to standing after trans-femoral amputation. *Prosthet Orthot Int* 2005; 29: 139 -51.
20. Konduru S, Jain AS. Trans-femoral amputation in elderly dyvascular patients: reliable results with a technique of myodesis. *Prosthet Orthot Int* 2007; 31: 45-50.
21. Condie DN. The modern era of orthotics. *Prosthet Orthot Int* 2008; 32: 313-23.
22. Bernhardt KA, Irby SE, Kaufman KR. Consumer opinions of a stance control knee orthosis. *Prosthet Orthot Int* 2006; 30: 246-56.
23. Hachisuka K, Makino K, Wada F, Saeki S, Yoshimoto N, Arai M. Clinical application of carbon fibre reinforced plastic leg orthosis for polio survivors and its advantages and disadvantages. *Prosthet Orthot Int* 2006; 30: 129-35.
24. Irby SE, Bernhardt KA, Kaufman KR. Gait of stance control orthosis users: The dynamic knee brace systems. *Prosthet Orthot Int* 2005; 29: 269-82.
25. Wong MS, Cheng CY, Lo KH. A comparison of treatment effectiveness between the CAD/CAM method and the manual method for managing adolescent idiopathic scoliosis. *Prosthet Orthot Int* 2005; 29: 105-11.
26. Ki SW, Leung KL, Li ANM. Comparison of plantar pressure distribution patterns between foot orthoses pro-

- vided by the CAD-CAM and foam impression methods. *Prosthet Orthot Int* 2008; 32: 356-62.
27. Horvat J, Fischinger L, Burger H. Production of spinal orthoses with CAD/CAM and conventional measuring methods. In: Burger H, ed. 5th Regional Central European ISPO Conference, Portorose, Slovenia, 19-21 September, 2008. *Proceedings*, (Rehabilitacija, letn. 7, supl. 3). Ljubljana: Inštitut Republike Slovenije za rehabilitacijo: = Institute for Rehabilitation, Republic of Slovenia, 2008: 194-5.
28. Rogers B, Bosker GB, Crawford RH, Faustini MC, Neptune RR, Walden G, Gitter AJ. Advanced trans-tibial socket fabrication using selective laser sintering. *Prosthet Orthot Int* 2007; 31: 88-100.
29. Ramstrand N, Brodtkorb TH. Considerations for developing an evidenced-based practice in orthotics and prosthetics. *Prosthet Orthot Int* 2008; 32: 93-102.