



OSTEOPOROTINIO SLANKSTELIO L1 ĮTEMPTOJO BŪVIO SKAITINIS TYRIMAS BEM ESANT LENKIMO APKROVAI

Oleg ARDATOV¹, Algirdas MAKNICKAS², Rimantas KAČIANAUSKAS³

Vilniaus Gedimino technikos universitetas, Vilnius, Lietuva

El. paštas: ¹oleg.ardatov@vgtu.lt; ²algirdas.maknickas@vgtu.lt; ³rimantas.kacianaukas@vgtu.lt

Santrauka. Straipsnyje yra atliekamas stuburo juosmeninės dalies slankstelio (L1) modeliavimas ir tyrimas baigtinių elementų metodu (BEM). Yra sukuriama erdvinis skaitinis modelis programinės įrangos *SolidWorks* aplinkoje. Sudaroma slankstelio skaičiuojamoji schema, modeliui suteikiama lenkimo apkrova sagitalinėje ir frontalinėje plokštumoje. Nagrinėjamas modelio įtemptasis būvis kartu simuliuojant senėjimo procesų ir osteoporozės poveikį, kuris pasireiškia audinio silpnėjimu. Audinio degradacija yra modeliuojama taikant empiriniu būdu nustatytas išraiškas, kurios nurodo priklausomybes tarp mechaninių savybių ir akytojo kaulo tankio.

Reikšminiai žodžiai: skaitiniai tyrimai BEM, biologinių audinių modeliavimas, kaulo tamprumas, osteoporozė, slankstelis.

Įvadas

Kaului senstant keičiasi akytojo audinio porėtumas ir mechaninės savybės. Literatūroje minima, kad senstant hipertrofuoja vertikaliosios sijos, daugiausiai palaikančios kaulo stiprumą. Horizontalios sijos plonėja. Vidutinis trabekulių storis su amžiumi mažėja. Trabekulių tarpų didėjimas senstant priklauso nuo trabekulių skaičiaus mažėjimo. Sulaukus devyniasdešimties metų bus prarasta viena iš keturių horizontaliųjų ir viena iš vienuolikos vertikaliųjų trabekulių (Keaveny, Yeh 2002). Senstant plonėja tiek horizontaliosios, tiek vertikaliosios trabekulės (Heggeness, Doherty 1997), tačiau vertikaliosios yra storesnės už horizontaliąsias, dėl to jos lėčiau išnyksta (Wegrzyn *et al.* 2010).

Taip pat reikia pabrėžti, kad kaulinio audinio senėjimas tampa ypač pavojingas esant išsivystomai osteoporozei. Osteoporozė – kaulų liga, pasižyminti kaulinio audinio tankio mažėjimu, maža kaulo mase ir trapumu. Osteoporozė paveikia daugiau nei 200 milijonų žmonių visame pasaulyje. Dėl osteoporozės poveikio yra kasmet užfiksuojama 1,5 milijono lūžių atvejų (Anon 1993). Gydymo išlaidos sudaro apie 10 milijardų dolerių kasmet 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 pirmais metais po lūžio sudaro 28 %, po penkių metų 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 įtempių koncentratorių atsiradimą, dėl kurių ir susidaro plyšiai. Atsižvelgiant į tai, kad kaulas yra ne tik biologinė medžiaga, bet ir mechanikos objektas, jį galima sumodeliuoti taikant mechanikos mokslo metodus (Budyn, Hoc 2007). Modeliavimo rezultatai gali būti naudingi diagnozuojant osteoporozę ir įvertinant paciento būklę.

Atsižvelgiant į tai, gali būti suformuluotas darbo tikslas: pritaikyti klinikinius duomenis ir empirines išraiškas degraduoto kaulo mechaninėms savybėms nustatyti; sukurti trimatį skaitinį modelį slankstelio lūžių rizikai įvertinti; pritaikyti gautus rezultatus osteoporozės diagnostikai.

Problemos formulavimas ir pradiniai duomenys

Sudaroma prielaida, kad kaulas yra idealiai tampri medžiaga. Suformuluojamas tamprumo teorijos uždavinys. Pagrindinės lygtys yra pateiktos tenzorine forma:

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

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

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

čia $\sigma_{ij,j}$ – įtempių tenzorius komponentės, f_i – veikiančių jėgų projekcijos ant koordinačių ašių, ε_{ij} – deformacijos

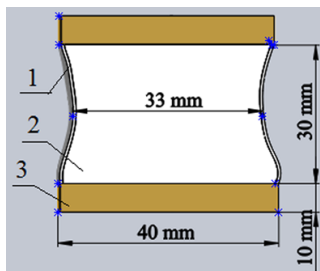
tenzorius komponentės, U – poslinkių vektorius komponentės, C_{ijkl} – tamprumo modulių tenzorius komponentės.

Parinkamas Von Mises-Henckey stiprumo kriterijus. Šio kriterijaus parinkimas yra grindžiamas tuo, kad kaulas yra trapi medžiaga, ir viršijus šį kriterijų ekvivalentiški įtempiai yra išreiškiami pateikta formule:

$$\sqrt{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2} = \sigma_c, \quad (5)$$

čia $\sigma_1, \sigma_2, \sigma_3$ – atitinkamai didžiausias, vidutinis ir mažiausias pagrindinis įtempis; σ_c – Von Mises įtempis, kuris yra lyginamas su stiprumo riba – 40 MPa (McDonald 2010)

Yra sukuriamas vieno slankstelio skaitinis erdvinis modelis *SolidWorks* aplinkoje. Modelis susideda iš tankiojo audinio, akytojo audinio ir tarpslankstelinio disko. Modelio geometriniai duomenys su apytiksliais matmenimis ir struktūra yra pateikti 1 pav.



1 pav. Vieno slankstelio skaitinis modelis: 1 – tankusis audinys; 2 – akytasis audinys; 3 – tarpslankstelinis diskas
Fig. 1. Numerical model of lumbar vertebra: 1 – cortical shell; 2 – cancellous bone; 3 – intervertebral disk

Skirtumas tarp tankiojo ir akytojo audinio yra modeliuojamas sumažinant tamprumo modulį. Tankiojo audinio degradacija yra modeliuojama sumažinant kevalo storį. Yra nagrinėjami 3 atvejai: kai tankiojo audinio storis yra 0,5; 0,4 ir 0,2 mm.

Akytojo audinio tamprumo modulis yra nustatomas pritaikant empirines išraiškas, nurodančias tamprumo modulio ir tankio sąryšį (Helgason *et al.* 2008):

$$E_{ak.} = 4.730\rho_{ak.}^{1.56}, \quad (1)$$

čia $\rho_{ak.}$ – audinio tankis. Šiame tyrime yra skaičiuojamas 0,10–0,30 g/cm³ intervale.

Tankusis bei akytasis audiniai yra modeliuojami transversaliai izotropiniais tampriais kūnais. Tarpslanksteliniai diskai yra modeliuojami izotropiniais kūnais. Modelio atskirų dalių tamprumo konstantos yra pateiktos lentelėje.

Skaičiuojamoji schema yra pateikta 2 pav.

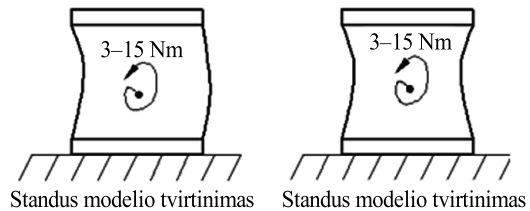
Kaip matyti iš 2 pav., slankstelis yra apkraunamas išorinio momento, kurio dydis yra intervale nuo 3 iki 15 Nm.

Lentelė. Tamprumo konstantos

Table. Elasticity constants

Modelio dalis	E_z , MPa	$E_x = E_y$, MPa	ν_z	$\nu_x = \nu_y$
Tankusis audinys	8000	2500	0,30	0,200
Akytasis audinys	130–720	42–240	0,30	0,200
Tarpslankstelinis diskas	10	10	0,495	0,495

Lenkimas sagitalinėje plokštumoje Lenkimas frontalinėje plokštumoje

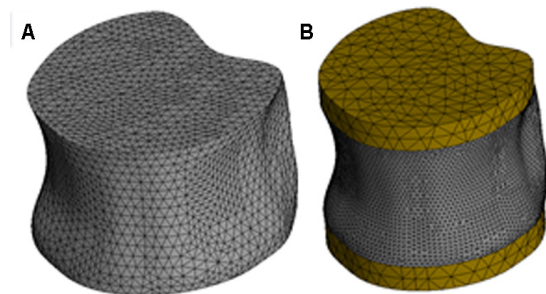


2 pav. Slankstelio skaitinio tyrimo skaičiuojamoji schema

Fig. 2. Loading scheme of lumbar vertebra

Yra nagrinėjami du atvejai, kai išorinis momentas veikia sagitalinėje ir frontalinėje plokštumose.

Modelio suskirstymas į baigtinius elementus yra pateiktas 3 pav.



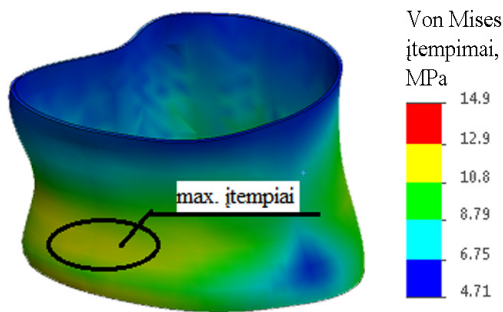
3 pav. Modelio suskirstymas į baigtinius elementus: A – trabekulinio audinio suskirstymas; B – tankiojo audinio ir tarpslankstelinio disko suskirstymas į baigtinius elementus

Fig. 3. Model mesh: A – cancellous bone meshing; B – cortical shell and intervertebral disks meshing

Modelis yra suskirstytas į tūrinius, tetraedro formos baigtinius elementus. Tankiojo audinio baigtinių elementų skaičius – 7686, mazgų skaičius – 16 597; akytojo audinio baigtinių elementų skaičius – 12 915, mazgų skaičius – 18 313; tarpslankstelinio disko baigtinių elementų skaičius – 3224, mazgų skaičius – 5677. Modelis yra apibrėžiamas 323 274 laisvės laipsnių skaičiumi.

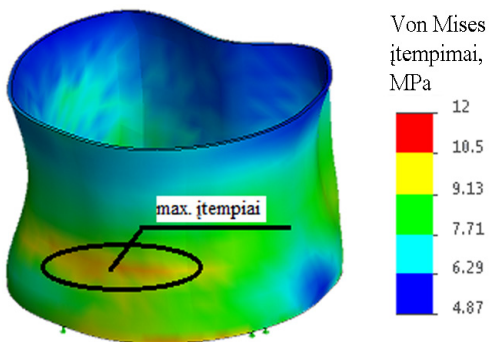
Modeliavimo rezultatai

Buvo gautos įtempių pasiskirstymo schemos. Įtempių pasiskirstymo schema esant lenkimui frontalinėje plokštumoje yra pateikta 4 pav.



4 pav. Tankiojo audinio ekvivalentiškų įtempių pasiskirstymo schema esant frontaliniam lenkimui

Fig. 4. Distribution of von Mises stress on cortical shell of the model during bending on frontal plane



5 pav. Tankiojo audinio ekvivalentiškų įtempių pasiskirstymo schema esant sagitaliniam lenkimui

Fig. 5. Distribution of von Mises stress on cortical shell of the model during bending on saggital plane

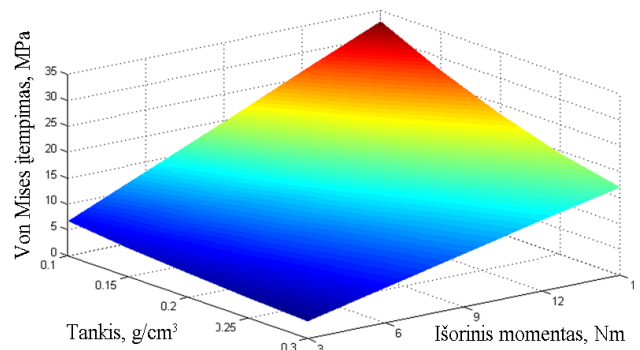
Įtempių pasiskirstymo schema esant lenkimui sagitalinėje plokštumoje yra pateikta 5 pav.

Kaip matyti iš 4 ir 5 pav., įtempių koncentratoriai yra ryškesni esant lenkimui sagitalinėje plokštumoje, tačiau pačių įtempių reikšmės yra didesnės esant lenkimui frontalinėje plokštumoje. Tai galima paaiškinti tankiojo audinio kreivumu ir geometriniais parametrais.

Skaitiniai tyrimai parodė, kad esant 0,5 mm kevalo storiui irimas neįvyksta nei frontalinio, nei sagitalinio lenkimo atveju, net esant mažam akytojo audinio tankiui ($0,10 \text{ g/cm}^3$), jei lenkimo apkrova neviršija 15 Nm. Tai leidžia teigti, kad slankstelio lūžio rizika yra maža, jeigu osteoporozė nepaliečia išorinio kortikalinio audinio.

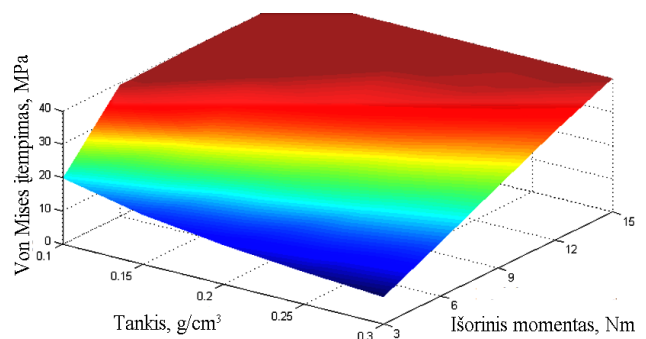
Grafikai, rodantys priklausomybę tarp akytojo audinio tankio, apkrovos ir susidarančių įtempių esant frontaliniam lenkimui ir 0,4 mm kortikalinio audinio storiui, yra pateikti 6 pav.

Kaip matyti iš 6 pav., Von Mises įtempių reikšmės didėja mažėjant akytojo audinio tankiui ir didėjant lenkimo apkrovos dydžiui, bet nepasiekia kritinės reikšmės (40 MPa) net esant 15 Nm momentui. Panašūs rezultatai buvo aptikti atliekant skaitinį testą suteikiant modeliui len-



6 pav. Didžiausių įtempių reikšmė esant modelio frontaliniam lenkimui, kai yra 0,4 mm tankiojo audinio storis

Fig. 6. Maximal stress during frontal bending of the model with 0.4 mm cortical shell width



7 pav. Didžiausių įtempių reikšmė esant modelio frontaliniam lenkimui, kai tankiojo audinio storis 0,2 mm

Fig. 7. Maximal stress during frontal bending of the model with 0.2 mm cortical shell width

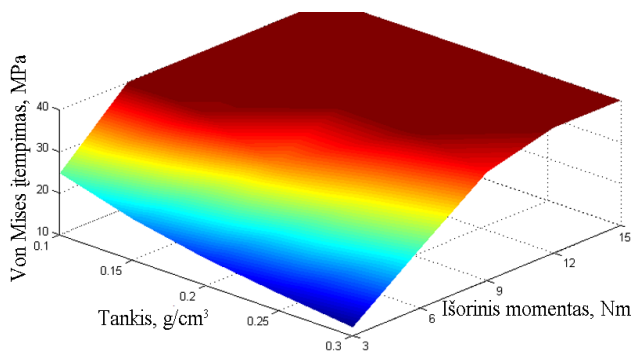
kimo apkrovą sagitalinėje plokštumoje. Tai leidžia teigti, kad 0,4 mm kortikalinio audinio storis geba atlaikyti fiziologinę apkrovą nuo 3 iki 15 Nm.

Grafikas, rodantys priklausomybę tarp akytojo audinio tankio, apkrovos ir susidarančių įtempių esant frontaliniam lenkimui, kai kortikalinio audinio storis 0,2 mm, yra pateiktas 7 pav.

Kaip matyti iš 7 pav., lūžio rizika atsiranda jau esant 9 Nm lenkimo apkrovai, kai akytojo audinio tankis yra $0,1 \text{ g/cm}^3$. Taip pat lūžio rizika yra didelė, kai akytojo audinio tankis yra mažesnis už $0,2 \text{ g/cm}^3$ esant 12 Nm lenkimo apkrovai.

Grafikas, rodantis priklausomybę tarp akytojo audinio tankio, apkrovos ir susidarančių įtempių esant sagitaliniam lenkimui, kai kortikalinio audinio storis 0,2 mm, yra pateiktas 8 pav.

Kaip matyti iš 7 pav., lūžio rizika atsiranda jau esant 6 Nm lenkimo apkrovai, kai akytojo audinio tankis yra $0,1 \text{ g/cm}^3$. Taip pat lūžio rizika yra didelė, kai akytojo audinio tankis yra mažesnis už $0,25 \text{ g/cm}^3$ esant 9 Nm lenkimo apkrovai.



8 pav. Didžiausių įtempių reikšmė esant modelio sagitaliniam lenkimui, kai tankiojo audinio storis 0,2 mm

Fig. 8. Maximal stress during sagittal bending of the model with 0.2 mm cortical shell width

Gauti rezultatai leidžia teigti, kad kortikalinio audinio storis ir akytojo audinio tankis yra svarbūs parametrai, nusakantys slankstelio būklę, ir stiprumo atsarga esant frontaliniam lenkimui yra mažesnė nei sagitaliniam.

Išvados

Atsižvelgiant į gautus modelių įtempių rezultatus galima teigti, kad esant sveikam audiniui, kurio būklę atspindi mechaninės tamprumo savybės bei pakankamas tankiojo audinio kevalo storis, fiziologinė apkrova 3–9 Nm nėra pavojinga, nes susidarantių įtempių dydžiai neviršija stiprumo ribos (40 MPa). Tačiau, sumažėjus akytojo audinio tamprumo moduliui ir tankiojo audinio sluoksnio storiui iki 0,2 mm, kritinių įtempių dydis yra viršijamas jau esant 6 Nm apkrovai.

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.
- Heggeness, M. H.; Doherty, B. J. 1997. The trabecular anatomy of thoracolumbar vertebrae: implications for burst fractures, *Journal of Anatomy* 191: 309–312.
<http://dx.doi.org/10.1046/j.1469-7580.1997.19120309.x>

- Helgason, B., et al. 2008. Mathematical relationships between bone density and mechanical properties: a literature review, *Clinical biomechanics* 23: 135–146.
- Johnell, O., et al. 2004. Mortality after osteoporotic fractures, *Osteoporosis International* 15: 38–42.
- 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.
- 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>
- Lin, J. T.; Lane, J. M. 2004. Osteoporosis: a review, *Clinical Orthopaedics and Related Research* 425: 34–42.
- 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.
- 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 OSTEOPOROTIC VERTEBRA L1 DUE TO BENDING LOAD

O. Ardatov, A. Maknickas, R. Kačianaukas

Abstract

The article presents modeling of human lumbar vertebra L1 and its stress analysis using finite elements method. The problem of tissue degradation is raised. Using the computer aided modeling with SolidWorks software the numerical model of lumbar vertebra and intervertebral disks were created. The article contains statistics of spreading of osteoporosis, description of modeling methods and the results of bending test for various types of tissue degradation.

Keywords: finite element method, bone tissue elasticity, lumbar vertebrae, osteoporosis, vertebra.