



Nejc Šarabon^{1,2},
Matej Voglar^{2,1}, Andrej Panjan¹, Borut Fonda¹

Merilni sistem za vrednotenje živčno-mišičnih funkcij trupa: tehnični razvoj in študija primera

Izvleček

Bolečina v križu (BVK) je najpogostejši zdravstveni problem gibalnega aparata današnje populacije. Pri osebah z BVK je opaziti številne spremembe v živčno-mišičnih funkcijah trupa. Kljub temu da je etiologija BVK zelo kompleksna in pogosto tudi psihosomatsko pogojena, je za uspešno preventivo/rehabilitacijo potrebno razumevanje biomehanskih značilnosti, ki se pogosto pojavljajo pri osebah z BVK. Objektivno vrednotenje gibalnih funkcij trupa omogoča prepoznavo sprememb, ki so lahko vzrok in/ali posledica BVK. Kljub številnim študijam, ki dokazujejo spremembe v različnih gibalnih funkcijah trupa, je objektivno vrednotenje teh pogosto le v raziskovalnih študijah, ne pa v klinični praksi. Namen tega članka je predstaviti tehnične lastnosti celostnega integriranega merilnega sistema za veljavno in objektivno vrednotenje živčno-mišičnih funkcij trupa, ki je bil razvit v sklopu aplikativnega raziskovalnega projekta, ki predstavlja vzoren primer sodelovanja med univerzo in gospodarstvom. Dodatno je empirično in grafično predstavljena študija primera ene celotne meritve na mladi zdravi osebi. Na koncu članka so predlagane praktične rešitve za zdravstvene in vadbene ustanove pri obravnavi bolnikov z BVK.

Ključne besede:



Measurement system for evaluating neuromuscular functions of the trunk: technical development and case study

Abstract

Low back pain is one of the most common health problems nowadays. In the individuals with low back pain numerous alterations in neuromuscular functions of the trunk can be observed. Aetiology of low back pain is complex and often depends on psychosomatic status. Therefore, it is important to understand the biomechanical characteristics, which are altered in low back pain patients. Objective assessment of these alterations allows detection of a cause or a consequence of low back pain. Even though studies demonstrated changes in neuromuscular functions of the trunk in low back pain patients, is this kind of assessment limited to the research and is not used in a clinical practice. The purpose of this paper is to present the technical characteristics of the integrated measurement system for valid and objective assessment of the trunk neuromuscular functions, which was developed as part of the research project carried out between the university and the industry. We also empirically and graphically present a case study of one whole measurement on a young healthy person. At the end of the paper we discuss practical solutions for health and sport institutions when treating low back pain patients.

Key words:

¹ S2P, Znanost v prakso, d.o.o., Laboratorij za motorično kontrolo in motorično obnašanje, Ljubljana, Slovenija

² Univerza na Primorskem, Znanstveno-raziskovalno središče, Inštitut za kineziološke raziskave, Koper, Slovenija

■ Uvod

Bolečina v križu (BVK) je najpogostejši zdravstveni problem gibalnega aparata današnje populacije. Na podlagi epidemioloških študij od 70 do 85 % ljudi vsaj enkrat v življenju utrpi BVK. Pri 60 do 70 % teh primerov se omenjeni problemi ponavljajo večkrat (Frymoyer idr., 1983). Zlasti kronična BVK, ki je opredeljena z več kot tri mesece konstantne ali v epizodah prisotne BVK, celovito zaznamuje posameznika in zmanjšuje kakovost njegovega življenja. BVK pomembno omejuje gibalne funkcije ter vsakodnevne aktivnosti in je skupno drugi najpogostejši razlog izostanka iz delovnega mesta pri delavno-aktivni populaciji (Drobnič-Kovač, 2002). Če povzamemo, BVK predstavlja velik socialno-ekonomski problem v večini razvitih držav in držav v razvoju, pri čemer s tem povezani letni stroški v državah EU znašajo več milijard evrov (Lambeek idr., 2010).

Mehanizem nastanka BVK je večfaktorski (Chibnall in Tait, 2009). Najpomembnejši so biomehanski dejavniki, ki so odvisni predvsem od živčno-mišičnih, anatomskih, morfoloških in funkcionalnih lastnosti posameznika (Leboeuf-Yde, 2000). Pomanjkanje stabilnosti v ledveno-križnem predelu povzroči neugodne obremenitve na medvretenčne strukture, kar povzroči bolečino (Cole in Grimshaw, 2003). Nestabilnost je lahko rezultat poškodbe tkiv, nezadostne mišične moči oziroma vzdržljivosti v moči in/ali slabega mišičnega nadzora. Za zagotavljanje funkcionalne stabilnosti v ledveno-medeničnem predelu skrbi kompleksen živčno-mišični nadzor (Panjabi, 1992). Mišice, ki zagotavljajo dinamično stabilnost ledveno-medeničnega predela, se v grobem delijo na notranjo in zunanjo enoto, ki sta funkcionalno povezani in druga drugo dopolnjujeta. Notranja enota so globoke mišice in so zadolžene predvsem za lokalno stabilnost (Ebenbichler, Oddsson, Kollmitzer in Erim, 2001), medtem ko zunanjo enoto sestavljajo povrhnje mišice, ki so pomembne pri medsegmentni koordinaciji in stabilizaciji (Dutton, 2008).

Pri osebah z BVK je opaziti številne spremembe v živčno-mišičnih funkcijah trupa. Spremembe se na primer v *m. transversus abdominis* odražajo v zakasneli aktivaciji, višjem pragu aktivacije, povečanju smerne specifičnosti in fazičnosti kontrakcije ter izgubi neodvisnega nadzora (Hodges in Richardson, 1997). Prisotna je šibkost in hitrejša utrudljivost iztegovalk trupa ter njihovo neravnovesje z upogibalkami trupa (McGill, 2001). Značilno so poslabšane kinestetične senzorične funkcije trupa (Leinonen idr., 2003), ki se v veliki meri pripisujejo strukturnim (Rantanen idr., 1993) in funkcionalnim spremembam proprioceptivno bogatega *m. multifidus* (Bogduk, 2005). Dodatno so pri osebah z BVK ugotovili poslabšanje ravnotežja in avtomatskih funkcionalno-stabilizacijskih odzivov trupa na pričakovane in nepričakovane mehanske motnje (Leinonen idr., 2003).

Etiologija BVK je zelo kompleksna in pogosto tudi psihosomatsko pogojena. Kljub temu je potrebno razumevanje biomehanskih značilnosti, ki se pogosto pojavljajo pri osebah z BVK. Objektivno vrednotenje gibalnih funkcij trupa omogoča prepoznavo sprememb, ki so lahko vzrok in/ali posledica BVK. Kljub številnim študijam, ki dokazujejo spremembe v različnih gibalnih funkcijah trupa, je objektivno vrednotenje teh omejeno predvsem na raziskovalno delo. Uporaba v klinični praksi je do sedaj ostajala omejena le na posamezna področja, kot je gibljivost. Ta problem je bil prepoznan in obravnavan v okviru aplikativnega projekta na Inštitutu za kineziološke raziskave, Znanstveno-raziskovalnega središča Univerze na Primorskem z naslovom »Vrednotenje živčno-mišičnih stabilizacijskih funkcij trupa in razvoj programov preventivne vadbe proti bolečini v spodnjem delu hrbta«. Namen projekta je med drugim prilagoditev in prenos celostnega objektivnega vrednotenja funkcij trupa v vsakodnevno prakso.

Namen tega članka je predstaviti tehnični razvoj celostnega integriranega merilnega sistema za veljavno in objektivno vrednotenje živčno-mišičnih funkcij trupa, v nadaljevanju *merilni*

sistem TNC (angleško *TNC, trunk neuromuscular control*). Dodatno je emperično in grafično predstavljena študija primera ene celotne meritve. Na koncu predlagamo praktične rešitve za zdravstvene in vadbene ustanove pri obravnavi bolnikov z BVK.

■ Tehnične lastnosti sistema

Merilni sistem TNC je bil prototipsko razvit za potrebe raziskovalnih projektov na temo živčno-mišične kontrole trupa. Tehnične lastnosti sistema so morale omogočiti vrednotenja, ki so natančno predstavljena v nadaljevanju. Dodatna zahteva je bila, da je merilni sistem prenosen in sestavljen iz ene večje komponente. Kasneje se je na podlagi veljavnostih študij nekatere module odstranilo ter ohranilo le najpomembnejše za vrednotenje živčno-mišičnih funkcij trupa. Dodatno se je iz več ločenih merilnih enot združilo v en celostni merilni sistem.

Merilni sistem TNC deluje kot merilni stolp, na katerega so iz dveh strani nameščeni merilni moduli, iz ene strani pa mizica z računalnikom in ostalimi senzornimi elementi. Dodatno je ob stolpu masažna miza, na kateri se izvaja pregled gibljivosti. Merilni elementi so 1) bilateralna pritiskovna plošča z osmimi senzori sile, ki omogoča vrednotenje gibanja centra pritiska na podlago, 2) brezžični inercialni senzori (IMU), ki merijo tri-dimenzionalni pospešek, tri-dimenzionalni naklon in magnetne signale v odnosu do sprejemne enote, ki je locirana na merilnem stebru, 3) površinska elektromiografija (EMG), ki je časovno sinhronizirana s perturbacijskim modulom, 4) senzor sile za vrednotenje mišične jakosti, 5) perturbacijski modul, ki je magnetni mehanizem s pripeto utežjo, ki jo spusti ob v naprej določenem trenutku, preiskovanec pa jo mora zadržati, 6) fotoaparati visoke ločljivosti za vrednotenje telesne drže. Merilni sistem zaokrožuje namensko razvita programska oprema (*ARS trunk, S2P*, znanost v prakso, d.o.o., Ljubljana, Slovenija), ki povezuje vse merilne module v eno aplikacijo. Ta poleg zajema omogoča tudi izdelavo poročil z izbra-

nimi logičnimi primerjavami (npr. proti vrstnikom ali splošni populaciji). Uporaba vseh naštetih elementov je predstavljena v nadaljevanju tega članka

Gibljivost

Pri gibljivosti trupa spremljamo štiri komponente: 1) upogib, 2) izteg, 3) stranski upogib v levo in 4) stranski upogib v desno. Vse štiri komponente spremljamo ločeno za ledveni in prsni del hrbtenice ter kot celostno gibljivost (seštevek ledvenega in prsnega dela). S pomočjo merilnega sistema TNC vrednotimo gibljivost preko treh IMU senzorjev, ki so nameščeni na hrbtenico v višini križnice, prvega ledvenega vretenca in prvega prsnega vretenca. Preiskovanec nato opravi aktivni predklon, aktivni zaklon in stranski upogib. Pri vseh nalogah preiskovanec stoji s stegnjenimi nogami brez dodatne opore. Sistem zabeleži kot ledvenega dela hrbtenice, prsnega dela hrbtenice in celotne hrbtenice.

Za vrednotenje gibljivosti kolka se opravi pasiven upogib kolka s stegnjeno nogo, medtem ko preiskovanec leži na hrbtu. Pasivni izteg kolka izmerimo v ležečem položaju na trebuhu, kjer je merjena noga za 90 stopinj pokrčena v kolenu, kontra-lateralna pa popolnoma iztegnjena. IMU senzor je pri obeh meritvah postavljen na zunanji stranski del stegna. Dodatno se opravi še meritve notranje in zunanje rotacije kolka, pri čemer je položaj preiskovanca enak kot pri meritvi iztega kolka.

Jakost mišic trupa

Podobno kot pri gibljivosti meritev jakosti mišic trupa opravimo preko naslednjih gibov: 1) upogib trupa, 2) izteg trupa, 3) lateralni upogib trupa (obe smeri). V vseh primerih je preiskovanec fiksiran v medenici in preko ramen. Ramenska fiksacija je povezana s senzorjem sile, proti kateremu se opravi gib (Slika 1). Preiskovancu je naročeno, da opravi največjo hoteno mišično kontrakcijo v statičnih pogojih. Dodatno se vrednoti tudi vzdržljivost v jakosti, vendar le v gibu iztega trupa. Preiskovanec drži največjo silo, dokler ta ne pade pod nivo 60 % največje hotene sile, izmerjene pred tem.



Slika 1: Meritve jakosti mišic trupa. Na levi strani preiskovanec izvaja upogib v kolku in v statičnih pogojih pritiska z rameni proti senzorju sile. Na desni strani se izvaja stranski upogib. Pri vseh nalogah je preiskovanec fiksiran preko bokov.

Telesna drža

Visoko ločljiv fotoaparatus je postavljen 4 m od merilnega stolpa, na katerem je nameščen pano bele barve. Preiskovanec stoji z rokami ob telesu pred panojem in je slikan v naslednjih straneh: 1) čelno sprednja stran (Slika 2), 2) čelno zadnja stran in 3) bočno z desne strani. Dodatno je čelno s sprednje strani slikan v polnem in delnem predklonu. Na anatomsko pomembne dele je nameščenih 21 črno-belih markerjev, ki jih programska oprema nato avtomatsko prepozna in izračuna parametre telesne drža (predstavljeno v zadnjem delu).



Slika 2: Slikovni zajem telesne drža z visoko ločljivostnim fotoaparatom.

Občutek za položaj telesa

Za vrednotenje občutka za položaj telesa se uporabi enako razporeditev IMU senzorjev kot pri gibljivosti trupa, torej na hrbtenici na nivoju križnice, prvega ledvenega in prvega prsnega vretenca. Merjenec stoji pokončno in ima zastarte oči. Nato opravi počasen predklon do trenutka, ko merilec reče stop. Ta položaj si mora merjenec zapomniti in ga nato ponoviti. Test se ponovi trikrat, vsakič do drugega položaja v celotnem razponu giba. Izmerjena povprečna napaka repozicije služi kot parameter vrednotenja kinestezije trupa.

Simetrije razporeditve teže

Preiskovanec enonožno stoji na bilateralni pritiskovni plošči in opravi test statičnega ravnotežja. Test ponovi tudi z drugo nogo, saj so pomembne kontralateralne simetrije. Drugi test je, da preiskovanec stoji bilateralno in gre iz stoje počasi v delni polčep, nazaj v stojo, v popolni počep in nazaj v stojo. Celotni čas se spremlja razporeditev teže med levo in desno nogo, na osnovi česar se izračunajo indeksi simetrije med tipičnimi deli gibalne naloge.

Samodejni aktivacijski vzorci mišic trupa

Test se deli na dva dela; vrednotenje anticipatornih posturalnih prilagoditev ob hitrih hotenih gibih rok in vrednotenje posturalnih refleksnih reakcij ob nenadni obremenitvi. V obeh izvedenkah ima preiskovanec nameščene EMG elektrode obojestransko (tj. levo in desno) na *m. multifidus*, *m. erector spinae*, *m. obliquus abdominis externus*, in *m. obliquus abdominis internus*. Dodatno se enostransko (desna stran) spremlja še *m. rectus abdominus* in *m. deltoideus*. Vrednoti se časovni zamik (predaktivacija pri anticipacijskih in latenca refleksa pri reakcijskih) aktivacije mišic trupa glede na referenčni dogodek pri nalogi (začetek aktivacije *m. deltoideus* pri anticipaciji in trenutek mehanske obremenitve pri reakciji).

Pri testu anticipatornih posturalnih prilagoditev ob hitrih hotenih gibih rok preiskovanec stoji vzravnan in v sproščenih rokah z dlanmi obrnjenimi

navzdol pred seboj obojestransko drži ročko, ki jo nato ob zvočnem signalu čim hitreje dvigne predse. Za vrednotenje posturalnih refleksnih reakcij ob nenadni obremenitvi preiskovanec stoji vzravnano obrnjen proti merilnem stolpu. Roke ima pokrčene v komolcih za 90° z dlanmi obrnjenimi navzgor tik pod ročko z utežmi, ki je pripeta na sprostilni elektromagnetni mehanizem (Slika 3). Ob naključnem času (sinhronizirano z elektrokardiogramom preiskovanca) mehanizem sprosti ročko, ki jo mora preiskovanec zadržati.



Slika 3: Nenadna obremenitev za vrednotenje refleksnih mišičnih odzivov se izvede preko rok, ki ima preiskovanec dlani obrnjene navzgor s pokrčenimi komolci. Sprostilni mehanizem spusti ročko z utežmi, ki jo mora preiskovanec ujeti.

■ Študija primera

Za primer meritve smo izbrali zdravega moškega preiskovanca, starega 25 let s telesno težo 79 kg in telesno višino 180 cm. Preiskovanec se trikrat tedensko ukvarja s športno vadbo in nima zgodovine bolečine v križu. V tem delu so grafično in opisno predstavljeni rezultati meritve po posameznih modulih.

Gibljivost

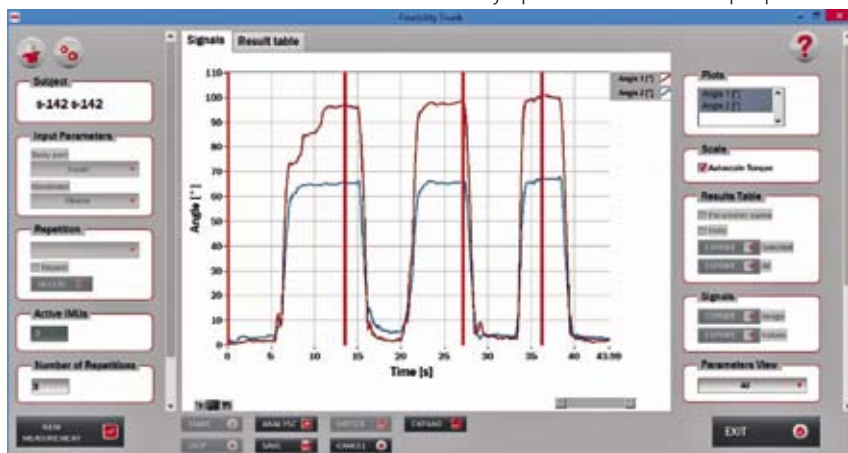
Preiskovanec je opravil tri ponovitve največjega predklona. Na Sliki 4 je z modro barvo predstavljen kot v ledvenega delu hrbtenice, z rdečo pa gibljivost celotne hrbtenice. Vertikalne rdeče črte prikazujejo, kjer je bila dosežena največja amplituda giba. Za rezultat se zabeleži povprečje treh vrednosti doseženih med posameznim gibom.

Jakost mišic trupa

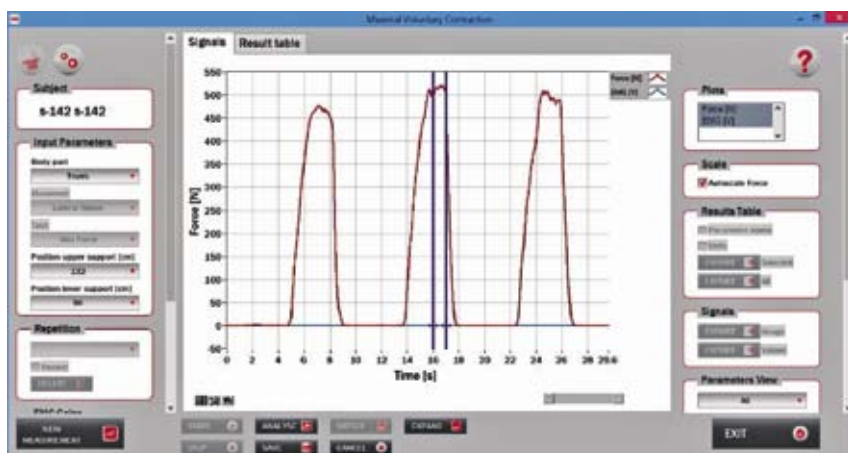
Na Sliki 5 je razvidna razvita sila v treh ponovitvah. Z dvema modrima vertikalnima črtama je označeno okno, znotraj katerega je bila dosežena največja sila. Povprečje znotraj tega okna se zabeleži kot rezultat meritve.

Telesna drža

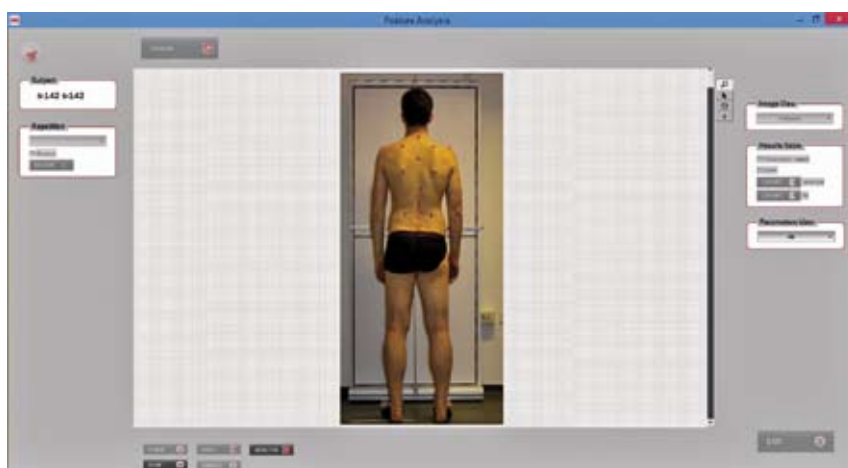
Telesna drža se vrednoti preko avtomatske prepoznave markerjev. V rezultat se zabeležijo najpomembnejše razdalje in koti med segmenti ter njihove kontralateralne simetrije. Slika 6 prikazuje primer avtomatske prepoznave



Slika 4: Prikaz aplikacije po opravljeni meritvi gibljivosti hrbtenice (predklon). Modri signal prikazuje upogib ledvenega dela hrbtenice, medtem ko rdeči signal prikazuje celotno gibljivost hrbtenice.



Slika 5: Prikaz aplikacije po opravljeni meritvi največje mišične jakosti (predklon). Modri signal prikazuje upogib ledvenega dela hrbtenice, medtem ko rdeči signal prikazuje celotno gibljivost hrbtenice.



Slika 6: Prikaz aplikacije s samodejnim prepoznavanja markerjev pri analizi telesne drža.

markerjev, ko je preiskovanec slikan čelno iz zadnje strani.

Občutek za položaj telesa

Slika 7 prikazuje amplitudi kota v ledvenem delu hrbtenice (modra črta) in amplitudo skupnega kota v hrbtenici (rdeča črta). Prva, tretja in peta ponovitev je gib do trenutka, ko preiskovanca ustavi merilec, vsaka naslednja pa je nato reprodukcija enake amplitude giba. Vrednoti se razlika med ponovitvijo, ko gib ustavi merilec, in ponovitvijo, ki jo preiskovanec opravi sam. V rezultat meritve se zabeleži povprečne razlik vseh treh gibov.

Simetrije razporeditve teže

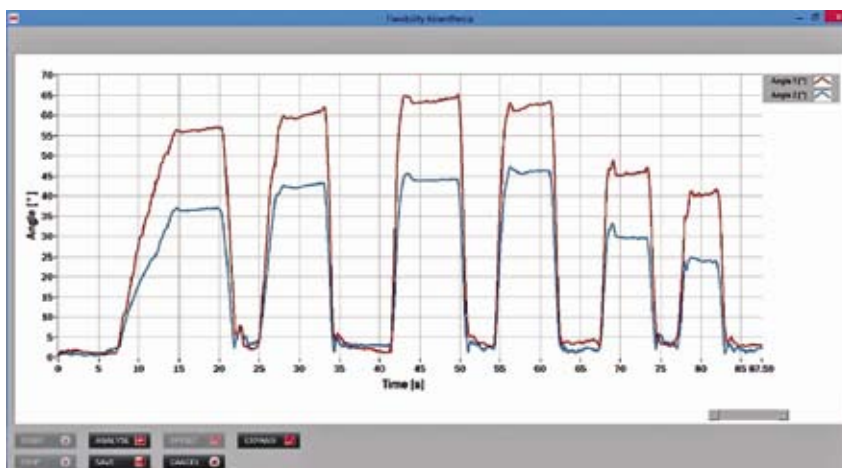
Simetrije razporeditve telesne teže se vrednoti preko dveh testov. Iz Slike 8 je razvidno gibanje centralnega pritiska podlage, ko je preiskovanec opravil nalogo stoje na eni nogi. Parametri, kot so amplituda, frekvenca in hitrost gibanja centralnega pritiska na podlago, se vrednotijo za vsako nogo posebej in se medsebojno primerjajo. Za nalogo, ko preiskovanec naredi počep na obeh nogah, se vrednoti povprečna razporeditev teže na levo in desno nogo.

Samodejni aktivacijski vzorci mišic trupa

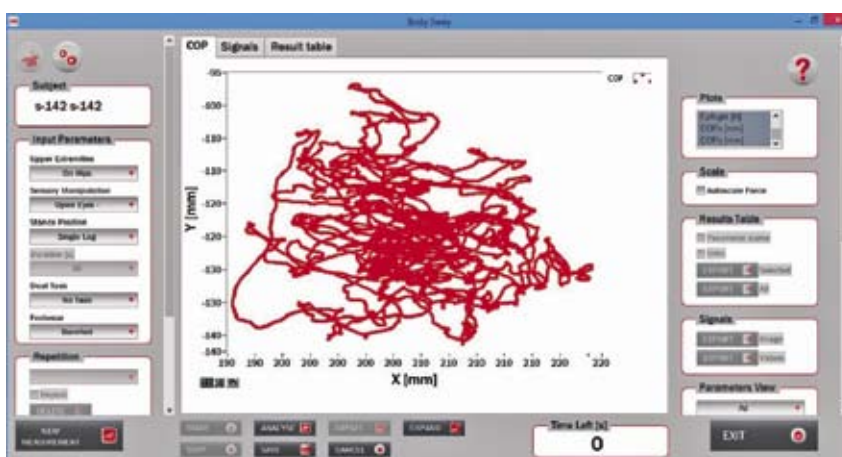
Aplikacija omogoča avtomatsko prepoznavo vsake ponovitve in tudi začetek aktivnosti v posamezni mišici. Pri nalogi, kjer preiskovanec samostojno dviguje ročko (anticipacija), se računa časovna latenca med začetkom aktivacije *m. deltoid* in začetkom aktivacije ostalih mišic trupa. Pri nalogi nenadne obremenitve se časovna latenca mišic trupa računa od trenutka sprostitve uteži. Kot rezultat se za vsako mišico in vsako nalogo upošteva povprečna časovna latenca več ponovitev. Na Sliki 9 je grafično predstavljen odziv *m. erector spinae* na levi (modri graf) in desni (rdeč graf) strani.

Sklep

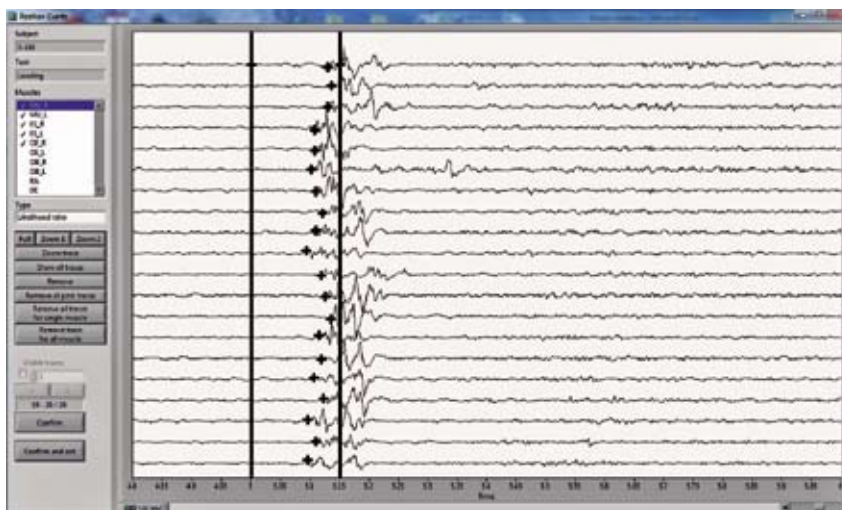
V tem članku smo predstavili tehnične lastnosti Merilnega sistema TNC, ki se do sedaj v klinični praksi še ni upora-



Slika 7: Prikaz aplikacije po končani meritvi občutka za položaj telesa. Modri signal prikazuje kot v ledvenem delu hrbtenice, medtem ko je rdeči signal prikazuje kot celotne hrbtenice. Prvi, tretji in peti del so koti v predklonu, ko položaj zaustavi merilec, vsak naslednji pa prikazuje položaj, ko preiskovanec mora reproducirati prejšnji položaj.



Slika 8: Prikaz aplikacije po končani nalogi statičnega ravnotežja. Rdeč signal prikazuje gibanja centralnega pritiska na podlago med enonožno stoji na pritiskovni plošči.



Slika 9: Prikaz aplikacije za analizo mišične aktivnosti, v tem primeru *m. multifidus* na levi strani med nalogo nenadne obremenitve. Vertikalni črti prikazujeta časovno okno (prva črta je trenutek obremenitve), znotraj katerega se išče začetek aktivnosti (označeno z rdečimi križci).

bljal. Čeprav je bil Merilni sistem TNC prototipsko razvit za potrebe aplikativnih raziskovalnih projektov na temo živčno-mišične kontrole trupa, se je v sodelovanju raziskovalnih partnerjev (Inštitut za kineziološke raziskave pri Znanstveno-raziskovalnem središču Univerze na Primorskem, Fakulteta za računalništvo in informatiko Univerze v Ljubljani ter Inštitut za klinično nevrofiziologijo Kliničnega centra v Ljubljani) in partnerjev iz gospodarstva (ZVD, zavod za varstvo pri delu, d. d., Sava Turizem, Terme Radenci, d. o. o., Luka Koper d. d., Vortex d. o. o., S2P d. o. o.) razvil v zaključen produkt, ki ga dopolnjuje uporabniku prijazna aplikacija. Diagnostične storitve z uporabo Merilnega sistema TNC so namenjene zelo široki populaciji, kot so bolniki z bolečino v križu, športniki in ljudje na delovnih mestih s monotono obremenitvijo hrbtenice.

Dejstvo, da je bil celoten sistem razvit na podlagi znanstvenih raziskav, je izredno pomembno, saj so vsi računani parametri veljavni v smislu ponovljivosti in občutljivosti ter teoretičnega ozadja znanega iz predhodnih študij. Terapevtom in zdravnikom pogosto vse surove številke ne povejo veliko, zato je pomembna tudi primerjava izmerjenih vrednosti proti preiskovancu specifični populaciji. S tem namenom *ARS trunk* aplikacija omogoča primerjavo izmerjenih vrednosti proti izbrani populaciji (npr. ista starost, isti poklic itd.). Iz znanstvene literature so znane tudi referenčne vrednosti, kar omogoča takojšnjo identifikacijo šibkih točk. Občutljivost vseh merjenih parametrov služi za kakovostno kinezioterapevtsko obravnavo, saj lahko napredek tudi objektivno izmerimo.

■ Viri

1. Bogduk, N. (2005). *Clinical anatomy of the lumbar spine and sacrum*. Elsevier/Churchill Livingstone.
2. Chibnall, J. T., & Tait, R. C. (2009). Long-term adjustment to work-related low back pain: associations with socio-demographics, claim processes, and post-settlement adjustment. *Pain medicine (Malden, Mass.)*, 10(8), 1378–1388.
3. Cole, M. H., & Grimshaw, P. N. (2003). Low back pain and lifting: a review of epidemiology and aetiology. *Work (Reading, Mass.)*, 21(2), 173–184.
4. Drobnič-Kovač. (2002). Obravnava bolnika z bolečino v križu. *Zdrav. vestn.*, 71, 97–100.
5. Dutton, M. (2008). *Orthopaedic Examination, Evaluation, and Intervention* (2nd ed.). McGraw-Hill.
6. Ebenbichler, G. R., Oddsson, L. I., Kollmitzer, J., & Erim, Z. (2001). Sensory-motor control of the lower back: implications for rehabilitation. *Medicine and science in sports and exercise*, 33(11), 1889–1898.
7. Frymoyer, J. W., Pope, M. H., Clements, J. H., Wilder, D. G., MacPherson, B., & Ashikaga, T. (1983). Risk factors in low-back pain. An epidemiological survey. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, 65(2), 213–218.
8. Hodges, P. W., & Richardson, C. A. (1997). Forward contraction of transversus abdominis is not influenced by the direction of arm movement. *Experimental brain research. Experimentelle Hirnforschung. Expérimentation cérébrale*, 114(2), 362–370.
9. Lambeek, L. C., Bosmans, J. E., Van Royen, B. J., Van Tulder, M. W., Van Mechelen, W., & Anema, J. R. (2010). Effect of integrated care for sick listed patients with chronic low back pain: economic evaluation alongside a randomised controlled trial. *BMJ (Clinical research ed.)*, 341, c6414.
10. Leboeuf-Yde, C. (2000). Body weight and low back pain. A systematic literature review of 56 journal articles reporting on 65 epidemiologic studies. *Spine*, 25(2), 226–237.
11. Leinonen, V., Kankaanpää, M., Luukkonen, M., Kansanen, M., Hänninen, O., Airaksinen, O., & Taimela, S. (2003). Lumbar paraspinal muscle function, perception of lumbar position, and postural control in disc herniation-related back pain. *Spine*, 28(8), 842–848.
12. McGill, S. M. (2001). Low back stability: from formal description to issues for performance and rehabilitation. *Exercise and sport sciences reviews*, 29(1), 26–31.
13. Panjabi, M. M. (1992). The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. *Journal of spinal disorders*, 5(4), 383–389; discussion 397.
14. Rantanen, J., Hurme, M., Falck, B., Alaranta, H., Nykvist, F., Lehto, M., Einola, S., et al. (1993). The lumbar multifidus muscle five years after surgery for a lumbar intervertebral disc herniation. *Spine*, 18(5), 568–574.

dr. Nejc Šarabon

Univerza na Primorskem, Znanstveno-raziskovalno središče, Inštitut za kineziološke raziskave, Koper, Slovenija.

Garibaldijska 1, 6000 Koper

Tel: 040 429 505

e-pošta: nejc.sarabon@zrs.upr.si