



## STUBURO JUOSMENINĖS DALIES TARPSLANKSTELINIO DISKO STANDUMO CHARAKTERISTIKŲ ĮTAKOS SLANKSTELIŲ POSLINKIAMS TYRIMAS

Artūras LINKEL<sup>1</sup>, Julius GRIŠKEVIČIUS<sup>2</sup>, Gintaras JONAITIS<sup>3</sup>

*Vilniaus Gedimino technikos universitetas*

*El. paštas: <sup>1</sup>arturas.linkel@vgtu.lt; <sup>2</sup>julius.griskevicius@vgtu.lt; <sup>3</sup>gintaras.jonaitis@vgtu.lt*

**Santrauka.** Tyrimo objektas yra stuburo tarpslankstelinio disko poslinkių skirtumai esant tiesiniam ir netiesiniam jų standumo koeficientui. Taikomas 10 laisvės laipsnių 2-D stuburo juosmeninės dalies dinaminis modelis, kuris susideda iš 5 juosmens slankstelių, sujungtų standumo ir slopinimo ryšiais. Modeliui nustatomos juosmens apkrovos, kurios susidaro važiuojant dviračiu. Tarpslankstelinio disko savybės parenkamos iš mokslinės literatūros. Sudarytas matematinis modelis leido apskaičiuoti stuburo slankstelių linijinius ir kampinius poslinkius įvertinant tarpslankstelinio disko standžio netiesiškumą. Atlikti skaičiavimai parodė, kad didžiausi skirtumai susidaro esant maksimaliai apkrovai. Didžiausi linijinių poslinkių skirtumai yra 0,6 mm, o kampinių – 0,95 laipsnio. Nustatytos slopinimo koeficiento reikšmės dėl greito modelio atsako poslinkių skaičiavimams įtakos neturėjo.

**Reikšminiai žodžiai:** modeliavimas, biomechanika, stuburo juosmeninė dalis, tarpslanksteliniai diskai, bioaudinių savybės.

### Įvadas

Stuburo ligos yra bendra socialinė problema Lietuvoje ir pasaulyje. Europos mastu kelio, peties, galvos, sąnarių susirgimai sudaro žymiai mažesnę dalį nei stuburo ligos. Iš stuburo sutrikimų pirmąją LBP (*Low Back Pain*) sindromas – juosmeninės stuburo dalies ligos (Hasenbring *et al.* 2012). Lietuvoje LBP sindromas yra viena dažniausiai pasitaikančių ligų, kuri įvairaus amžiaus pacientus verčia apsilankyti pas gydytoją. 75–80 % Lietuvos individų LBP sindromą patiria bent vieną kartą gyvenime, o apie 25 % palaipsniui įgyja chronišką LBP ilgam laikui. Amžius laikomas rizikos faktoriumi chroniniam LBP sindromui atsirasti. Lietuvos mastu žmonėms, kurių amžius didesnis nei 60 m., tikimybė sirgti LBP viršija 50 %. Chroniškas LBP tokiaame amžiuje neretai paverčia žmogų nedarbingu arba iš dalies darbingu (Valeikienė, Mereckas 2006).

Stuburas sudarytas iš 33–35 slankstelių, sujungtų skirtingo storio tarpslanksteliniais diskais ir kitomis jungtimis. Skiriami kaklinis ir juosmeninis stuburo išlinkis į priekį – *lordozė* ir krūtininis bei kryžmeninis išlinkis į galą – *kifozė* (Stropus *et al.* 2005). Tarpslanksteliniai diskai, kaip ir daugelis žmogaus minkštųjų audinių, sudaryti iš tampriųjų biologinių struktūrų ir klampaus skysčio, todėl jie turi klampiai tampriosios medžiagos savybių ir gali dėsningai keisti formą, kai stuburą veikia apkrova. Kai kuriuose moksliniuose straipsniuose ištirtas tarpslankstelinio disko standumo koeficientas pateikiamas kaip konstanta,

o kituose – eksperimentiškai nustatyta charakteritika analogiška viskoelastinio kūno savybėms. Anksčiau sukurtas stuburo juosmens dinaminis modelis taikomas tiriant slankstelio posūkio ir poslinkio amplitudžių skirtumus esant toms pačioms apkrovoms. Straipsnyje nagrinėjami 5-ių juosmeninės dalies slankstelių poslinkiai dėl tarp jų esančių tarpslankstelinio disko deformacijų.

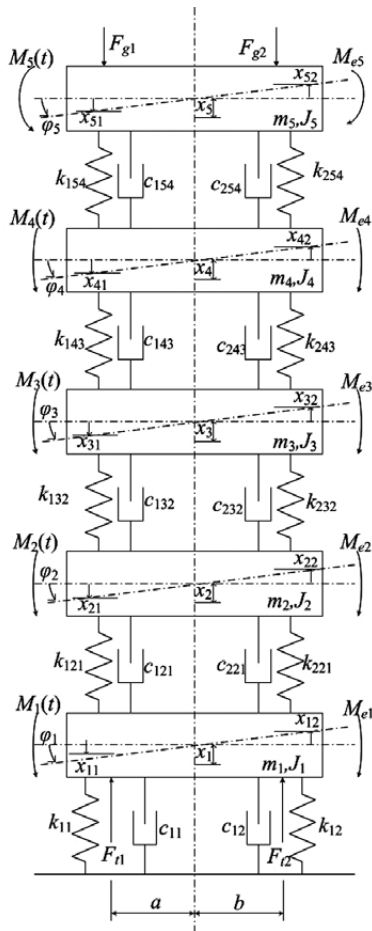
Modeliui apkrauti parenkamos dviratrininko stuburą veikiančios apkrovos, nes didžioji dalis dviratrininkų patiria stuburo skausmus, o kadangi jų etiologija nėra nustatyta, gydytojo diagnozė būna – „neaiškios kilmės chroninis skausmas“ (Salai *et al.* 1999).

Pagrindinis darbo tikslas – apskaičiuoti, kokie gauti maksimalūs slankstelių posūkių ir poslinkių skirtumai, kai tarpslankstelinio disko standumo koeficiento vertė parenkama vidutinė tiesinė, o kitu atveju reali – kintanti priklausomai nuo apkrovos dydžio.

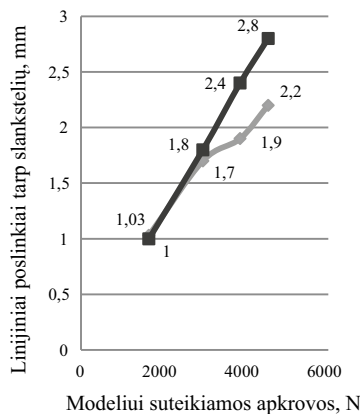
### Priemonės ir metodika

Siekiant apskaičiuoti slankstelių linijinius ir kampinius poslinkius vienas kito atžvilgiu, taikytas anksčiau sukurtas (Griškevičius *et al.* 2014) 10 laisvės laipsnių biomechaninis modelis, kuris sudarytas iš 5 absoliučiai kietų slankstelių. Kiekvienas jų gali pasislinkti ir pasisukti vienas kito atžvilgiu (1 pav.). Dinaminiame modelyje eksperimentiškai

nustatyta jėga  $F_i$  ir svorio jėga  $F_g$  sukelia slankstelių, kurių masės  $m_i$ , linijinius poslinkius  $x_i$ . Kūnai, veikiami išorinių ir inercijos momentų  $M_i$  ir  $M_{ci}$ , gali pasisukti apie masės centrą  $O_i$  kampu  $\varphi_i$ .



1 Pav. Dviratininko stuburo juosmens dinaminis modelis:  $J_i$  – inercijos momentas,  $x_i$  – linijiniai poslinkiai,  $x_{i1}$ ,  $x_{i2}$  – kampiniai poslinkiai,  $M_i(t)$  – išoriniai momentai  
 Fig. 1. Dynamic model for the lumbar spine region of the cyclist:  $J_i$  – moments of inertia,  $x_i$  – mass displacement,  $x_{i1}$ ,  $x_{i2}$  – variations in mass position due to rotation,  $M_i(t)$  – external moments



2 pav. Kampiniai ir linijiniai poslinkiai, gauti taikant tiesinį ir netiesinį slopinimo koeficientą K  
 Fig. 2. Linear and angular displacement under the same load with nonlinear and constant stiffness K

Atliekant skaičiavimus taikomas iš dinaminio modelio (1 pav.) gautas matematinis modelis (1):

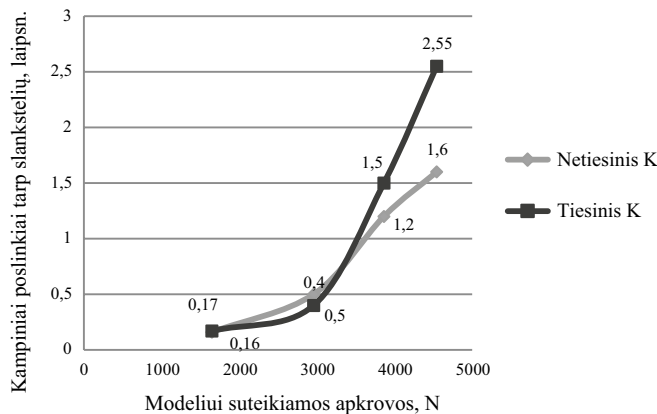
$$[M] \begin{Bmatrix} \ddot{x}_1 \\ \ddot{\varphi}_1 \\ \ddot{x}_2 \\ \ddot{\varphi}_2 \\ \ddot{x}_3 \\ \ddot{\varphi}_3 \\ \ddot{x}_4 \\ \ddot{\varphi}_4 \\ \ddot{x}_5 \\ \ddot{\varphi}_5 \end{Bmatrix} + [C] \begin{Bmatrix} \dot{x}_1 \\ \dot{\varphi}_1 \\ \dot{x}_2 \\ \dot{\varphi}_2 \\ \dot{x}_3 \\ \dot{\varphi}_3 \\ \dot{x}_4 \\ \dot{\varphi}_4 \\ \dot{x}_5 \\ \dot{\varphi}_5 \end{Bmatrix} + [K] \begin{Bmatrix} x_1 \\ \varphi_1 \\ x_2 \\ \varphi_2 \\ x_3 \\ \varphi_3 \\ x_4 \\ \varphi_4 \\ x_5 \\ \varphi_5 \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} -F_{t1} - F_{t2} \\ M_1 - F_{t1}a - F_{t2}b \\ 0 \\ M_2 \\ 0 \\ M_3 \\ 0 \\ M_4 \\ -F_{g1} - F_{g2} \\ M_5 - F_{g1}a - F_{g2}b \end{Bmatrix} \quad (1)$$

Apkrovos, panaudotos matematiniam juosmens modeliui apkrauti, susidaro vačiuojant dviračiu sudėtingais režimais (Griškevičius *et al.* 2014). Tarpslankstelinio diskų standumas (O’Connel *et al.* 2011), slopinimas (Izambert *et al.* 2004) bei slankstelio charakteristikos (Gardner-Morse, Stockes 2004) parinktos iš mokslinės literatūros. Skaičiavimams taikoma viena tarpslankstelinio disko standumo vertė yra vidutinė, o kita – kintanti priklausomai nuo poslinkio.

### Rezultatai

Dinaminis dviratininko stuburo juosmens modelis apskaičiuo linijinius ir kampinius slankstelių poslinkius sagitalinėje plokštumoje iteracijų metodu.

Parinktas standumo koeficientas yra netiesinis (200–1200 N/mm) ir taikomas vienas standumo koeficiento dydis – konstanta (850 N/mm). Didžiausi poslinkiai gauti tarp L4–L5 slankstelių. Taip yra todėl, kad šioje vietoje dėl jėgos peties susidaro didžiausias momentas ir koncentruojasi masė. 2 pav. pavaizduotos dvi diagramos, kuriose yra po 2 kreives.



Pirmoji diagrama rodo didžiausius linijinius tarpslankstelinius poslinkius, apskaičiuotus pritaikius modelį, kai nustatytos apkrovos 1648 N, 2957 N, 3863 N, 4542 N. Skaičiuojant pasitelkus tiesinį standumo koeficientą K, didžiausi linijiniai poslinkiai tarp slankstelių yra 2,8 mm, o skaičiuojant pasitelkus netiesinį standumo koeficientą K – 2,2 mm.

Antroji diagrama (2 pav.) rodo kampinius slankstelių poslinkius, kai nustatytos apkrovos 1648 N, 2957 N, 3863 N, 4542 N. Didžiausi kampiniai slankstelių poslinkiai, kai standumo koeficientas tiesinis, yra 2,55 laipsn., o kai standumo koeficientas K netiesinis – 1,6 laipsn. Kadangi teorinio eksperimento objektas yra juosmens slankstelių poslinkių skirtumų skaičiavimai ir palyginimas esant skirtingoms tarpslankstelinio disko savybėms, tyrimo tikslas buvo pasiektas sėkmingai.

### Išvados

1. Maksimalus gautas linijinių poslinkių skirtumas skaičiuojant pasitelkus tiesinį ir netiesinį standumo koeficientus yra 0,6 mm.
2. Maksimalus gautas kampinių poslinkių skirtumas skaičiuojant pasitelkus tiesinį ir netiesinį standumo koeficientus yra apie 0,95 laipsn.
3. Įvertinus slankstelio geometriją, 1 laipsn. slankstelio pasukimas sukelia 500 N didesnę spaudimo jėgą gniuždomoje slankstelio pusėje ties slankstelio kraštu ir tiek pat gniuždymo jėgą sumažėja kitoje pusėje.
4. Kai slopinimo koeficiento reikšmė mažesnė už  $2567 \times 10$  Ns/mm, dinaminis modelis spėja visiškai sureaguoti į žadinimą, kurio trukmė 0,01 s.

### Literatūra

- Gardner-Morse, M. G.; Stokes, I. A. F. 2004. Structural behavior of human lumbar spinal motion segments, *Journal of Biomechanics* 37(16): 205–212.  
<http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2003.10.003>
- Griškevičius, J.; Linkel, A.; Pauk, J. 2014. Research of cyclist's spine dynamical model, *Acta of Bioengineering and Biomechanics* 16(1).  
<http://www.actabio.pwr.wroc.pl/Vol16No1/5.pdf>
- Hasenbring, M., et al. 2012. *From acute to chronic back pain: risk factors, mechanisms and clinical implications*. Oxford: Oxford University Press.  
<http://dx.doi.org/10.1093/med/9780199558902.001.0001>
- Izambert, O., et al. 2003. Dynamic stiffness and damping of human intervertebral disc using axial oscillatory displacement under a free mass system, *European Spine Journal* 12(6): 562–566.  
<http://dx.doi.org/10.1007/s00586-003-0569-0>
- O'Connell, G. D., et al. 2011. Axial creep loading and unloaded recovery of the human intervertebral disc and the effect

of degeneration, *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 4(7): 933–942.  
<http://dx.doi.org/10.1016/j.jmbbm.2011.02.002>

Salai, M.; Brosh, T.; Blankstein, A., et al. 1999. Effect of changing the saddle angle on the incidence of low back pain in recreational bicyclists, *British Journal of Sports Medicine* 33(6): 398–400. <http://dx.doi.org/10.1136/bjism.33.6.398>

Stropus, R., et al. 2005. *Žmogaus anatomija*. Vitae Litera, 102–104.

Valeikienė, V.; Mereckas, G. 2006. Ūmūs ir lėtiniai nugaros skausmai vyresnio amžiaus pacientams, *Gerontologija* 7(3): 154–157.

### RESEARCH ON THE INFLUENCE OF THE PROPERTIES OF INTERVERTEBRAL DISC STIFFNESS OF THE LUMBAR SPINE ON THE DISPLACEMENT OF VERETBRAE

A. Linkel, J. Griškevičius, G. Jonaitis

#### Abstract

The article proposes the method for evaluating angular and linear changes in intervertebral discs of the spine depending on linear and nonlinear intervertebral disc stiffness. A dynamic made of 5 solid bodies connected by damping and stiffness components and applied for 2-D 10 degrees of freedom of the lumbar spine has been used for calculations. The system of the equation has been written in a matrix form. Lumbar intervertebral discs stiffness and damping properties have been selected from scientific articles and make from 200 N/mm to 1200 N/mm and from 229 Ns/mm to 5100 Ns/mm respectively for non-linear calculation and 800 N/mm – 2637 Ns/mm for linear displacement calculation. External loads applied to the model are 1648 N, 2957 N, 3863 N and 4542 N. The basic task of the paper is to calculate the biggest difference in linear and angular displacement considering 2 cases: linear and non-linear stiffness value. The greatest estimated difference, under the highest load, makes 0.6 mm for linear and 0.95 degrees for angular displacement. Because of the fast response of the model to the load, the damping value could not affect displacement.

**Keywords:** modelling, biomechanics, lumbar spine, intervertebral discs, biomechanical properties of tissue.