

Biomehanička analiza kretnji slabinske kralježnice

Biomechanical analysis of lumbar spine movement

Boris Božić*, Krešimir Rotim, Tomislav Sajko, Marta Borić

Klinika za neurokirurgiju,
KBC "Sestre milosrdnice", Zagreb

Prispjelo: 30. 1. 2011.
Prihvaćeno: 13. 4. 2011.

Adresa za dopisivanje:
*Prim. dr. sc. Boris Božić
Klinika za neurokirurgiju
KBC "Sestre milosrdnice"
Vinogradska cesta 29, 10 000 Zagreb
e-mail: boris.drbozic@gmail.com

<http://hrcak.srce.hr/medicina>

Sažetak. U ovom kratkom preglednom radu dajemo prikaz naših dugogodišnjih rezultata biomehaničke analize kretnji slabinske kralježnice. Ovi su rezultati dobiveni na svježim anatomskim preparatima proširenog vertebralnog dinamičkog segmenta slabinske kralježnice čovjeka, koji obuhvaća drugi, treći i četvrti slabinski kralježak s pripadajućim intervertebralnim pločama i svezama na koja su primijenjena centrična i ekscentrična opterećenja. Učinci opterećenja izraženi kao kutni pomaci kralježaka izmjereni su bilježenjem otklona laserske zrake na zastoru, prvo na intaktnom preparatu, a potom nakon učinjenih neurokirurških operacija (flavektomija, mikrodisektomija, unilateralna i bilateralna interlaminektomija, hemilaminotomija i laminotomija) na istim svježim preparatima slabinske kralježnice. Ovim pokusima dokazano je da postoje kosi ili relativni pomaci slabinskih kralježaka, odnosno da postoji tzv. "fiziološka nestabilnost" slabinske kralježnice, što se do sada u literaturi samo pretpostavljalo. Vrijednost kutnih pomaka na svježem intaktnom preparatu slabinske kralježnice kreće se u rasponu od 0° do 1.0°, sa standardnom devijacijom od ± 0.1 . Nakon učinjenih poštenih operacija na slabinskoj kralježnici (flavektomija, mikrodisektomija, unilateralna ili bilateralna interlaminektomija) nema statistički značajne razlike ($p < 0.1$) u vrijednostima kutnih pomaka u odnosu na intaktni preparat slabinske kralježnice. Nakon učinjene hemilaminotomije, a posebice nakon učinjene laminotomije, bilježimo statistički značajne razlike ($p < 0.004$, odnosno $p < 0.006$) u vrijednostima kutnih pomaka u odnosu na intaktni preparat slabinske kralježnice, kako pri centričnim, tako i pri ekscentričnim opterećenjima slabinske kralježnice.

Ključne riječi: biomehanika, kralježnica, operacije

ABSTRACT. In this mini-review we present the results of our researches on biomechanical analysis of lumbar spine movement. We have applied static load, centrally as well as eccentrically, to the expanded vertebral dynamic segment of the lumbar spine, which includes the second, the third and the fourth lumbar vertebra with accompanying discs and ligaments. The effects of static load were expressed as angular displacements of vertebrae and recorded as laser beam deviations on the recording screen. We have demonstrated and quantified the slant or relative shifts of lumbar vertebrae; indicating that the "physiological instability" of the lumbar spine really exists. The existence of this phenomenon was hypothesized in the existing literature, but was never thoroughly investigated. Furthermore, we have quantified possible increases in instability of the lumbar spine as a consequence of different neurosurgical procedures. On the basis of the obtained results, we concluded that the interlaminectomy causes no significant increase in lumbar spine instability, while hemilaminectomy and especially laminectomy causes the substantial increase in instability of the lumbar spine. Frontal disc hernia of the lumbar spine regularly appears as a consequence of extensive neurosurgery (especially after laminectomy). The interlaminectomy is the method of choice in treatment of disc hernias of the lumbar spine; furthermore, the stabilization of lumbar vertebrae by means of transpeduncular fixation or the implantation of an artificial disc is indicated after extensive operations, such as laminectomy.

Key words: biomechanic, spine, operations

UVOD

Kinetičko proučavanje zbivanja u slabinskom dijelu kralježnice vrlo je složeno i ta su zbivanja još nedovoljno istražena¹. Oblik kralješka vrlo je složen i u normalnoj funkciji je višestruko neodređen. Pri prenošenju opterećenja kroz slabinsku kralježnicu svaki kralježak je složen opterećen, što znači da osim vlačnog i tlačnog, na kralježak djeluju i opterećenja savijanjem i uvijanjem (slika 1). Svaki kralježak u odnosu na susjedne kralješke ima tri rotacijska i tri translacijska stupnja slobode gibanja. Geometrijskim proučavanjem zglobnih ploha i zglobnih tijela malih zglobova kralježnice uočeno je da su zglobne plohe dio sferne cilindrične plohe koja omogućava ostvarenje triju rotacijskih sloboda gibanja. Trup kralješka oblikuje spužvasta kost, dok su luk kralješka, trnasti i zglobni nastavci sačinjeni od zbijene kosti (slika 2). Terminalne plohe kralješka sa zbitim dijelovima kralješka (zglobni nastavci, mali zglobovi, luk kralješka) nosivi su dio pri opterećenjima kralježnice. Spužvasta kost kralješka zajedno s intervertebralnom pločom ima zadaću prigušivača aksijalnih dinamičkih opterećenja. Spajanjem središta područja većeg opterećenja kralješka (zglobni nastavci, mali zglobovi i luk kralješka) dobivamo trapez (slika 3) čije dijagonale i osi simetrije čine skup osi oko kojih su moguće rotacije jednog kralješka u odnosu na drugi. Time se ostvaraju takozvana relativna gibanja kralježaka. Biomehaniku pomaka slabinske kralježnice do sada je izučavalo više autora, uključujući Evansa, Kinga, Gibsona, Hirscha, Brodettija, Nachemsona i Schullyja²⁻⁴. Pokusi su napravljeni na kinematičkom paru od dvaju slabinskih kralježaka s pripadajućom intervertebralnom pločom. Junghans je ovaj kinematički sklop kralježaka nazvao Bewegungssegment (slika 4). Dürriegl i sur. kod nas ga nazivaju vertebralni dinamički segment koji se anatomske dijeli na ventralni i dorzalni dio. Ventralni dio sastoji se od trupova dvaju susjednih kralježaka, intervertebralne ploče, prednje i stražnje uzdužne sveze. Dorzalni dio oblikuju lukovi sa svojim nastavcima, međusobno povezani svezama. Kinematički par od dvaju slabinskih kralježaka s pripadajućom intervertebralnom pločom i svezama prikazuje biomehaniku gibanja samo u jednoj ravnini, no giba-

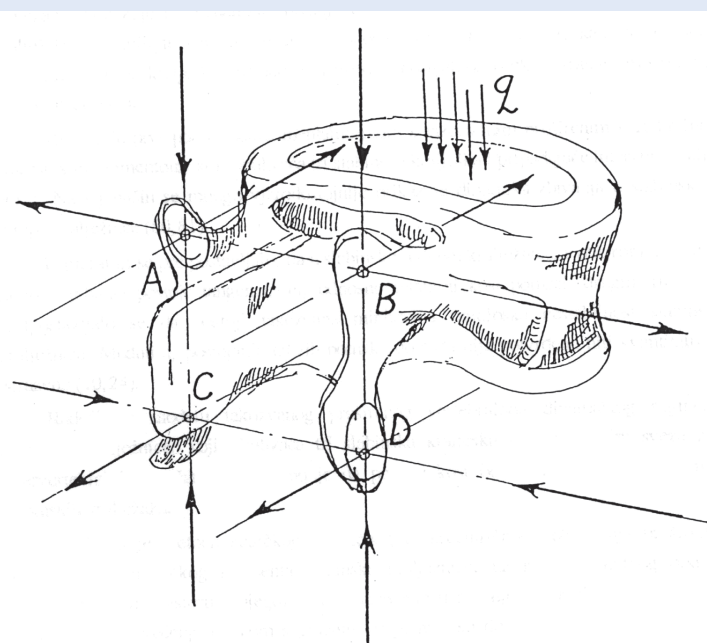
nja slabinske kralježnice odvijaju se u najmanje dvije, odnosno više ravnina⁵. Stoga ovakav eksperimentalni model slabinske kralježnice ne omogućuje trodimenzionalni prikaz biomehaničkih zbivanja prisutnih u biomehanici slabinske kralježnice.

NAŠI POKUSI

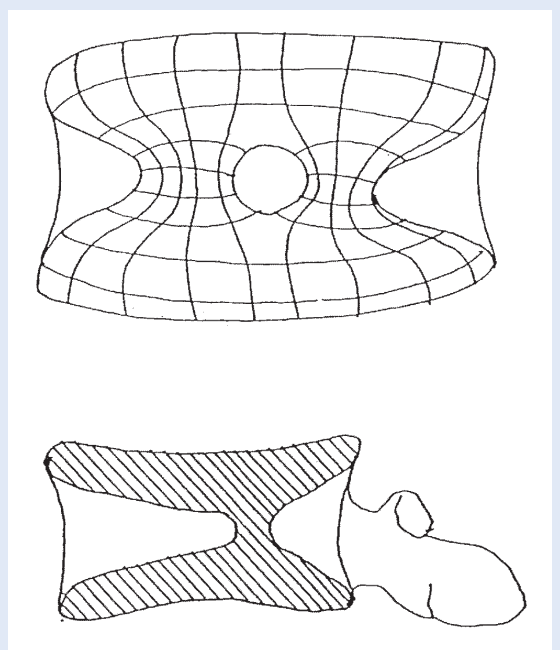
U našim pokusima korišten je kadaverični materijal odraslih osoba obaju spolova u dobi od 20 do 55 godina, koje za života nisu imale bolova u sla-

Pri prenošenju opterećenja kroz slabinsku kralježnicu svaki je kralježak složen opterećen, što znači da, osim vlačnog i tlačnog, na kralježak djeluju i opterećenja savijanjem i uvijanjem.

binskom dijelu kralježnice. Nakon odobrenja Etičkog povjerenstva, vađenje uzoraka obavljeno je u Zavodu za patologiju "Prof. dr. Ljudevit Jurak" Kliničke bolnice "Sestre milosrdnice" u Zagrebu. Za istraživanja je upotrijebljeno 35 svježih *post mortem* uzoraka. Kako bi se što vjernije simulirati uvjeti *in vivo*, sva su mjerenja provedena na dan izvršenja obdukcije. Svi eksperimenti izvodili su se u Zavodu za anatomiju Medicinskog fakulteta u Zagrebu. U našim pokusima upotrijebljen je tzv.

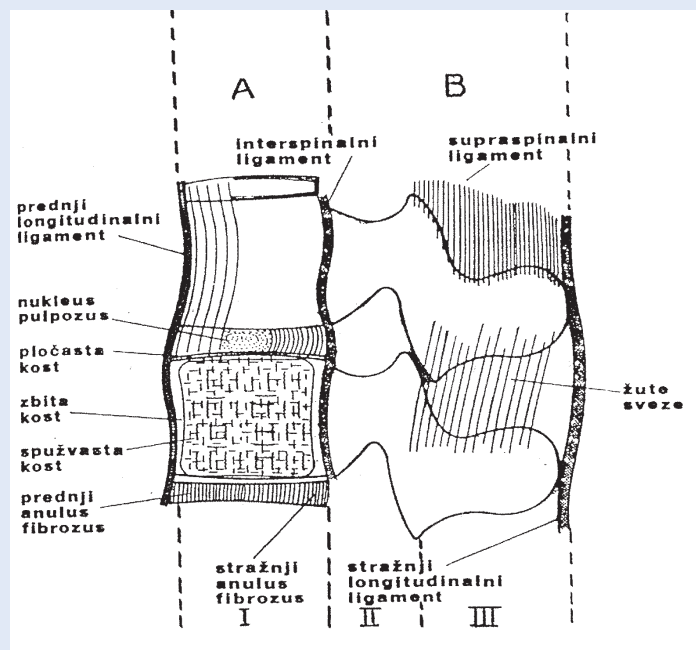


Slika 1. Prikaz općeg opterećenja slabinskog kralješka
Figure 1. General burden of a lumbar vertebra



Slika 2. Prikaz prostorne gustoće spužvaste i zbijene kosti u trupu slabinskog kralješka

Figure 2. Density of a trabecular and compact bone in a lumbar vertebra body

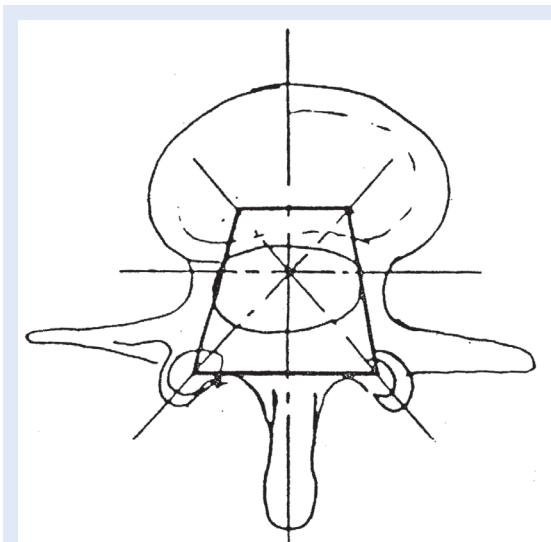


Slika 4. Vertebralni dinamički segment.

A – ventralni dio, B – dorzani dio

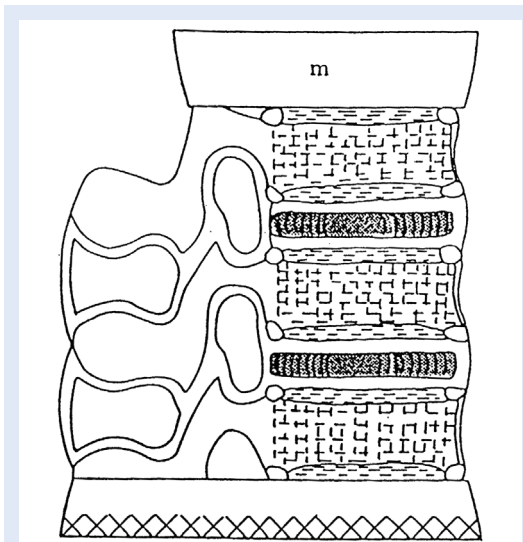
Figure 4. Dynamic vertebra segment.

A – ventral part, B – dorsal part



Slika 3. Tlocrtni prikaz mjesta veće čvrstoće slabinskog kralješka u obliku trapeza

Figure 3. Part of a lumbar vertebra higher strenght in a shape of a trapezius.



Slika 5. Model proširenog vertebralnog dinamičkog segmenta

Figure 5. Model of an expanded vertebral dynamic segment

prošireni vertebralni dinamički segment slabinske kraljeznice, kako bi se pokazala stvarna trodimenzionalna zbivanja prisutna u biomehanici slabinske kraljeznice (slika 5). Kao eksperimentalni model upotrijebljeni su svježi anatomske preparati slabinske kraljeznice sastavljeni od kinematičkog lanca drugog, trećeg i četvrtog slabinskog kralješ-

ka s pripadajućim intervertebralnim pločama i svezama, koji su u jasnim harmonijskim odnosima i rezultati dobiveni na jednom segmentu usporedivi su s rezultatima dobivenim na drugom segmentu slabinske kraljeznice⁶. Dvije čelične ploče debljine 4,5 mm učvršćene su na gornji i donji kraj ispitivanih modela. Fiksirane su Palaco-

som, a na svakoj od ploča načinjena su uleknuća zbog primjene centričnog i ekscentričnog opterećenja. Tako pripremljen model trajno je i u kontroliranim uvjetima bio izložen aksijalnim silama jačine između 0 i 1000 N. Tangencijalni pomaci kralježaka testirani su u uvjetima centričnog i ekscentričnog opterećenja (slika 6). Učinci opterećenja, izraženi kao kutni pomaci kralježaka u stupnjevima i radijanima, izmjereni su indirektno refleksijom otklona laserske zrake na zaslonu, koja se zasniva na primjeni tzv. Pogendorfove metode refleksije svjetlosne zrake. Ista počiva na činjenici da rotacija refleksijskog zrcala za kut α rezultira otklonom reflektorne zrake za kut od 2α . Upotreba lasera i proizvoljno dalekog zaslona omogućava enormno povećanje osjetljivosti pri detekciji pomaka kralješka. Kao izvor svjetla rabljen je rubinski laser snage 0,5m W. U sredinu trupa svakog kralješka kortikalnim vijkom fiksirana je pločica dimenzija 10x10 mm, presvučena srebrnim nitratom, koja je reflektirala lasersku zraku na zaslon. Sprava za opterećenja sastojala se od metalnog okvira i tri poprečne grede. U gornjem polju nalazio se prstenasti dinamometar. U donjem polju nalazio se model slabinske kralježnice, na koje je primjenjivano trajno aksijalno centrično i ekscentrično opterećenje u rasponu od 0 do 1000 N. Nakon što su pokusi učinjeni, na intaktnom preparatu učinjene su neurokirurške operacije; flavektomija, mikrodissektomija, unilateralna i bilateralna interlaminektomija, hemilaminektomija, laminektomija, te su isti ponovno izloženi centričnom i ekscentričnom opterećenju s ciljem praćenja deformacijske crte⁷⁻⁹.

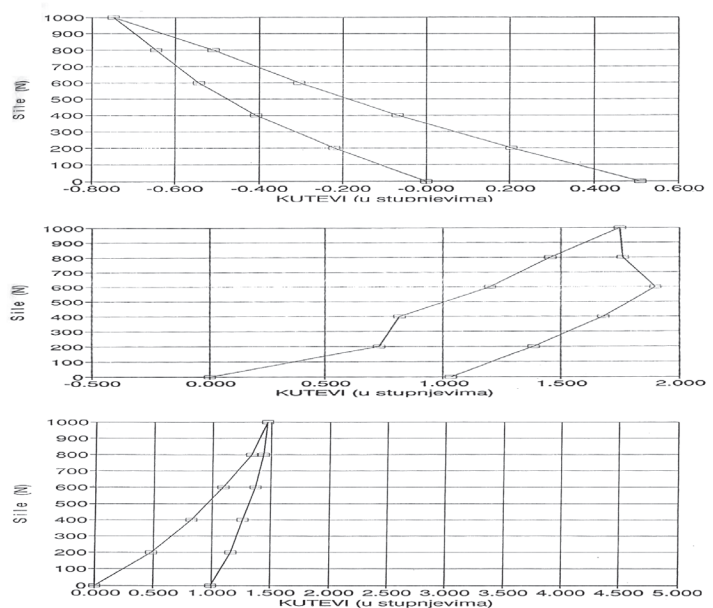
BIOMEHANKA SLABINSKE KRALJEŽNICE U POKRETU

Kutovi zakreta, odnosno kutni pomaci laserske zrake na zaslonu, prikazani su grafički kao crta opterećenja ili deformacijska krivulja slabinske kralježnice izložene naizmjenice centričnom i ekscentričnom opterećenju. Na apscisi su unesene vrijednosti primijenjenog opterećenja u njutnima (N), a na ordinati kutovi savijanja, odnosno fiziološka deformacija slabinske kralježnice izražena u stupnjevima. Svi izračuni dobiveni su pomoću računala (računalo PC IBM compatible XT). Rabljeni programski jezik bio je Quatro. Udaljenost ispitni-



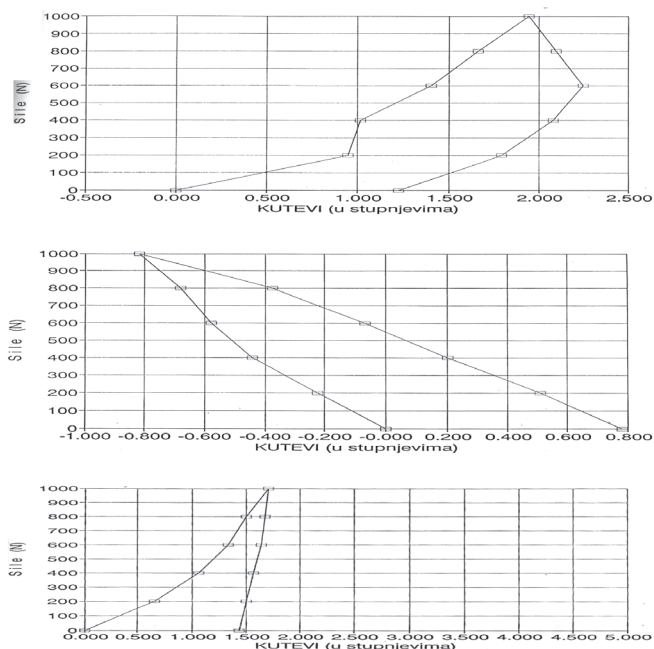
Slika 6. Rendgenogram tročlanog vertebralnog dinamičkog segmenta slabinske kralježnice

Figure 6. Radiography of a vertebral dynamic segment.

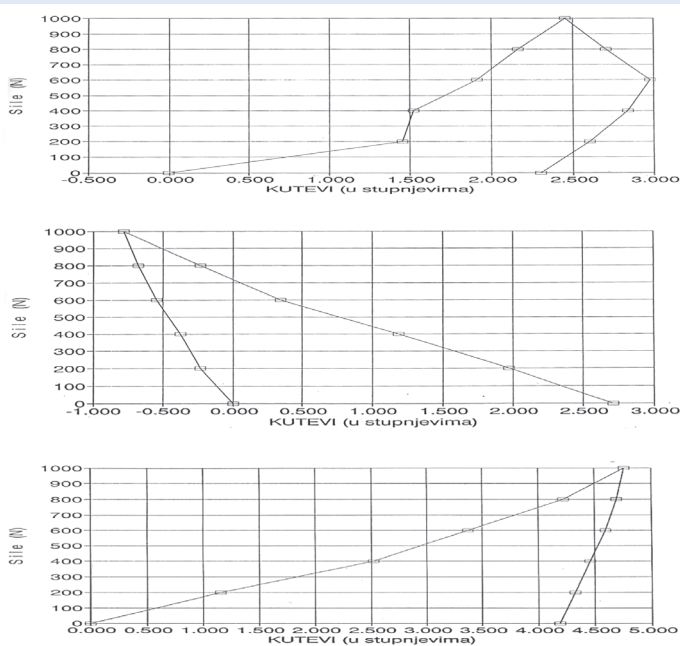


Slika 7. Kutovi zakreta na intaktnom preparatu

Figure 7. Shift angles on an intact material.



Slika 8. Kutovi zakreta nakon interlaminektomije
Figure 8. Shift angles after interlaminectomy.



Slika 9. Kutovi zakretanja nakon hemilaminektomije
Figure 9. Shift angles after hemilaminectomy

vanog segmenta slabinske kralježnice od zaslona je uzeta kao konstantna vrijednost. U centričnim opterećenjima slabinske kralježnice u rasponu od 0 do 1000 N, fiziološki pomaci bili su od 0° do 1° sa standardnom devijacijom ± 0.1 (slika 7), a u ekscentričnim opterećenjima prema naprijed i pre-

ma nazad fiziološki pomaci su bili 0.55° do iznimno 1°. Nakon učinjenih poštudnih neurokirurških operacija (flavektomija, mikrodissektomija, unilateralna ili bilateralna interlaminektomija), pri centričnim opterećenjima fiziološki pomaci su bili do 1.35°, a pri ekscentričnim opterećenjima naprijed i nazad od 0.55° do iznimno 1° (slika 8). Nakon učinjene hemilaminektomije pri centričnim i ekscentričnim opterećenjima pomaci slabinske kralježnice bili su do 2.35°, a u ekscentričnim opterećenjima prema naprijed i nazad od 2.75° do 4.2° (slika 9). Nakon učinjene laminektomije pri centričnim opterećenjima pomaci su bili do 4,1°, a pri ekscentričnim opterećenjima prema naprijed i natrag od 4.9° do 6.6° (slika 10). Na osnovi dobivenih rezultata može se zaključiti da su flavektomija, mikrodissektomija i interlaminektomija najpoštudnije operacije u kirurgiji slabinske kralježnice s minimalnim učinkom na promjenu fiziološke pokretljivosti slabinske kralježnice ($p < 0.1$), dok su hemilaminektomija i laminektomija opsežniji operacijski zahvati s velikim učinkom na fiziološku stabilnost slabinske kralježnice ($p < 0.04$ i $p < 0.006$) koje zahtijevaju svakako stabilizaciju tretirane regije. Također je primijećeno da se kod hemilaminektomije i laminektomije pri izrazitom opterećenju od 800 do 1000 N redovito javlja prednja hernijacija diska, koje u istim uvjetima kod interlaminektomije nema.

ZAKLJUČAK

U našem dosadašnjem radu primijenili smo statička centrična i ekscentrična opterećenja na svježim anatomskim preparatima slabinske kralježnice^{10,11}. Učinci opterećenja izraženi kao kutni pomaci kralježaka istraženi su prvo na intaktnom preparatu, a potom nakon operacija. Naši radovi ukazuju na sljedeće:

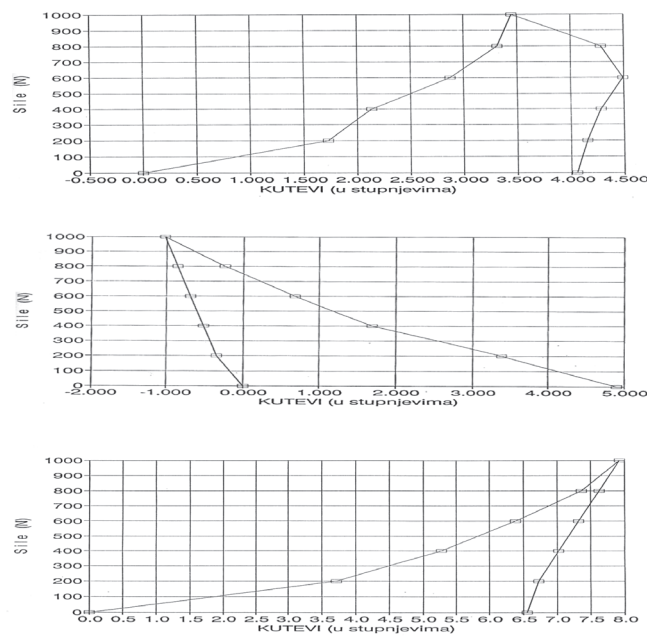
1. Postoje kosi ili relativni pomaci slabinskih kralježaka, odnosno postoji tzv. "fiziološka nestabilnost" slabinske kralježnice¹².
2. Vrijednost kutnih pomaka na intaktnom preparatu kreće se u rasponu od 0 do 1.0 stupnjeva za centrična opterećenja, od 0.1 do 0.55 stupnjeva pri ekscentričnim opterećenjima prema naprijed, te od 0 do 1 stupnja pri ekscentričnim opterećenjima prema natrag¹³.

3. Nakon učinjene interlaminektomije nema statistički značajnih razlika ($p < 0.1$) u vrijednostima kutnih pomaka u odnosu na intaktni preparat, kako pri centričnim, tako ni pri ekscentričnim opterećenjima¹⁴.
4. Nakon učinjene hemilaminektomije, a posebice nakon učinjene laminektomije, bilježimo statistički značajne razlike ($p < 0.004$, odnosno $p < 0.006$) u vrijednostima kutnih pomaka u odnosu na intaktni preparat, kako pri centričnim, tako i pri ekscentričnim opterećenjima¹⁵.
5. Pri ekstremnim opterećenjima od 800 do 1000 N na preparatima na kojima su učinjene hemilaminektomije ili laminektomije javljaju se redovito prednje hernijacije-ekstruzije, dok istu pojavu pri istim opterećenjima nismo uočili na intaktnim preparatima, a ni na preparatima na kojima je bila učinjena interlaminektomija^{16,17}.

S obzirom na uočene statistički značajne razlike, kao i izrazito povećanje nestabilnosti kralježnice nakon opsežnih operacija (laminektomija), indicirana je stabilizacija kralježnice, i to poglavito dinamična stabilizacija, da bi se očuvala fiziološka dinamika kretnji kralježnice.

LITERATURA

1. Anderson CK, Chaffin DB, Berrin GD, Matthe WS. A biomechanical model of the lumbosacral joint during lifting activities. *J Biomechan* 1985;18:571-84.
2. Panjabi MM, Krag M, Summers D, Videman T. Biomechanical time. Tolerance of fresh cadaveric human spine specimens. *J Orthop* 1985;3:292-300.
3. Yang SW, Langrana NA, Lee CK. Biomechanics of lumbosacral spinal fusion in combined compression torsion loads. *Spine* 1986;11:337-42.
4. Kazarian Z. Dynamic response characteristics of the human column. *Acta Orthop Scand* 1975;146:1-53.
5. Gunnar BJ. Occupational biomechanics. In: Weinstein WJ, Wiesel S (eds). *The lumbar spine*. Philadelphia, London, Toronto, W.B. Saunders Co., 1990;212-24.
6. Hakim NS, King AI. A three dimensional finite element dynamic response analysis of a vertebra with experimental verification. *Biomechan* 1979;12:277-92.
7. Watts C, Smith H. Disc disease. In: Grossmann RG, Hamilton WJ (eds). *Principles of neurosurgery*. New York: Raven Press, 1919;415-35.
8. Panjabi MM, Brandt A, White A. Mechanical properties of the human spine. *J Bone Surg* 1976;58:642-51.
9. Bush-Joseph C, Schipplein D, Andersson G, Andriacchi TP. Influence of dynamic factors on the lumbar spine moment in lifting. *Ergonomics* 1988;31:212-6.
10. Junghanns H. Der Lumbosacralwinkel. *Dtsch Chir* 1992;1:4-6.
11. Nachemson A. The role of spine fusion. *Spine* 1981;6:306.
12. Bozic B, Negovetic L, Ivancic-Kosuta M. Biomechanical analysis of the lumbar spine. *Minim Invas Neurosurg* 1997;40:24-7.
13. Bozic B, Negovetic L, Kogler A, Nikolic V. Biomechanical analysis of the lumbar spine. 11th international congress of Neurological surgery, Amsterdam, 1997;11:1363-7.
14. Bozic B, Kogler A, Negovetic L, Skarica R, Vukic M, Ivancic-Kosuta M. Biomechanical analysis of the lumbar spine. 11th european congress of Neurosurgery, 1999; 529-33.
15. Bozic B, Negovetic L, Kovac S, Kogler A, Sajko T. Biomechanical analysis of the intact and operated human cadaveric lumbar spine. *World spine II – The second interdisciplinary congress on spine care*. 2003;168.
16. Božić B, Sajko T, Kogler A. Sequestered extrusion of lumbar disc experimental model, clinical pictures, diagnosis and treatment. *World spine II – The second interdisciplinary congress on spine care*. 2003;176.
17. Božić B, Grubišić F, Nemčić T. Funkcionalna anatomija lumbosakralne kralježnice. In: Simeon G, Buljan D i sur. *Križobolja*. Zagreb: Slap, 2009;41-55.



Slika 10. Kutovi zakretanja nakon laminektomije

Figure 10. Shift angles after laminectomy.

S obzirom na uočene statistički značajne razlike, kao i izrazito povećanje nestabilnosti kralježnice nakon opsežnih operacija (laminektomija), indicirana je stabilizacija kralježnice i to poglavito dinamična stabilizacija, da bi se očuvala fiziološka dinamika kretnji kralježnice.