

STUBURO JUOSMENS SLANKSTELIŲ SISTEMOS SKAITINIS TYRIMAS BEM

Rimantas Kačianauskas¹, Oleg Ardatov²

Vilniaus Gedimino technikos universitetas

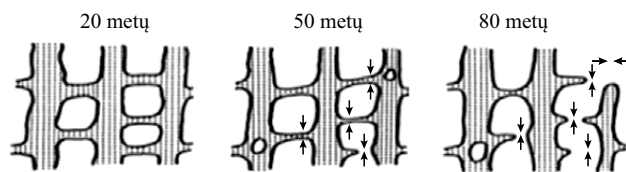
El. paštas: ¹rimantas.kacianauskas@vgtu.lt; ²oleg.ardatov@vgtu.lt

Santrauka. Straipsnyje aprašomas stuburo juosmeninės dalies slankstelio (L1) bei juosmeninės dalies slankstelių (L1-L4) sistemos modeliavimas ir tyrimas baigtinių elementų metodu (BEM). Sukuriamas erdvinis skaitinis modelis programinės įrangos *SolidWorks* aplinkoje. Sudaroma vieno ir keturių slankstelių (L1-L4) skaičiuojamosios schemos, modeliams suteikiama gniuždymo apkrova. Nagrinėjamas modelių deformavimas, esant gniuždymo apkrovai, kartu simuliuojant senėjimo procesų ir osteoporozės poveikį, kuris pasireiškia audinio silpnėjimu. Nagrinėjami ir lyginami trys atvejai: sveiko audinio apkrovimas, vidutinio osteoporozės lygio paveiktos slankstelių sistemos apkrovimas ir aukšto osteoporozės lygio paveikto modelio apkrovimas.

Reikšminiai žodžiai: slankstelių biomechanika, biologinių audinių modeliavimas, skaitiniai tyrimai BEM.

Įvadas

Didžiausi pokyčiai trabekulių architektūroje senstant vyksta akytajame kauliniame audinyje. Literatūroje minima, kad senstant hipertrofuoja vertikaliosios sijos, daugiausia palaikančios kaulo stiprumą. Tuo tarpu horizontaliosios sijos plonėja. Vidutinis trabekulių storis su amžiumi mažėja. Trabekulių tarpų didėjimas senstant priklauso nuo trabekulių skaičiaus mažėjimo. Pasiekus devyniasdešimt metų, bus prarasta viena iš keturių horizontalių ir viena iš vienuolikos vertikalinių trabekulių (Keaveny, Yeh 2002). Senstant plonėja tiek horizontaliosios, tiek vertikaliosios trabekulės, tačiau vertikaliosios yra storesnės už horizontaliąsias, dėl to jos lėčiau išnyksta (1 pav.) (Wegrzyn *et al.* 2010).



1 pav. Struktūros retėjimas, senstant kaulo audiniui

Fig. 1. Rarefaction of bone structure of ageing

Taigi kaulinio audinio senėjimas tampa ypač pavojingas išsivysčiusi osteoporozė. Osteoporozė – kaulų liga, pasižyminti kaulinio audinio tankio mažėjimu, maža kaulo mase ir trapumu. Osteoporozė paveikia daugiau nei 200 mln. žmonių visame pasaulyje. Dėl jos poveikio kasmet užfiksuojama 1,5 mln. lūžių atvejų (Anon 1993). Gydomo išlaidos kasmet sudaro apie \$10 mlrd. visame pasaulyje (Lin, Lane 2004).

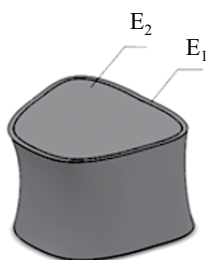
Osteoporozė paveikia visą griaučių sistemą, bet dažniausiai lūžiai įvyksta stuburo juosmeninėje dalyje (Nevitt *et al.* 1999). Stuburo lūžiai padidina mirties riziką. Mirtingumo rodiklis pirmaisiais metais po lūžio sudaro 28 %, praėjus penkeriems metams po lūžio – 72 % (Johnell *et al.* 2004).

Mechaniniu požiūriu osteoporozė pasireiškia tamprumo ir stiprumo savybių sumažėjimu, o tai lemia deformacijų ir poslinkių padidėjimą, taip pat įtempimų koncentratorių atsiradimą, dėl kurių ir atsiranda plyšiai. Atsižvelgiant į tai, kad kaulas yra ne tik biologinė medžiaga, bet ir mechanikos objektas, jį galima sumodeliuoti taikant mechanikos mokslo metodus. Modeliavimo rezultatai gali būti naudingi diagnozuojant osteoporozę ir įvertinant paciento būklę.

Slankstelių sistemos modeliavimas

Sukuriamas vieno slankstelio skaitinis erdvinis modelis *SolidWorks* aplinkoje. Modelio geometrija ir struktūra pateiktos 2 pav.

Kaip matyti iš 2 pav., skirtumas tarp tankiojo ir akytojo audinio yra modeliuojamas sumažinant tamprumo modulį. Tariama, kad tankiojo audinio tamprumo modulis yra 20 GPa, Puasono koeficientas – 0,3. Jo sluoksnio storis – 0,5 mm (Budyn, Hoc 2007). Esant osteoporozės poveikiui, jis suretinamas iki 0,2 mm (McDonald 2010). Akytojo audinio Puasono koeficientas nustatomas 0,4; tamprumo moduliai priklausomai nuo audinių degradacijos lygio: 260, 160 ir 67,5 MPa (McDonald 2010).



2 pav. Vieno slankstelio skaitinis modelis: E_1 – tamprumo modulis, atitinkantis tankųjį audinį; E_2 – tamprumo modulis, atitinkantis akytajį audinį

Fig. 2. Numerical model of lumbar vertebra: E_1 – elastic modulus of compact bone; E_2 – elastic modulus of trabecular bone

Daromos medžiagos izotropiškumo, vientisumo ir tiesiškumo prielaidos. Medžiaga modeliuojama idealiai tampri. Sprendžiamas tiesinės tamprumo teorijos uždavinys. Statikos, geometrinės ir fizinės lygtys tenzorine forma:

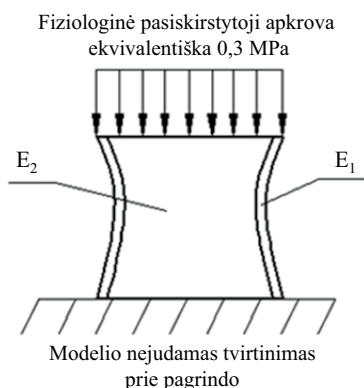
$$\sigma_{ij,j} + f_i = 0; \quad (1)$$

$$\varepsilon_{ij} = \frac{U_{i,j} + U_{j,i}}{2}; \quad (2)$$

$$\sigma_{ij} = C_{ijkl} \cdot \varepsilon_{kl}, \quad (3)$$

čia σ_{ij} – įtempimų tenzorius komponentės; f_i – veikiančių jėgų projekcijos ant koordinatinių ašių; ε_{ij} – deformacijos tenzorius komponentės; U – poslinkių vektorius komponentės; C_{ijkl} – tamprumo modulių tenzorius komponentės.

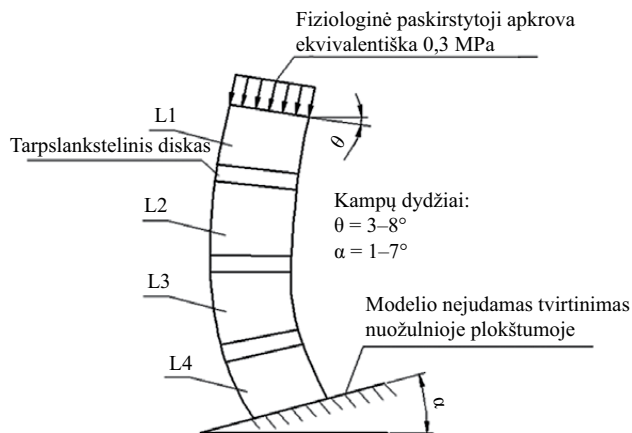
Tiriamas fiziologinės apkrovos poveikis vienam slanksteliui. Apkrovos dydis – 0,3 MPa, vidutiniška paskirstytoji apkrova juosmens slankstelių sričiai, esant 1,70 m ūgio žmogui (McDonald 2010), apkrovos pobūdis – gniuždymas. Vieno slankstelio modelio skaičiuojamoji schema kartu su bandymo kraštinėmis sąlygomis pateikta 3 pav.



3 pav. Vieno slankstelio skaičiuojamoji schema: gniuždymo apkrova 0,3 MPa suteikiama prie pagrindo nejudamai užtvirtintam modeliui

Fig. 3. Loading of lumbar vertebra: pressure of 0,3 MPa applied to fixed model

Taip pat atliekamas skaitinis bandymas su 4-ių slankstelių (L1-L4) sistema. Skaičiuojamoji schema yra pateikta 4 pav.



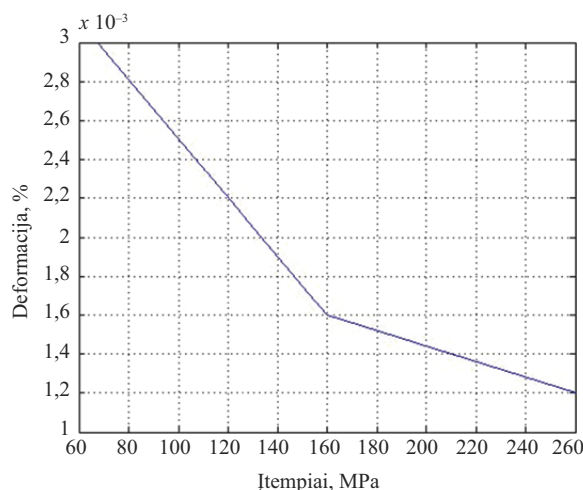
4 pav. Slankstelių sistemos L1-L4 skaičiuojamoji schema: paskirstytoji gniuždymo apkrova 0,3 MPa suteikiama prie pagrindo nejudamai užtvirtintam modeliui. Pasirinktų kampų dydžiai: $\alpha = 3^\circ$, $\theta = 5^\circ$

Fig. 4. Loading of lumbar vertebra L1-L4 system: pressure of 0,3 MPa applied to fixed model. Value of angles: $\alpha = 3^\circ$, $\theta = 5^\circ$

Taip pat įvertinama tarpslankstelių diskų įtaka. Tarp jų ir sistemos slankstelių yra sudaromas tamprusis ryšis. Tarpslankstelinio disko tamprumo modulis – 10 MPa, Puasono koeficientas – 0,5.

Modeliavimo rezultatai

Vieno slankstelio deformavimo priklausomybė nuo audinių būklės, esant 0,3 MPa gniuždymo apkrovai, pateikta 5 pav.

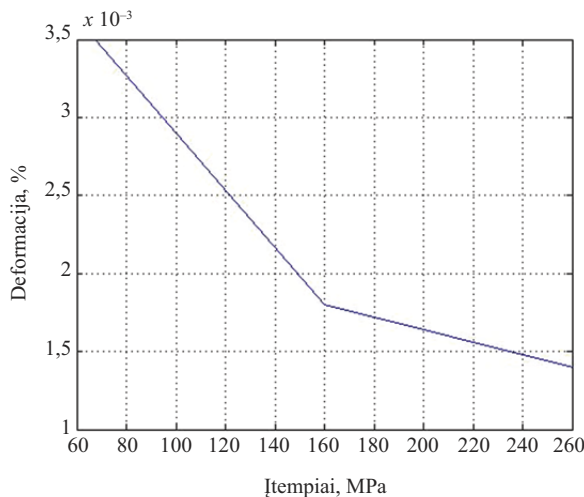


5 pav. Vieno slankstelio deformavimo priklausomybė nuo audinių būklės, esant 0,3 MPa gniuždymo apkrovai

Fig. 5. The dependence of vertebra model deformation on elastic properties of bone tissue

Kaip matyti iš 5 pav., fiziologinė apkrova, esant sveikam audiniui, yra nepavojinga, kadangi sukeltos deformacijos nėra didelės, tačiau, mažėjant audinių tamprumo moduliui (tai įvyksta dėl degradacijos proceso), slankstelio deformavimo dydis padidėja daugiau nei penkis kartus.

Slankstelių L1-L4 sistemos deformavimo bandymo rezultatai pateikti 6 pav.



6 pav. Slankstelių L1-L4 sistemos deformavimas, esant 0,3 MPa apkrovai

Fig. 6. The dependence of model of lumbar vertebra L1-L4 system on elastic properties of bone tissue

Išvados

Atsižvelgiant į gautus modelių deformavimo rezultatus, galima teigti, kad, esant sveikam audiniui, kurio būklę atspindi mechaninės tamprumo savybės (tankiojo audinio tamprumo modulis – 20 GPa, akytojo audinio – 260 MPa), fiziologinė apkrova – 0,3 MPa (vidutiniška 1,70 m ūgio žmogui) nėra pavojinga, kadangi sukeltos deformacijos yra nereikšmingos – ekvivalentiška deformacija (ESTRN) yra mažesnė nei $1,5 \cdot 10^{-3}$. Tačiau, sumažėjus akytojo audinio tamprumo moduliui iki 160 MPa, deformavimo dydis padidėja 1,3 karto. Apkrovus modelį, esant aukštam degradacijos laipsniui (sumažėjus tankiojo audinio sluoksnio storiui iki 0,2 mm ir akytojo audinio tamprumo moduliui iki 67,5 MPa), deformavimo dydis padidėja 2,5 kartus, palyginti su sveiko audinio deformavimu.

Literatūra

- Anon. 1993. Consensus development conference: diagnosis, prophylaxis and treatment of osteoporosis, *American Journal of Medicine* 94: 50–56.
- Budyn, E.; Hoc, T. 2007. Multiple scale modeling of cortical bone fracture in tension using X-FEM, *Revue Européenne de Mécanique Numérique (European Journal of Computational Mechanics)* 16: 213–236.
<http://dx.doi.org/10.3166/remn.16.213-236>

- Johnell, O., et al. 2004. Mortality after osteoporotic fractures, *Osteoporosis International* 15: 38–42.
<http://dx.doi.org/10.1007/s00198-003-1490-4>
- Keaveny, T. M.; Yeh, O. C. 2002. Architecture and trabecular bone – toward an improved understanding of the biomechanical effects of age, sex and osteoporosis, *Journal of Musculoskeletal and Neuronal Interactions* 2(3): 205–208.
- Lin, J. T.; Lane, J. M. 2004. Osteoporosis: a review, *Clinical Orthopaedics and Related Research* 425: 34–42.
<http://dx.doi.org/10.1097/01.blo.0000132404.30139.f2>
- McDonald, K. 2010. Development of a multi-scale finite element model of the osteoporotic lumbar vertebral body for the investigation of apparent level vertebra mechanics and microlevel trabecular mechanics, *Medical Engineering and Physics* 32: 653–661.
<http://dx.doi.org/10.1016/j.medengphy.2010.04.006>
- Nevitt, M. C., et al. 1999. Association of prevalent vertebral fractures, bone density, and alendronate treatment with incident vertebral fractures: effect of number and spinal location of fractures. The fracture intervention trial research group, *Bone* 25(5): 9–13.
[http://dx.doi.org/10.1016/S8756-3282\(99\)00202-1](http://dx.doi.org/10.1016/S8756-3282(99)00202-1)
- Wegrzyn, J., et al. 2010. Role of trabecular microarchitecture and its heterogeneity parameters in the mechanical behavior of Ex-Vivo Human L3 Vertebrae, *Journal of Bone and Mineral Research* 25(11): 2324–2331.
<http://dx.doi.org/10.1002/jbmr.164>

FEM MODELLING OF LUMBAR VERTEBRA SYSTEM

R. Kačianauskas, O. Ardatov

Abstract

The article presents modeling of human lumbar vertebra and its deformation analysis using finite elements method. The problem of tissue degradation is raised. Using the computer aided modeling with *SolidWorks* software the models of lumbar vertebra (L1) and vertebra system L1-L4 were created. The article contains social and medical problem analysis, description of modeling methods and the results of deformation test for one vertebra model and for model of 4 vertebrae (L1-L4).

Keywords: vertebrae biomechanics, tissue engineering, FEM.