



VYTAUTAS MAGNUS  
UNIVERSITY  
— MCMXXII —

S A N D R A M I K U C K Y T Ė

---

**ŽMOGAUS STUBURO  
BIOMECHANINIO  
ATSAKO Į ĮVAIRIAS  
APKROVAS TYRIMAS  
IR STUBURO  
REABILITACIJOS  
METODŲ KŪRIMAS**

---

DAKTARO DISERTACIJOS  
SANTRAUKA

TECHNOLOGINIAI  
MOKSLAI, MECHANIKOS  
INŽINERIJA (T 009)

K a u n a s  
2 0 2 0

KAUNO TECHNOLOGIJOS UNIVERSITETAS  
VYTAUTO DIDŽIOJO UNIVERSITETAS

SANDRA MIKUCKYTĖ

**ŽMOGAUS STUBURO BIOMECHANINIO ATSAKO Į  
ĮVAIRIAS APKROVAS TYRIMAS IR STUBURO  
REABILITACIJOS METODŲ KŪRIMAS**

Daktaro disertacijos santrauka  
Technologiniai mokslai, mechanikos inžinerija (T 009)

Kaunas, 2020

Disertacija rengta 2015–2019 metais Kauno technologijos universiteto Mechatronikos institute.

**Mokslinis vadovas:**

Prof. habil. dr. Vytautas Ostaševičius (Kauno technologijos universitetas, technologijos mokslai, mechanikos inžinerija, T 009).

**Redagavo:** Aurelija Gražina Rukšaitė (Leidykla „Technologija“)

**Mechanikos inžinerijos mokslo krypties disertacijos gynimo taryba:**

Prof. habil. dr. Arvydas PALEVIČIUS (Kauno technologijos universitetas, technologijos mokslai, mechanikos inžinerija, T 009) – **pirmininkas**;

Prof. dr. Giedrius JANUŠAS (Kauno technologijos universitetas, technologijos mokslai, mechanikos inžinerija, T 009);

Prof. dr. Joanna MYSTKOWSKA (Balstogės technologijos universitetas, technologijos mokslai, biomedžiagų inžinerija);

Prof. dr. Antanas VAITKUS (Lietuvos sveikatos mokslų universitetas, medicinos ir sveikatos mokslai, medicina, M 001).

Disertacija bus ginama viešame mechanikos inžinerijos mokslo krypties disertacijos gynimo tarybos posėdyje 2020 m. rugpjūčio 25 d. 11 val. Kauno technologijos universiteto Disertacijų gynimo salėje.

Adresas: K. Donelaičio g. 73-403, 44249 Kaunas, Lietuva.

Tel. (370) 37 30 00 42; faks. (370) 37 32 41 44; el. paštas [doktorantura@ktu.lt](mailto:doktorantura@ktu.lt).

Disertacijos santrauka išsiųsta 2020 m. liepos 24 d.

Su disertacija galima susipažinti internetinėje svetainėje <http://ktu.edu>, Kauno technologijos universiteto bibliotekoje (K. Donelaičio g. 20, 44239 Kaunas) ir Vytauto Didžiojo universiteto Žemės ūkio akademijos bibliotekoje (Studentų g. 11, 53361 Akademija, Kauno raj.)

# IŽANGA

## *Problematika*

Žmogaus stuburas yra sudėtinga sistema, atliekanti ne vieną funkciją: laikanti viršutinės kūno dalies svorį, padedanti išlaikyti stačią kūno padėtį, leidžianti judėti, amortizuojanti apkrovas ir apsauganti nugaros smegenis. Įvairių veiksnių nulemti šios sistemos pokyčiai gali turėti neigiamos įtakos žmogaus savijautai, judrumui ar sukelti skausmą. Per dešimtmetį žmonių, besiskundžiančių apatinės nugaros dalies skausmais, skaičius išaugo 17,3 procento [1]. Viena iš nugaros skausmo priežasčių yra tarpslankstelinio disko degeneracija, kurios sparta priklauso ir nuo patirtų mechaninių stuburo apkrovų. Viena vertus, mechaninės apkrovos gali turėti neigiamos įtakos stuburo sistemai, kita vertus, fizinis aktyvumas stiprina nugaros raumenis ir didina stuburo sistemos stabilumą, todėl mechaninio poveikio stuburo sistemai tyrimai gali padėti nustatyti tinkamas apkrovas ir padėti kurti inovatyvias stuburo problemų prevencijos bei reabilitacijos priemones.

## *Tyrimo tikslas ir uždaviniai*

Pagrindinis šio tyrimo tikslas yra skaitiškai ir eksperimentiškai ištirti juosmeninės stuburo dalies biomechaninį elgesį ir sukurti juosmeninės stuburo dalies reabilitacijos metodus bei priemones. Šiam tikslui pasiekti formuluojami tokie uždaviniai:

1. Atlikti išsamią literatūros, susijusios su žmogaus juosmeninės stuburo dalies biomechaninio atsako į įvairius mechaninius poveikius tyrimais ir šiuolaikiniais stuburo sistemos ligų prevencijos bei reabilitacijos metodais, apžvalgą.
2. Sukurti tarpslankstelinio disko bei juosmeninės stuburo dalies skaitinius modelius, kurie leistų ištirti stuburo atsaką įvairių mechaninių apkrovų atveju.
3. Nustatyti tiek mechaninius, tiek medicininius metodus ir įrangą, reikalingus eksperimentiniams stuburo sistemos tyrimams atlikti.
4. Eksperimentiškai ištirti ciklinių ir trumpalaikių dinaminų apkrovų įtaką stuburo sistemai.
5. Sukurti inovatyvią įrangą, palengvinančią stuburo sistemos stiprinimo ir reabilitacijos procesus, bei eksperimentiškai ištirti šios įrangos efektyvumą.

## *Tyrimo metodai*

Stuburo sistemos tyrimai atlikti naudojantis teoriniais ir eksperimentiniais metodais. Tarpslankstelinio disko ir juosmeninės stuburo dalies modeliavimas baigtinių elementų metodu atliktas naudojantis programine įranga COMSOL

MultiPhysics. Modelių geometrija sukurta bei reikalinga įranga suprojektuota naudojantis CAD programa SolidWorks.

Dauguma eksperimentinių tyrimų atlikta Kauno technologijos universiteto Mechatronikos institute. Stuburo dalies atsakas į smūginę apkrovą buvo matuojamas lazeriniu poslinkių jutikliu Keyence LK-82G ir osciloskopu Picoscope 3424. Ciklinės apkrovos poveikio stuburo sistemai tyrimas buvo atliktas naudojantis bandymų mašina Instron ElectroPuls E10000T. Raumenų aktyvumas buvo matuojamas naudojantis elektromiografu Telemyo 2400R G2, o gauti duomenys buvo įrašyti ir apdoroti kompiuterine įranga Noraxon MR 3.8.

Bandinių kompiuterinė tomografija buvo atlikta Lietuvos sveikatos mokslų universiteto Kauno klinikose naudojant kompiuterinės tomografijos sistemą LightSpeed VCT. Gautų vaizdų apdorojimas buvo atliktas kompiuterinėmis programomis MATLAB ir Sante DICOM Viewer 3D Pro.

### ***Mokslinis naujumas***

1. Sudarytas eksperimentinis metodas, susidedantis iš mechaninio poveikio bei matavimo priemonių ir kompiuterinės tomografijos sistemos, leidžiantis vizualiai bei skaitiškai įvertinti stuburo bandinių pokyčius.
2. Sukurtas stuburo tarpslankstelinio disko baigtinių elementų modelis ir apskaičiuotas skysčio tekėjimo greitis tarpslanksteliame diske, veikiant skirtingoms apkrovoms. Taip pat sukurtas juosmeninės stuburo dalies baigtinių elementų modelis ir įvertintas apkrovų pasiskirstymas šioje stuburo dalyje.
3. Sukurtas ir patentuotas treniruoklis, kurio efektyvumas stiprinant giliuosius nugaros raumenis pagrįstas atliekant eksperimentinius tyrimus.

### ***Ginamieji teiginiai***

1. Sukurti tarpslankstelinio disko ir stuburo juosmeninės dalies baigtinių elementų modeliai leidžia ištirti įvairių apkrovų poveikį ir jų pasiskirstymą juosmeninėje stuburo dalyje bei įvertinti skirtingus tarpslankstelinio disko degeneracijos laipsnius, keičiant modelių medžiagų savybes.
2. Ligtolinės ciklinės apkrovos turi įtakos stuburo reakcijai į trumpalaikes dinamines apkrovas, ir ligitolinės didesnės apkrovos gali lemti mažesnę tarpslankstelinio disko aukščio sumažėjimą trumpalaikių dinaminių apkrovų metu.
3. Sukurtas originalios konstrukcijos stuburo treniruoklio prototipas, veikiantis stuburo sistemą aktyviais arba pasyviais šoninio lenkimo judesiais ir užtikrinantis taisyklingą šių judesių atlikimą.
4. Stuburo treniruoklio poveikio juosmens raumenims tyrimo rezultatai rodo, kad priekinėje plokštumoje suvaržyti šoninio lenkimo judesiai labiau aktyvuoja dauginius raumenis nei paprasto šoninio lenkimo judesiai. Be to,

pilvo raumenų įtraukimas šoninio lenkimo judesių metu padidina visų tirtų juosmens raumenų aktyvumą.

### ***Praktinė vertė***

1. Sukurtas juosmeninės stuburo dalies baigtinių elementų modelis gali būti naudojamas naujiems neinvaziniams stuburo sistemos ligų prevencijos ir reabilitacijos metodams bei priemonėms įvertinti.
2. Suformuluota rekomendacija, kad priekinėje plokštumoje suvaržyto šoninio lenkimo judesiai padidina dauginių raumenų aktyvumą ir yra naudingesni didinant stuburo sistemos stabilumą nei šoninio lenkimo judesiai be papildomų priemonių, bei sukurtas ir patentuotas treniruoklis šių judesių atlikimui palengvinti.

### ***Darbo rezultatų aprobavimas***

Disertacijoje pateikti tyrimų rezultatai buvo paskelbti 5 publikacijose: 2 Web of Science duomenų bazėje referuojamuose leidiniuose su citavimo indeksu ir 3 konferencijų pranešimų leidiniuose. Registruotas vienas nacionalinis patentas ir pateikta paraiška antrajam. Tyrimų rezultatai taip pat buvo pristatyti 7 konferencijose, kurių 6 buvo tarptautinės:

1. 6-oji Lietuvos mokslų akademijos Jaunųjų mokslininkų konferencija „Fizinių ir technologijos mokslų tarpdalykiniai tyrimai 2016“ (Vilnius, Lietuva);
2. 21-oji tarptautinė mokslinė konferencija „Mechanika-2016“ (Kaunas, Lietuva);
3. 12-oji kasmetinė tarptautinė konferencija „Kinesiology and Exercise Sciences 2016“ (Atėnai, Graikija);
4. 22-oji tarptautinė mokslinė konferencija „Mechanika-2017“ (Birštonas, Lietuva);
5. 29-oji tarptautinė konferencija „Vibroengineering 2017“ (Vilnius, Lietuva);
6. 23-oji tarptautinė mokslinė konferencija „Mechanika-2018“ (Druskininkai, Lietuva);
7. 24-oji tarptautinė mokslinė konferencija „Mechanika-2019“ (Kaunas, Lietuva);

### ***Darbo apimtis***

Darbą sudaro įvadas, keturi skyriai, išvados, literatūros sąrašas, autoriaus publikacijų sąrašas ir 1 priedas. Disertacijos apimtis yra 97 puslapiai, 86 paveikslų ir 13 lentelių. Literatūros sąrašą sudaro 103 šaltiniai.

## 1. LITERATŪROS APŽVALGA

Nugaros skausmas dažnai yra susijęs su pakitimais juosmeninėje stuburo dalyje, kurią sudaro 5 slanksteliai, sujungti tarpslanksteliniais diskais ir raiščiais. Juosmeninės stuburo dalies slanksteliai ir tarpslanksteliniai diskai yra didžiausi, nes būtent šiai stuburo daliai tenka didžiausios apkrovos. Tarpslanksteliniai diskai yra sudaryti iš gelinio minkštojo branduolio, jį gaubiančio skaidulinio žiedo ir galinių kremzlinių plokštelių. Tarpslankstelinis diskas yra vadinamas didžiausia avaskuline struktūra žmogaus kūne, nes kraujagyslės yra išsidėsčiusios tik negiliam išoriniame skaidulinio žiedo sluoksnyje, o didžioji dalis maisto medžiagų ir metabolitų transporto vyksta difuzijos būdu. Bet koks maisto medžiagų ir metabolitų pusiausvyros pokytis gali sumažinti disko ląstelių aktyvumą bei gyvybingumą, o kartu turėti neigiamos įtakos disko matricos struktūrai ir lemti spartesnę disko degeneraciją.

Tarpslankstelių diskų degeneracija yra susijusi su proteoglikanų nykimu, minkštojo branduolio dehidratacija, skaidulinio žiedo taisyklingos struktūros irimu bei įtrūkimais. Mechaninių apkrovų įtaka diskų degeneracijai yra vertinama prieštaringai: yra duomenų, kad dinaminės apkrovos gali pagerinti tarpslankstelių diskų mitybą, tačiau jos taip pat gali sukelti galinių plokštelių pažeidimų ir taip sutrikdyti medžiagų apytaką diske.

Aktyviu paros metu tarpslanksteliniai diskai yra gniuždomi viršutinės žmogaus kūno dalies svorio, veikiami skirtingų krypčių lenkimo bei sukimo momentų. Nustatyta, jog nekintama gniuždymo apkrova 4,5 karto sumažina maisto medžiagų ir metabolitų transportavimo greitį tarpslanksteliniam diske [2], o asimetrinė statinė gniuždymo apkrova padidina disko ląstelių žūtis ir jo struktūros irimo tikimybę [3]. Stuburo lenkimo į priekį ir atgal judesiai yra dažniausiai atliekami kasdienės veiklos metu, o kartu ir dažniausiai tiriami. Tyrimai rodo, kad didelis lenkimo pirmyn ir atgal apkrovos dažnis, net ir esant nedideliam lenkimo momentui, lemia tarpslankstelinio disko išvaržos susidarymą [4]. Dėl lenkimosi į priekį tarpslankstelinuose diskuose susidaro didesni įtempiai nei dėl lenkimosi atgal [5], be to, statinei pozicijai pasilenkus į priekį, išlaikyti reikalingas didesnis juosmens stabilumas nei pozicijai atsilenkus atgal. Šoninio lenkimosi judesiai kasdienėje veikloje yra atliekami rečiau, retesni ir šių judesių įtakos tyrimai. Nustatyta, jog vyresniame amžiuje atlikti šoninio lenkimosi judesius tampa sunkiau, tikėtina, dėl sumažėjusio juosmens stabilumo [6]. Modeliavimo rezultatai rodo, kad grynas šoninis lenkimas lemia mažesnius disko šlyties įtempius nei atliekamas kartu su nedideliais lenkimosi į priekį ar atgal judesiais, tačiau be pagalbinių priemonių išvengti šių papildomų judesių nėra lengva.

Nors yra tiriami įvairūs tarpslankstelių diskų degeneracijos ir kitų stuburo sistemos problemų gydymo metodai, vis dėlto nugaros skausmas dažniausiai malšinamas vaistais, judesių terapija arba operacija. Judesių terapija

veiksmingesnė lėtiniam nei staigiam nugaros skausmui gydyti. Tiriant pratimus juosmeninės stuburo dalies būklei gerinti, dažniausiai fokusuojamasi į juosmens raumenų stiprinimą, o kartu ir į stuburo stabilumo didinimą. Reguliariai atliekami dinaminiai, tačiau ne greiti ir ne sprogtančios jėgos reikalaujantys pratimai yra tinkamiausi gerai stuburo sistemos būklei palaikyti [7].

Literatūros apžvalga rodo, kad vis dar trūksta tyrimais pagrįstų neinvazinių metodų ir stuburo sistemos ligų prevencijos ir reabilitacijos priemonių, kurios padėtų sumažinti stuburo problemų riziką, pasekmes, pagerintų judumą ir gyvenimo kokybę.

## 2. JUOSMENINĖS STUBURO DALIES MODELIAVIMAS

Stuburo sistemos modeliavimas leidžia įvertinti parametrus, kurių *in vivo* nepavyktų išmatuoti be sudėtingų invazinių procedūrų, ir leidžia veiksmingiau užtikrinti aplinkos sąlygas nei *in vitro* tyrimų metodai. Stuburo sistemai modeliuoti pasirinkta COMSOL MultiPhysics programinė įranga.

### 2.1. Poroelastinis tarpslankstelinio disko modelis

Erdvinis L4-L5 tarpslankstelinio disko modelis, sudarytas iš atskirų minkštojo branduolio, skaidulinio žiedo ir galinių plokštelių zonų, modeliuojamas kaip poroelastinis kūnas, kuriame, priklausomai nuo jo deformacijos per kietos medžiagos poras, vyksta skysčio judėjimas. Skaidulinio žiedo skaidulos papildomai modeliuojamos kaip 7 vienas kito atžvilgiu sukryžiuoti  $66^\circ$  laipsnių kampu pasvirusių tempiamų santvaros elementų sluoksniai. Ryšys tarp suminių įtempimų, deformacijų ir skysčio porų slėgio aprašomas lygtimi:

$$\sigma = C\varepsilon - \alpha_B p_f I \quad (1),$$

čia  $\sigma$  – Koši įtempimų tenzorius,  $C$  – sauso kūno tamprumo matrica,  $\varepsilon$  – deformacija,  $\alpha_B$  – Biot-Willis koeficientas,  $p_f$  – skysčio porų slėgis.

Skysčio tekėjimas tarpslanksteliniaame diske aprašomas remiantis Darcy'io dėsnium:

$$q = -\frac{\kappa}{\mu} \nabla p \quad (2),$$

čia  $q$  – skysčio tekėjimas,  $\kappa$  – porėtos medžiagos laidumas,  $\mu$  – dinaminė klampa ir  $\nabla p$  – slėgio gradiento vektorius.

Tarpslankstelinio disko brinkimas modeliuojamas naudojant osmosinio slėgio gradientą:

$$\Delta \pi = \varphi_i RT \sqrt{c_F^2 + 4 \frac{\gamma_e^2}{\gamma_i^2} c_e^2 - 2\varphi_e RT c_e} \quad (3),$$

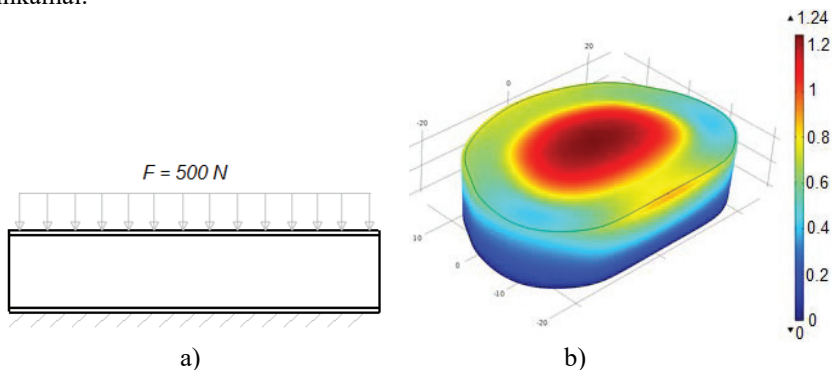


čia  $\varphi_i$  ir  $\varphi_e$  – vidinio ir išorinio osmoso koeficientai,  $R$  – universali dujų konstanta,  $T$  – absoliutinė temperatūra,  $c_F$  – krūvio koeficientas,  $\gamma_i$  ir  $\gamma_e$  – aktyvumo koeficientai ir  $c_e$  – išorinė koncentracija.

Tarpslankstelinio disko modelio degeneracijos laipsnis keičiamas keičiant modelio medžiagų savybes.

## 2.2. Disko modelio validacija

Tarpslankstelinio disko modelis validuotas viršutiniame kremzlinės plokštelės paviršiuje pridėjus tolygiai išskirstytą 500 N apkrovą (2.1 pav.). Literatūroje pateikiamas eksperimentiškai išmatuotas tokios apkrovos sukiamas poslinkis yra 1–1,35 mm [8]. Šiuo modeliu apskaičiuotas poslinkis yra 1,24 mm. Taip pat patikrinta, jog po 16 val. 500 N apkrovos per kitas 8 val. disko aukštis grįžta į pradinį, taigi disko brinkimas taip pat sumodeliuotas tinkamai.

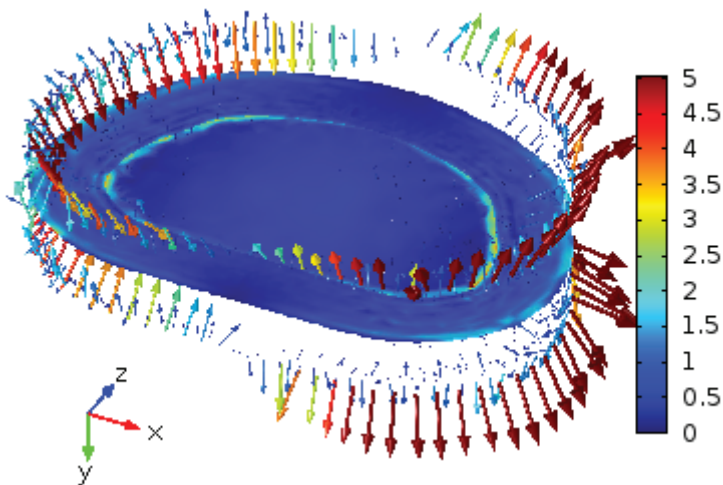


2.1 pav. Tarpslankstelinio disko validacija: a) apkrovos ir įtvirtinimo schema, b) apskaičiuotas poslinkis

## 2.3. Skysčio tekėjimo tarpslanksteliniame diske tyrimas

Šis tarpslankstelinio disko modelis buvo apkrautas 7,5 Nm lenkimo į priekį, atgal, šoninio lenkimo ir ašinio sukimo momentais. Apkrova buvo pridėta 2 sekundes (pirmąją sekundę apkrova tolygiai didėjo nuo 0 iki 7,5 Nm, o antrąją sekundę buvo išlaikyta pastovi 7,5 Nm reikšmė).

Gauti rezultatai rodo, jog didžiausia maksimali skysčio tekėjimo greičio vertė yra 8,37  $\mu\text{m/s}$  ir susidaro dėl šoninio lenkimo. 2.2 pav. pavaizduotas šios apkrovos sukkelto skysčio tekėjimo greičio pasiskirstymas ašiniame pjūvyje ties disko viduriu ir greičio vektorių laukas.

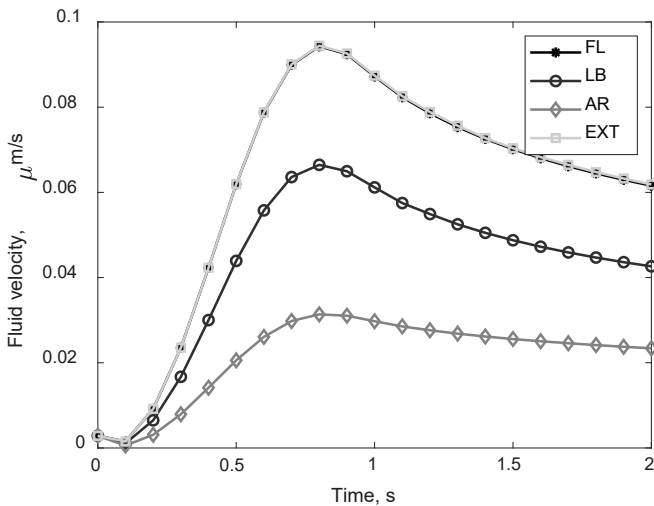


**2.2 pav.** Skysčio tekėjimo greitis dėl šoninio lenkimo apkrovos: rodyklėmis vaizduojamas skysčio tekėjimo greičio vektorių laukas, pjūvyje – greičio vertės ( $\mu\text{m}$ )

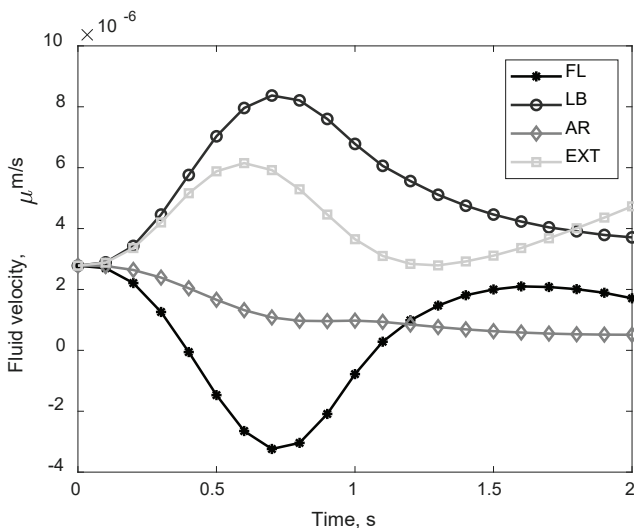
Didžiausias vidutinis tarpslankstelinio disko tekėjimo greitis gaunamas dėl lenkimo į priekį ( $0,0943 \mu\text{m/s}$ ) ir atgal ( $0,0944 \mu\text{m/s}$ ) apkrovų. Visais atvejais maksimali vidutinio greičio vertė pasiekama ties  $0,8\text{--}0,9 \text{ s}$ , po to palaipsniui mažėja (daugiausiai per 2-ąją apkrovos sekundę sumažėja skysčio tekėjimo greitis šoninio lenkimo atveju (30,31 proc.)). Panašios greičio kitimo tendencijos išlieka ir atskirai vertinant skysčio tekėjimo greitį minkštajame branduolyje, skaiduliniame žiede ir galinėse plokštelėse.

Taip pat analizuotos ir vidutinės tarpslankstelinio disko tekėjimo greičio komponentės Y koordinatės kryptimi (išilgai stuburo, taip pat parodyta 2.3 pav.) vertės. Palyginti su suminio vidutinio greičio vertėmis, Y komponentės vertės yra reikšmingai mažesnės, ypač minkštajame branduolyje (2.4 pav.). Minkštajame branduolyje didžiausią skysčio tekėjimo greitį Y koordinatės kryptimi sukelia šoninio lenkimo apkrova. Y komponentės greičio vertės dėl lenkimosi į priekį yra neigiamos, kadangi greičio kryptis yra priešinga koordinatės Y kryptčiai.

Apibendrinant galima teigti, kad šoninis lenkimas lemia panašias skysčio tekėjimo greičio tarpslanksteliniam diske vertes, kaip lenkimas į priekį ir atgal, ir didžiausią tekėjimo greitį minkštajame branduolyje stuburo ašies kryptimi, kuria maisto medžiagos juda iš galinių plokštelių į branduolio centrą, tačiau yra mažiau atliekamas kasdienės veiklos metu, todėl galėtų būti taikomas stuburo problemų prevencijos ir reabilitacijos programose.



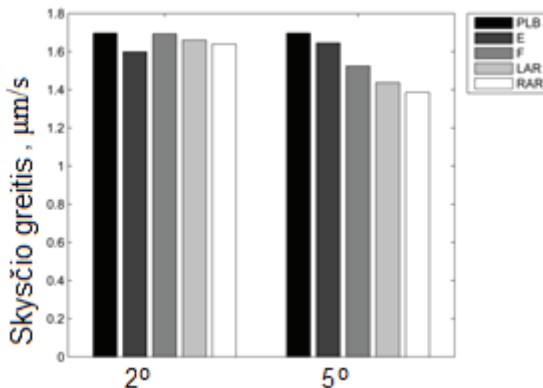
**2.3 pav.** Vidutinio skysčio tekėjimo greičio tarpplanksteliniame diske kitimas (FL – lenkimas į priekį, LB – šoninis lenkimas, AR – ašinis sukimas, EXT – lenkimas atgal)



**2.4 pav.** Vidutinio skysčio tekėjimo greičio komponentės Y kryptimi minkštajame branduolyje kitimas (FL – lenkimas į priekį, LB – šoninis lenkimas, AR – ašinis sukimas, EXT – lenkimas atgal)

## 2.4. Kombinuotos lenkimo apkrovos įtakos tarpslanksteliniam diskui tyrimas

Tirta šoninio lenkimo  $10^\circ$  kampu kartu su papildomomis lenkimo į priekį, atgal ir ašinio sukimosi  $2^\circ$  ir  $5^\circ$  kampais judesių įtaka sveikam ir degeneruotam (3 laipsnis pagal Thompsono skalę) diskui, naudojant 2.1 poskyryje aprašytą modelį. Nustatyta, kad tiek sveiko, tiek degeneruoto disko atveju disko skaiduliniame žiede susidaro didesni įtempiai nei jo branduolyje. Disko degeneracija lemia apie 3 kartus padidėjusius įtempius disko skaiduliniame žiede. Esant sveikam diskui, papildomi  $2^\circ$  ir  $5^\circ$  judesiai neturi įtakos reikšmingiems įtempių maksimalios vertės pokyčiams, tačiau, esant pažeistam diskui, papildomi lenkimo į priekį ir atgal judesiai didina maksimalią įtempių reikšmę. Disko degeneracija taip pat lemia didesnę disko porų slėgį, kuris dar šiek tiek padidėja, jei diskas lenkiamas ne tik šonu, bet kartu ir atgal. Maksimalus skysčio tekėjimo greitis sveikame minkštajame branduolyje sumažėja, kai diskas papildomai lenkiamas tiek į priekį, tiek atgal, tiek sukamas pagal savo ašį (2.5 pav.). Taigi, gryno šoninio lenkimo judesiai yra saugesni ir naudingesni, nes sukelia mažesnius įtempius skaiduliniame žiede ir didesni maksimalų skysčio tekėjimo greitį minkštajame branduolyje.

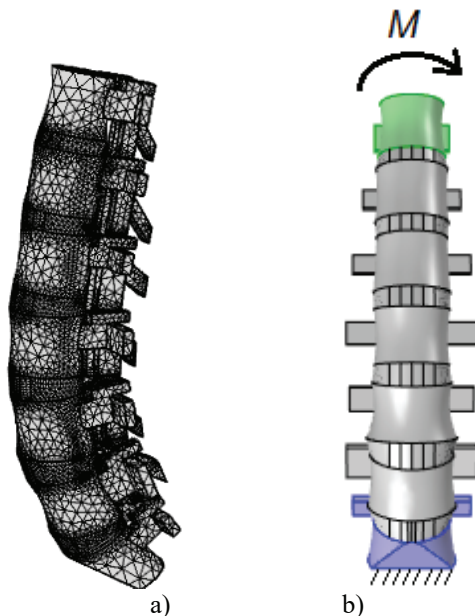


**2.5 pav.** Skysčio tekėjimo greitis sveikame minkštajame branduolyje: PLB – grynas  $10^\circ$  šoninis lenkimas, E –  $10^\circ$  šoninis lenkimas ir lenkimas atgal, F –  $10^\circ$  šoninis lenkimas ir lenkimas į priekį, LAR ir RAR –  $10^\circ$  šoninis lenkimas ir ašinis sukimas į kairę arba dešinę

## 2.5. Apkrovų pasiskirstymo juosmeninėje stuburo dalyje analizė

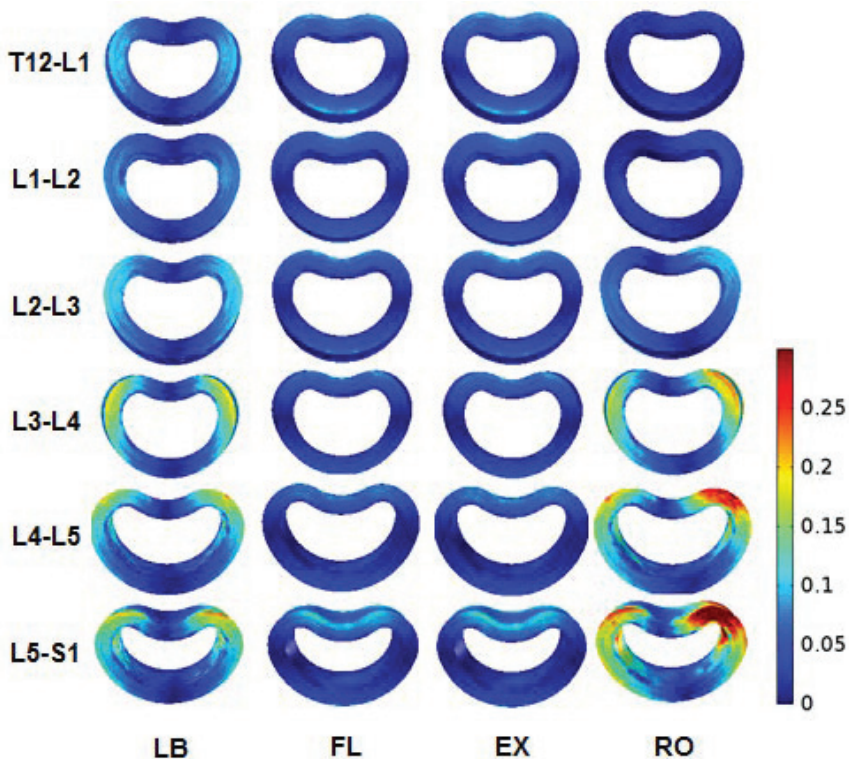
Sudarytas ir validuotas juosmeninės stuburo dalies T12-S1 baigtinių elementų modelis (2.6 pav., a)), sudarytas iš 7 slankstelių, 6 tarpslankstelinų diskų bei raiščių. Įtvirtinus apatinį slankstelį S1, o ties viršutiniu slanksteliu T12

pridėjus lenkimo į priekį, atgal, šoninio lenkimo arba ašinio sukimo momentą (2.6 pav., b)), nustatyta, kaip šios apkrovos pasiskirsto juosmeninės stuburo dalies tarpslankstelinuose diskuose.



**2.6 pav.** Stuburo dalies T12-S1 modelis: a) baigtinių elementų modelis, b) apkrovos schema

Didžiausias deformacijas lemia ašinis sukimas ir šoninis lenkimas (2.7 pav.). Visų apkrovų atveju labiausiai deformuojami apatiniai juosmeninės stuburo dalies diskai, o ypač L5-S1, todėl būtent šiose diskuose dažniausiai prasideda degeneraciniai procesai.



2.7 pav. Deformacijos juosmeninės stuburo dalies skaiduliniuose žieduose dėl šoninio lenkimo (LB), lenkimo į priekį (FL), lenkimo atgal (EX) ir ašinio sukimo (RO)

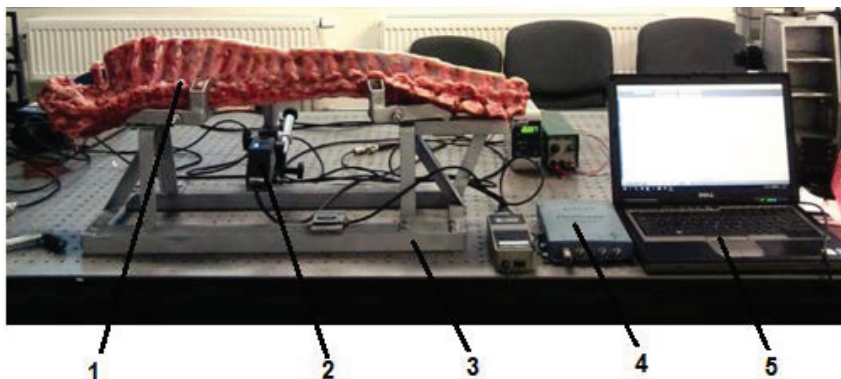
### 3. EKSPERIMENTINIAI STUBURO SISTEMOS TYRIMAI

Pagrindinis eksperimentinių *in vitro* tyrimų tikslas buvo ištirti stuburo sistemos reakcijas į skirtingas dinamines apkrovas. Tam pasirinktos kiaulės stuburo dalys, kurios, kaip teigiama, labiausiai atitinka žmogaus stuburo savybes ir yra lengviausiai prieinamos.

#### 3.1. Kiaulės stuburo standumo ir atsako į smūginę apkrovą tyrimas

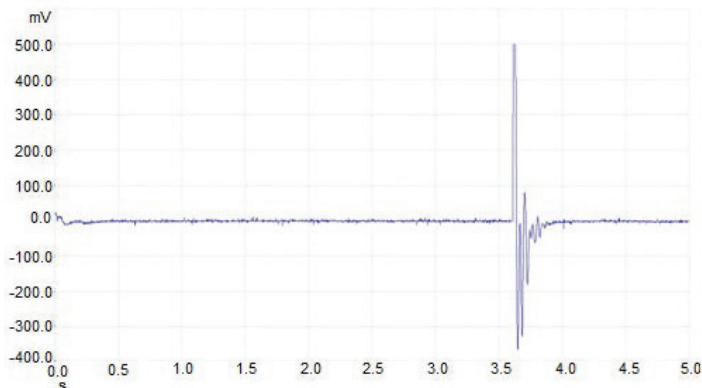
Visas kiaulės stuburo bandinys buvo įtvirtintas specialiai suprojektuotame laikiklyje, leidusiame išmatuoti vidurinės 8 slankstelių bandinio dalies, įtvirtintos tarp dviejų atramų, standumą ir atsaką į smūginę apkrovą (3.1 pav.). Bandinio dalies standumas buvo matuojamas pridodant 1,5 N apkrovą dalies viduryje ir matuojant jos poslinkį. Gauta, kad stuburo dalies standumas lenkiant į priekį yra 0,54 N/mm, lenkiant atgal – 0,77 N/mm, lenkiant į kairę – 0,26 N/mm, o lenkiant

į dešinę 0,4 N/mm. Tai, kad lenkiant atgal stuburo standumas yra didžiausias, lemia slankstelių ataugos. Išmatuotos standumo reikšmės yra mažesnės nei gautos matuojant žmogaus stuburo standumą *in vivo*, tai rodo, kad raumenys taip pat turi didelę reikšmę stuburo sistemos standumui.



**3.1 pav.** Eksperimentinis stendas: 1 – bandinys, 2 – lazerinis poslinkio matavimo prietaisas Keyence LK-G82, 3 – bandinio laikiklis, 4 – osciloskopas Picoscope 3424, 5 – kompiuteris

Atlikti eksperimentiniai stuburo dalies atsako į smūginį žadinimą matavimai rodo, kad sveikas stuburas gali būti laikomas stipriai slopinama mechanine sistema tiek strėlinėje, tiek priekinėje plokštumoje (3.2 pav.).



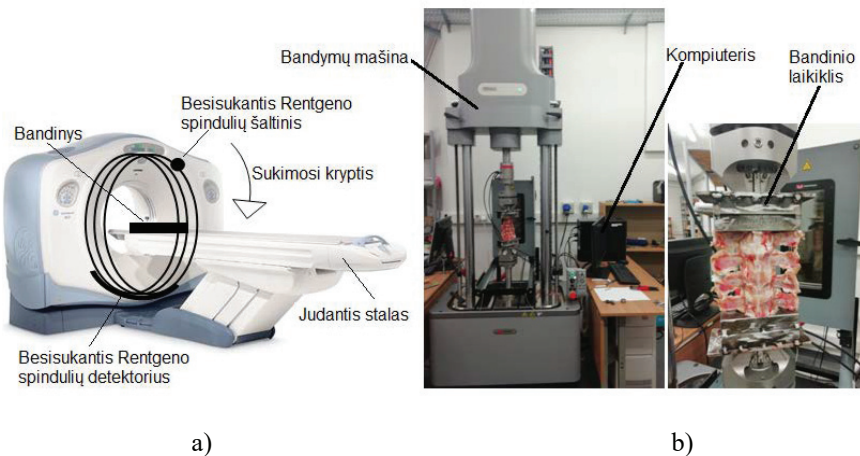
**3.2 pav.** Stuburo segmento atsakas į smūginę apkrovą priekinėje plokštumoje

### 3.2. Kombinuotos gniuždymo apkrovos įtakos stuburo segmentui tyrimas

Tyrimui naudoti 2 bandiniai, susidedantys iš keturių slankstelių ir juos jungiančių trijų tarpslankstelinį diskų. Bandiniai buvo užšaldyti  $-20^{\circ}\text{C}$  temperatūroje, o prieš eksperimentą atšildyti 0,9% (0,15 mol/l) NaCl tirpale  $+4^{\circ}\text{C}$  temperatūroje. Tyrimą sudarė trys pagrindinės dalys: (1) pradinė bandinio kompiuterinė tomografija, (2) ciklinė apkrova ir (3) antroji bandinio kompiuterinė tomografija.

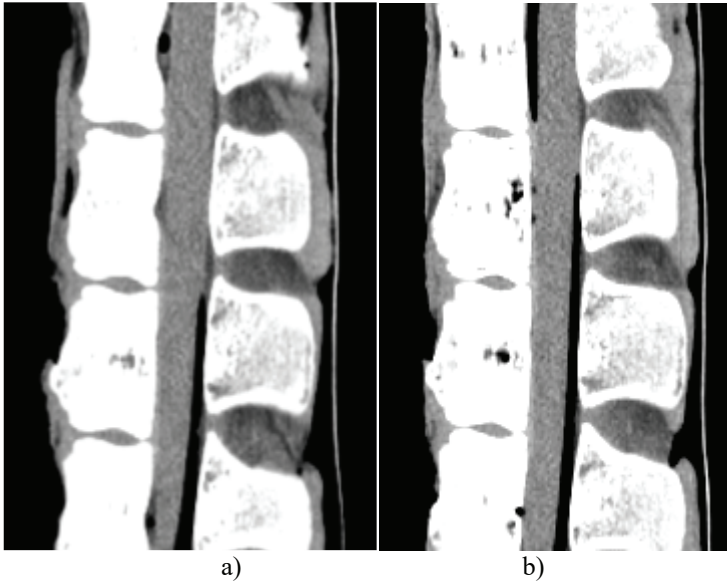
Kompiuterinė tomografija atlikta naudojant LightSpeed VCT (GE Healthcare) kompiuterinės tomografijos sistemą, kai dozės indeksas  $CTDI_{vol}$  buvo 14,74 mGy, dozės-ilgo rodiklis  $DLP - 899,74$  mGy/cm, o vieno sluoksnio storis – 0,625 mm. Antrosios tyrimo dalies metu bandiniai buvo įtvirtinti bandymų mašinoje Instron ElectroPuls E10000T specialiai suprojektuotais ir pagamintais laikikliais (3.3 pav.). Bandiniai buvo gniuždomi 500 N arba 1000 N apkrova (6000 ciklų), tačiau dėl bandinių ilgio kartu vyko ir lenkimo į priekį judesiai. Toks apkrovimo būdas leido imituoti dažniausiai kasdieninėje veikloje pasitaikančias stuburo apkrovas.

Kompiuterinės tomografijos vaizdai buvo išsaugoti DICOM formatu ir analizuojami naudojant MATLAB ir Sante DICOM Viewer 3D Pro programinę įrangą. Reikšmingų bandinių struktūros pakitimų, lyginant bandinių kompiuterinės tomografijos vaizdus prieš ir po apkrovos, nebuvo pastebėta. Priekinė ir galinė stuburo linijos išliko sklandžios, nepastebėta slankstelių pasislinkimo vienas kito atžvilgiu ar įtrūkių. 3.4 pav. parodyti vieno iš bandinių pjūvio strėlinėje plokštumoje vaizdai.



3.3 pav. Eksperimentinė įranga: a) kompiuterinės tomografijos sistema LightSpeed VCT, b) bandymų mašina Instron ElectroPuls E10000T ir joje įtvirtintas bandinys





**3.4 pav.** Bandinio pjūvis strėlinėje plokštumoje: a) prieš ciklinę apkrovą, b) po ciklinės apkrovos

Tarpslankstelių diskų aukščio matavimų rezultatai rodo, kad diskų aukštis prieš ir po ciklinės apkrovos statistškai reikšmingai sumažėja. Labiausiai pažemėja, o kartu ir daugiausiai skysčio praranda bandinių apatiniai diskai. Diskų aukščio pokyčiai parodyti 3.1 lentelėje.

**3.1 lentelė.** Diskų aukščių pokyčiai („–“ rodo tarpslankstelinio disko aukščio sumažėjimą)

Diskas	$\Delta h$ , 1 band., mm	$\Delta h$ , 2 band., mm
Viršutinis	-0,508	-0,119
Vidurinis	0,242	-0,544
Apatinis	-2,230	-2,005

### 3.3. Trumpalaikių dinaminių apkrovų įtakos tarpslanksteliniam diskui tyrimas

Tinkamai atšildyti 6 kiaulės stuburo funkcinių vienetų (2 slanksteliai ir tarpslankstelinis diskas tarp jų) bandiniai buvo įtaisyti bandymų mašinoje Instron ElectroPuls E10000T ir gniuždomi 4 etapais: (1) pradine kvazistatine apkrova (2) ir (4) trumpalaikėmis dinaminėmis skirtingo dažnio apkrovomis, (3) 10000 ciklų gniuždymo apkrova. Kiekvieno bandinio apkrovų duomenys pateiktas 3.2 lentelėje.

### 3.2 lentelė. Apkrovų duomenys

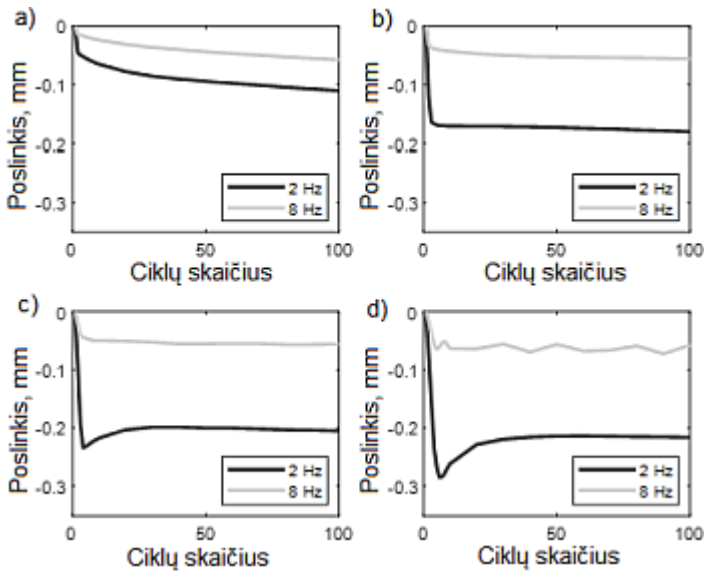
Etapas	I	II ir IV				III		
Bandinio Nr.	visi	visi				1,2	3,4	5,6
Ciklų skaičius	60	100	100	100	100	10000		
Apkrovos dažnis, Hz	0,1	5	10	15	20	2	8	8
Vidutinė ciklinė apkrova, N	300	300	300	300	300	300	300	650
Maksimali ciklinė apkrova, N	320	500	500	500	500	500	500	1000
Minimali ciklinė apkrova, N	280	100	100	100	100	100	100	300

Analizuojant diskų atsaką į trumpalaikes dinamines apkrovas 4-ajame tyrimo etape, nustatyta, jog didesnės ankstesnės ciklinio gniuždymo (3 etapas) apkrovos lemia didesnę disko aukščio sumažėjimą ir trumpalaikių dinaminių apkrovų metu, o ankstesnė 2 Hz dažnio apkrova lemia didesnę disko aukščio sumažėjimą nei 8 Hz dažnio tokio paties dydžio apkrova. Tačiau trumpalaikė 20 Hz gniuždymo apkrova lemia didesnę disko aukščio sumažėjimą nei 5, 10 ar 15 Hz apkrovos (3.5 pav.). Taigi, skirtingi gniuždymo dažniai gali turėti skirtingą poveikį tarpslanksteliniam diskams, kuris priklauso ir nuo apkrovos laiko.

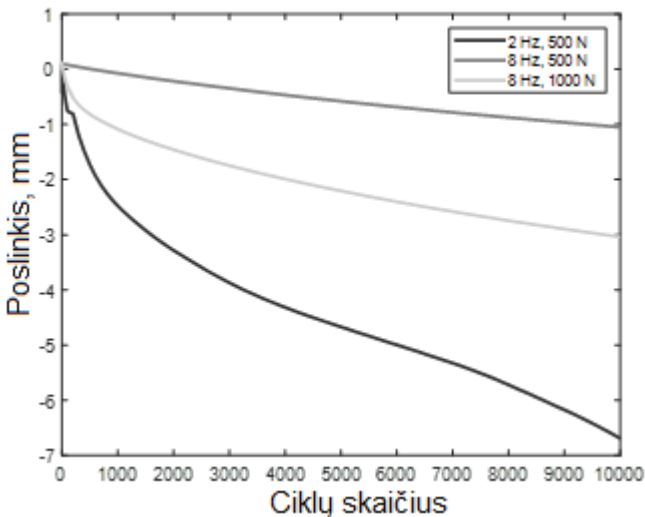
### 3.4. Ciklinio gniuždymo įtakos tarpslanksteliniam diskui tyrimas

Šiame poskyryje aptariami 3-ojo 3.3 poskyryje aprašyto tyrimo etapo – 10000 gniuždymo ciklų – įtakos tarpslanksteliniam diskams rezultatai. Bandinių aukščio sumažėjimas po 10000 ciklų gniuždymo apkrovos parodytas 3.6 pav. 2 Hz ir 500 N apkrova lemia didžiausią aukščio sumažėjimą (6,69 mm), o 8 Hz ir 500 N apkrova lemia mažiausią aukščio sumažėjimą (1,05 mm).

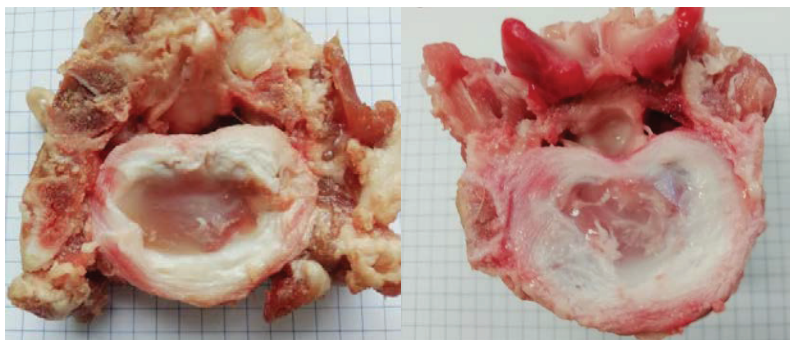
Po visų apkrovos etapų kiekvienas bandinys buvo perpjautas per tarpslankstelinio disko vidurį (3.7 pav.). Reikšmingų disko struktūros pokyčių pastebėta nebuvo.



**3.5 pav.** Tarpslankstelinio disko aukščio kitimo trumpalaikės dinaminės apkrovos metu priklausomybė nuo ankstesnės gniuždymo apkrovos, kai trumpalaikės apkrovos dažnis: a) 5 Hz, b) 10 Hz, c) 15 Hz, d) 20 Hz



**3.6 pav.** Bandinių aukščio mažėjimas ciklinio gniuždymo metu



a)

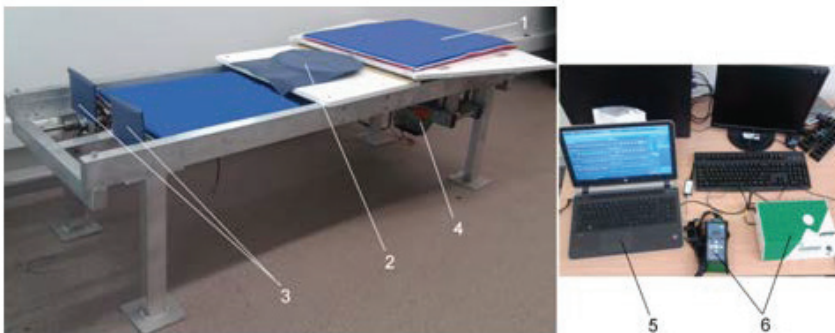
b)

**3.7 pav.** Tarpslankstelinio disko pjūviai: a) negniuždytas bandinys; b) bandinys po 2Hz ir 500 N apkrovos

## **4. NEINVAZINIO STUBURO SISTEMOS REABILITACIJOS ĮRENGINIO KŪRIMAS**

### **4. 1. Stuburo sistemos reabilitacijos įrenginio (treniruoklio) prototipas**

Atlikta literatūros apžvalga ir modeliavimo rezultatai rodo, kad šoninio lenkimo judesiai gali turėti teigiamos įtakos stuburo sistemos būklei. Siekiant palengvinti šoninio lenkimo judesių atlikimą, sukurtas ir patentuotas neinvazinis stuburo sistemos reabilitacijos įrenginys – treniruoklis (4.1 pav., a)), kurį sudaro maksimaliu 30° kampu besisukanti plokštė (1), slenkantis ir besisukantis skritulys (2), pedalai (3) ir elektromechaninė pavara (4), pritvirtinta prie standaus rėmo. Šoninio lenkimo pratimas atliekamas gulint ant nugaros, todėl judesiai yra apriboti vienoje plokštumoje ir išvengiama kombinuotų judesių, kai kartu su šoniniu lenkimu atliekami ir daliniai lenkimosi į priekį, atgal ar sukimosi judesiai. Naudojantis treniruokliu galima atlikti kelis šoninio lenkimo judesio variantus: siekiant labiau apkrauti juosmens raumenis, kojos gali būti laikomos ant nejudančio rėmo, o, norint palengvinti šoninio lenkimo judesio atlikimą ir perduoti dalį apkrovos kojoms, kartu galima minti pedalus. Elektromechaninė pavara leidžia atlikti pasyvius treniruoklio judesius. Treniruoklis taip pat turi apkrovą ir maksimalią judesių amplitudę reguliuojantį mechanizmą.



**4.1 pav.** a) Stuburo treniruoklio prototipas: 1 – besisukanti plokštė, 2 – besisukantis ir slenkantis skritulys, 3 – pedalai, 4 – elektromechaninė pvara, b) raumenų aktyvumo matavimo įranga: 5– kompiuteris, 6 – elektromiografas Telemyo2400R G2

#### **4.2. Treniruoklio įtakos juosmens raumenims eksperimentinis tyrimas**

Siekiant nustatyti treniruoklio poveikį juosmens raumenims, atliktas eksperimentinis tyrimas, kurio metu buvo matuojamas 12 jaunų tiriamųjų ( $21,8 \pm 0,6$  m.), kuriems nebuvo stuburo problemų, vidinio įstrižinio pilvo raumens, skersinio pilvo raumens, dauginio ir tiesiamojo nugaros raumens juosmeninės dalies aktyvumas, jiems atliekant šoninio lenkimo judesius dviem būdais: (1) gulint ant kilimėlio ir nenaudojant jokių papildomų priemonių bei (2) atliekant šoninio lenkimo judesius naudojantis treniruokliu. Vieno lenkimosi judesio ciklą sudaro lenkimas į dešinę, grįžimas į centrinę poziciją, lenkimas į kairę ir pakartotinis grįžimas į centrinę poziciją.

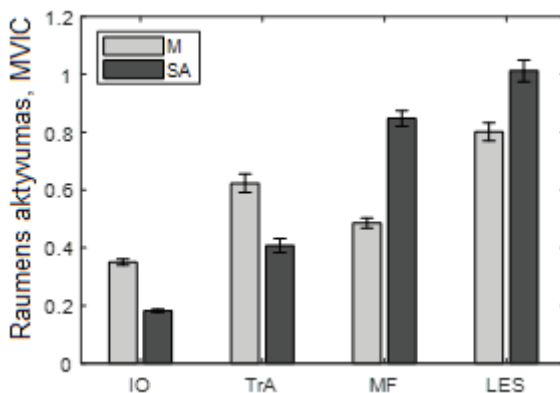
Raumenų aktyvumas matuotas elektromiografu Telemyo2400R G2 (Noraxon USA, inc.) (4.1 pav., b)). Paviršiniai dvipoliai Ag/AgCl elektrodai buvo priklijuoti ant tiriamųjų odos virš matuojamų raumenų (4.2 pav.). Gauti raumenų aktyvumo duomenys buvo įrašyti ir jų pradinis apdorojimas atliktas kompiuterine programa Noraxon MR 3.8. Tolesnei raumenų aktyvumo analizei atlikti parinkti 5 taisyklingiausi kiekvienu būdu atlikti kiekvieno tiriamojo šoninio lenkimo judesių ciklai. Siekiant galimybės palyginti gautus rezultatus, jie buvo išreikšti kaip kiekvieno tiriamojo maksimalaus izometrinio raumenų susitraukimo (MVIC) procentinė dalis. Statistinei duomenų analizei atlikti pasirinktas neparametrinis Friedmano metodas ( $\alpha = 0,05$ ).



**4.2 pav.** Matuojamas tiriamojo juosmens raumenų aktyvumas atliekant šoninio lenkimo judesius su treniruokliu

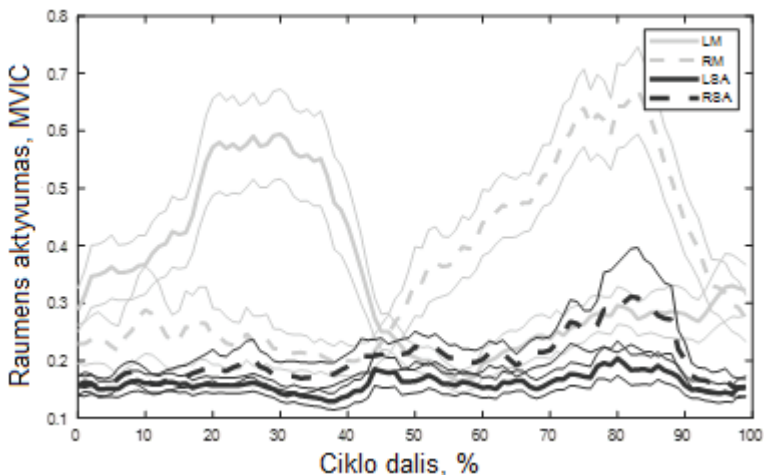
Nustatyta, kad, atliekant šoninio lenkimo judesius abiem būdais, dauginių ir tiesiamojo nugaros raumenų aktyvumas padidėja iki daugiau nei 45 proc. nuo MVRS, todėl galima teigti, kad lenkimo judesiai padeda sustiprinti šiuos raumenis ir prieš tai nesitreniravusiems subjektams, o kartu padidina stuburo sistemos stabilumą.

Tyrimo rezultatai (4.3 pav.) rodo, kad, atliekant pratimą su treniruokliu, statistiškai reikšmingai sumažėja vidinio įstrižinio pilvo raumens aktyvumas ( $p = 0,0001$ ) ir skersino pilvo raumens aktyvumas ( $p = 0,0006$ ), palyginti su duomenimis, kai pratimas atliekamas be pagalbinių priemonių. Atliekant pratimą su treniruokliu, statistiškai reikšmingai padidėja dauginių raumenų aktyvumas ( $p = 0,0028$ ). Taip pat padidėja ir stuburo tiesiamųjų raumenų aktyvumas, tačiau šis skirtumas nėra statistiškai reikšmingas ( $p = 0,0881$ ).



**4.3 pav.** Juosmens raumenų aktyvumas atliekant šoninio lenkimo pratimą ant kilimėlio (M) ir su treniruokliu (SA): IO – vidinis įstrižinis pilvo, TrA – skersinis pilvo, MF – dauginiai, LES – nugaros tiesiamieji raumenys

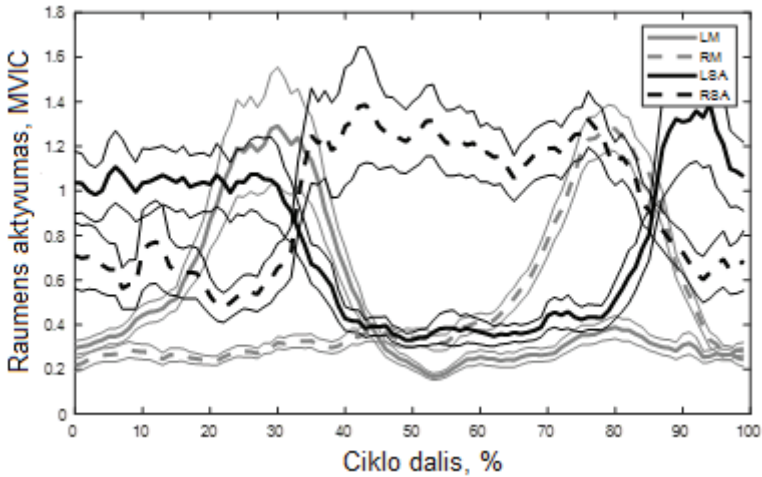
Taip pat analizuotas ir raumenų aktyvumo kitimas vieno lenkimosi ciklo metu. Atliekant judesius su treniruokliu, vidinio įstrižinio pilvo raumens (4.4 pav.) ir skersinio pilvo raumens aktyvumo reikšmės viso ciklo metu reikšmingai sumažėja, tačiau kreivių forma išlieka panaši – su aiškiomis viršūnėmis (išskyrus vidinio įstrižinio pilvo raumens kairiąją pusę, kai, atliekant pratimą su treniruokliu, išreikštos kreivės viršūnės užfiksuoti nepavyko).



**4.4 pav.** Vidinio įstrižinio pilvo raumens aktyvumas šoninio lenkimo pratimo metu: L – kairysis raumuo, R – dešinysis raumuo, M – pratimas atliekamas ant kilimėlio, SA – pratimas atliekamas su treniruokliu

Galima teigti, kad, atliekant pratimą su treniruokliu, vidutinė dauginių raumenų aktyvumo reikšmė vieno judesio ciklo metu padidėja todėl, kad raumuo maksimaliai aktyvuojamas iškart pradėjus lenktis į atitinkamą pusę ir maksimalaus aktyvumo zona yra daug platesnė negu tuo atveju, kai pratimas atliekamas su treniruokliu (4.5 pav.). Panaši, tačiau silpnesnė tendencija pastebima analizuojant tiesiamųjų raumenų aktyvumą.

Statistiškai reikšmingų skirtumų tarp tirtų raumenų kairės ir dešinės pusės aktyvumų neužfiksuota tiek atliekant judesius be pagalbinių priemonių, tiek su treniruokliu.



**4.5 pav.** Dauginių raumenų aktyvumas šoninio lenkimo pratimo metu: L – kairysis raumuo, R – dešinysis raumuo, M – pratimas atliekamas ant kilimėlio, SA – pratimas atliekamas su treniruokliu

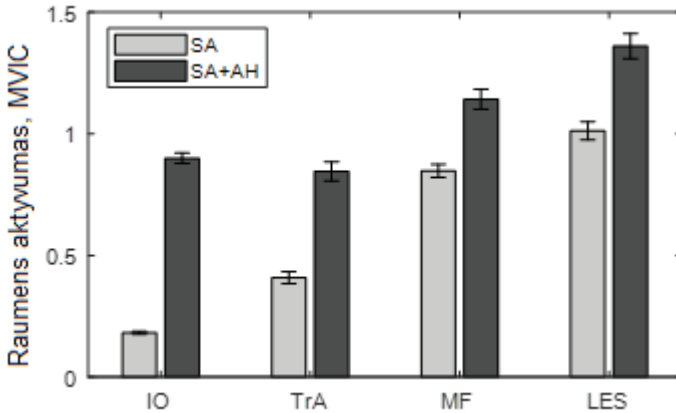
### **4.3. Įtrauktų pilvo raumenų įtakos juosmens raumenų aktyvumui atliekant šoninio lenkimo judesį eksperimentinis tyrimas**

Taip pat buvo tirta pilvo raumenų įtraukimo įtaka vidinio įstrižinio pilvo raumens, skersinio pilvo raumens, dauginio ir tiesiamojo nugaros raumens juosmeninės dalies aktyvumui atliekant lenkimosi judesius su treniruokliu.

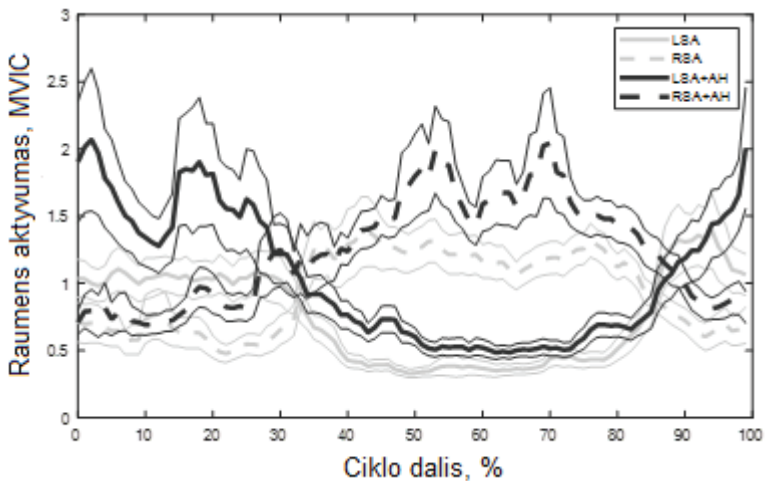
Atliekant pratimą su įtrauktais pilvo raumenimis, visų raumenų aktyvumas padidėjo statistiškai reikšmingai, palyginti su aktyvumu, kai pratimas atliekamas su treniruokliu neįtraukus pilvo raumenų: vidinių įstrižinių pilvo, skersinių pilvo ir nugaros tiesiamųjų raumenų  $p < 0,0001$ , dauginių raumenų  $p = 0,0011$  (4.6 pav.).

Raumenų aktyvumo kitimo vieno lenkimosi ciklo metu analizė rodo, jog aktyvumo reikšmės padidėja, tačiau ciklo kreivės forma išlieka tokia pati, pvz., 4.7 pav. parodytos dauginių raumenų aktyvumo kreivės.





**4.6 pav.** Juosmens raumenų aktyvumas atliekant šoninio lenkimo pratimą su treniruokliu (SA) ir pratimą atliekant su treniruokliu ir kartu įtraukus pilvo raumenis (SA+AH) : IO – vidinis įstrižinis pilvo, TrA – skersinis pilvo, MF – dauginiai, LES – nugaros tiesiamieji raumenys



**4.7 pav.** Dauginių raumenų aktyvumas šoninio lenkimo pratimo metu: L – kairysis raumuo, R – dešinysis raumuo, SA – pratimas atliekamas su treniruokliu, SA+AH – pratimas atliekamas su treniruokliu ir įtraukus pilvo raumenis

## IŠVADOS

1. Atlikta išsami literatūros, susijusios su stuburo sistemos biomechaniniu atsaku į įvairius poveikius, apžvalga rodo, kad vis dar esama prieštaringos informacijos apie apkrovų, ypač dinaminių, poveikį tarpslanksteliniam diskams ir visai stuburo sistemai, o atskirų judesių, išskyrus lenkimosi pirmyn ir atgal judesius, ar pratimų, skirtų stuburo sistemai stiprinti, poveikis nėra pakankamai išsamiai ištirtas. Nustatyta, kad šoninio lenkimo judesiai gali turėti teigiamos įtakos stuburo sistemai, tačiau yra svarbu užtikrinti atliekamų judesių taisyklingumą ir simetriją.
2. Sudaryti tarpslankstelinio disko bei juosmeninės stuburo dalies baigtinių elementų modeliai, paremti poroelastinių medžiagų teorija ir leidžiantys įvertinti įvairių apkrovų įtaką. Nustatyta, kad šoninis lenkimas lemia didesnį skysčio tekėjimo greitį tarpslanksteliniame diske, palyginti su kitais stuburo judesiais: 1,36 kartus didesnį nei lenkimas atgal; 1,67 karto didesnį nei lenkimas į priekį ir 15,79 karto didesnį nei ašinis sukimasis. Didžiausią vidutinį skysčio tekėjimo greitį tarpslanksteliniame diske lemia lenkimo į priekį ir atgal momentai, o šoninis lenkimas lemia didesnį vidutinį skysčio tekėjimo vertikaliam kryptimi greitį minkštajame branduolyje. Gryno šoninio lenkimo judesiai yra saugesni ir naudingesni nei atliekami kartu su kitais judesiais, nes lemia mažesnius įtempius skaiduliniame žiede ir didesnį maksimalų skysčio tekėjimo greitį diske.
3. Eksperimentiniam stuburo segmentų tyrimui atlikti naudota ciklinių bandymų mašina, leidžianti išmatuoti bandinių poslinkius ir aukščio sumažėjimą, ir kompiuterinės tomografijos sistema, sudaranti galimybę vizualiai įvertinti pokyčius stuburo segmentų bandiniuose. Tyrimo rezultatai rodo, jog apatiniai bandinių tarpslanksteliniai diskai sumažėja daugiau nei viršutiniai, o 2 Hz apkrova lemia didesnį bandinių aukščio sumažėjimą nei 5 Hz apkrova.
4. Eksperimentiniai *in vitro* kiaulės stuburo bandinių tyrimai rodo, kad 1000 N gniuždymo apkrova be arba kartu su lenkimo judesiu nesukelia pastebimų tarpslankstelinio disko pažeidimų. Ligtolinių apkrovų įtakos tarpslankstelinio disko atsakui į trumpalaikes dinamines apkrovas tyrimo rezultatai rodo, kad ankstesnė 8 Hz dažnio apkrova lemia mažesnį tarpslankstelinio disko aukščio sumažėjimą veikiant trumpalaikiai dinaminei apkrovai nei ankstesnė 2 Hz dažnio apkrova, o, siekiant teigiamo poveikio tarpslanksteliniam diskams, reikia nustatyti optimalų apkrovos dažnį ir laiką.
5. Sukurtas ir patentuotas stuburo treniruoklis, leidžiantis atlikti šoninio lenkimosi judesius tik priekinėje plokštumoje. Eksperimentinio tyrimo rezultatai rodo, kad šoninio lenkimo judesio atlikimas su treniruokliu statistiškai reikšmingai apie 1,70 karto padidina dauginių raumenų aktyvumą, palyginti su šoninio lenkimo pratimo atlikimu be pagalbinių priemonių. Atliekant šoninio lenkimo judesį su treniruokliu dauginių ir nugaros

tiesiamųjų raumenų aktyvumas viršija 45 proc. maksimalaus izometrinio raumenų susitraukimo vertę, reikalingą anksčiau nesitreniravusių subjektų raumenų stiprumui padidinti. Pratimo atlikimas su treniruoklių įtaikus pilvo raumenis papildomai statistiškai reikšmingai padidina visų keturių matuotų raumenų (vidinio įstrižinio pilvo raumens, skersinio pilvo raumens, dauginio ir tiesiamojo nugaros raumens) aktyvumą.

## LITERATŪROS SĄRAŠAS

1. GBD 2015 DISEASE AND INJURY INCIDENCE AND PREVALENCE COLLABORATORS. Global, regional, and national incidence, prevalence, and years lived with disability for 310 diseases and injuries, 1990-2015: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2015. *Lancet*, 2016, 388(10053), 1545-1602. doi:10.1016/S0140-6736(16)31678-6.
2. ARUN, R., et al. 2009 ISSLS Prize Winner: What influence does sustained mechanical load have on diffusion in the human intervertebral disc?: an in vivo study using serial postcontrast magnetic resonance imaging. *Spine*. 2009, 34(21), 2324-2337. doi:10.1097/BRS.0b013e3181b4df92.
3. WALTER, B. A., et al. Complex loading affects intervertebral disc mechanics and biology. *Osteoarthritis and Cartilage*. 2011, 19(8), 1011-1018. doi:10.1016/j.joca.2011.04.005.
4. CALLAGHAN, J. P. and MCGILL, S. M. Intervertebral disc herniation: studies on a porcine model exposed to highly repetitive flexion/extension motion with compressive force. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*. 2001, 16(1), 28-37. doi:10.1016/s0268-0033(00)00063-2.
5. ZANJANI-POUR, S., et al. Estimation of in vivo inter-vertebral loading during motion using fluoroscopic and magnetic resonance image informed finite element models. *Journal of Biomechanics*. 2018, 70, 134-139. doi:10.1016/j.jbiomech.2017.09.025.
6. SUNG, P. S. Different coordination and flexibility of the spine and pelvis during lateral bending between young and older adults. *Human Movement Science*. 2016, 46, 229-238. doi:10.1016/j.humov.2016.01.001.
7. BELAVY, D. L., et al. Can Exercise Positively Influence the Intervertebral Disc? *Sports Medicine*. 2015, 46(4), 473-485. doi:10.1007/s40279-015-0444-2.
8. HEUER, F., et al. Creep associated changes in intervertebral disc bulging obtained with a laser scanning device. *Clinical Biomechanics*. 2007, 22, 737-744. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2007.04.010.

## AUTORIAUS PUBLIKACIJŲ SĄRAŠAS

### *Web of Science duomenų bazėje indeksuotuose leidiniuose su cituojamumo rodikliu*

Ostaševičius, Vytautas; Jurėnas, Vytautas; Gaidys, Rimvydas; Golinka, Ievgeniia; Kižauskienė, Laura; Mikuckytė, Sandra. Development of a Piezoelectric Actuator for Separation and Purification of Biological Microparticles. *Actuators*. 2020 (in edition).

Mikuckytė, Sandra; Ostasevičius, Vytautas. Experimental Investigation of Short-Term Cyclic Loading Influence on the Intervertebral Disc Height. *European Spine Journal*. 2020 (in edition).

Mikuckytė, Sandra; Ostasevičius, Vytautas; Jurėnas, Vytautas. The Influence of on the Frontal Plane Constrained and Free Lateral Bending on Trunk Muscles. *Journal of Electromyography and Kinesiology* (in edition).

[S1 LT] Mikuckytė, Sandra; Ostasevičius, Vytautas. Investigation of fluid flow velocity within the lumbar intervertebral disc. *Mechanika // Mechanika / Kaunas University of Technology, Vilnius Gediminas Technical University, Lithuanian Academy of Sciences*. Kaunas: KTU. 2020, vol. 26, iss. 6.

[S1 LT] Mikuckytė, Sandra; Ostasevičius, Vytautas. Experimental Investigation of an Influence of Coupled Compressive Loading on Porcine Spine Specimens. *Mechanika // Mechanika / Kaunas University of Technology, Vilnius Gediminas Technical University, Lithuanian Academy of Sciences*. Kaunas: KTU. 2021, vol. 27, iss. 1.

[S1; SI] Ostasevičius, Vytautas; Gaidys, Rimvydas; Daukševičius, Rolanas; Mikuckytė, Sandra. Study of vibration milling for improving surface finish of difficult-to-cut materials // *Strojniški Vestnik = Journal of mechanical engineering*. Ljubljana: Association of Mechanical Engineers and Technicians of Slovenia. ISSN 0039-2480. 2013, vol. 59, no. 6, p. 351-357. DOI: 10.5545/sv-jme.2012.856.

[S1; LT] Daukševičius, Rolanas; Milašauskaitė, Ieva; Ostasevičius, Vytautas; Jurėnas, Vytautas; Mikuckytė, Sandra. Experimental study of coupled dynamic and electric characteristics of piezoelectric energy harvester under variable resistive load // *Journal of Vibroengineering / Vibromechanika, Lithuanian Academy of Sciences, Kaunas University of Technology, Vilnius Gediminas Technical University*. Vilnius: Vibromechanika. ISSN 1392-8716. 2012, Vol. 14, iss. 3, p. 1435-1443.

### *Konferencijų pranešimų medžiagoje*

[P1c; LT] Ostasevičius, V.; Markevičius, V.; Venslauskas, M.; Mikuckytė, S.; Domeika, A.; Grigaliūnas, V.; Aleknaite-Dambrauskienė, I. Conceptual solutions for driver-vehicle interfaces and interaction // *Transport means 2019: Sustainability: research and solutions: proceedings of the 23rd international*

scientific conference, October 02 – 04, 2019, Palanga, Lithuania / conference is organized by Kaunas University of Technology, In cooperation with Klaipeda University, IFToMM National Committee of Lithuania, Lithuanian Society of Automotive Engineers, The Division of Technical Sciences of Lithuanian Academy of Sciences, Vilnius Gediminas Technical University. Kaunas: Kaunas University of Technology. ISSN 1822-296X. eISSN 2351-7034. 2019, Pt. 3, p. 1485-1490. [Scopus] [M.kr.: T 003] [Indėlis: 0,142]

[P1c; LT] Mikuckytė, Sandra; Ostaševičius, Vytautas. Numerical study of lateral bending influence on lumbar intervertebral disc // Vibroengineering procedia: 29th International conference on vibroengineering, Vilnius, Lithuania, December 1st 2017. Kaunas: JVE International. ISSN 2345-0533. 2017, vol. 15, p. 71-76. DOI: 10.21595/vp.2017.19401. [Scopus; Academic Search Complete] [M.kr.: T009] [Indėlis: 0,500]

[P1e; LT] Mikuckytė, Sandra; Ostaševičius, Vytautas. Investigation of intervertebral discs degeneration influence on lumbar spine load distribution // Mechanika 2017: proceedings of the 22nd international scientific conference, 19 May 2017, Kaunas University of Technology, Lithuania / Kaunas University of Technology, Lithuanian Academy of Science, IFTOMM National Committee of Lithuania, Baltic Association of Mechanical Engineering. Kaunas: Kaunas University of Technology. ISSN 1822-2951. 2017, p. 267-271. [M.kr.: T009] [Indėlis: 0,500]

### ***Nacionalinėje patentų tarnyboje įregistruoti patentai***

[N5; LT] Ostaševičius, Vytautas (išrad.); Venslauskas, Mantas (išrad.); Jurėnas, Vytautas (išrad.); Mikuckytė, Sandra (išrad.). Įrenginys tarpslankstelinų diskų mitybai gerinti bei giliesiems nugaros raumenims stiprinti / inventors: Vytautas Ostaševičius, Mantas Venslauskas, Vytautas Jurėnas, Sandra Mikuckytė; savininkas: Kauno technologijos universitetas. LT 6585 B. 2019-01-25. 11 p. [Espacenet] [FOR: T009] [Input: 0,250]

Bubulis, Algimantas (išrad.); Jurėnas, Vytautas (išrad.); Mikuckytė, Sandra (išrad.); Ostaševičius, Vytautas (išrad.); Minchenya, Vladimir (išrad.). Akustinių bangų poveikio žmogaus kūno organams įrenginys. Paraiškos numeris LT2018 551.

### **TRUMPAI APIE AUTORIŲ**

Sandra Mikuckytė gimė 1990 m. birželio 19 d. Kėdainiuose. 2013 m. baigė mechanikos inžinerijos bakalauro studijas, o 2015 m. – mechanikos inžinerijos magistro studijas Kauno technologijos universitete. 2015-2019 m. studijavo mechanikos inžinerijos doktorantūroje Kauno technologijos universiteto Mechatronikos institute.

## ABSTRACT

### *Relevance of the topic*

The human spine is a complex structure which carries the weight of the upper body, helps maintaining the upright posture, allows moving, amortises loadings, and protects the spinal cord. Any changes in this structure could lead to discomfort, loss of function, or pain. Musculoskeletal problems are one of the most frequent causes of severe long-term pain and years lived with disability in most parts of the world as well as in Lithuania. For example, the global prevalence of low back pain increased by 17.3% between 2005 and 2015 [1].

Low back pain can be caused by various known and unknown disorders. One of the more common causes of low back pain is intervertebral disc degeneration. Although the exact cause of disc degeneration is still unknown, aging, genetic and biological factors may be regarded as significant players. Besides, the spine may be considered as a mechanical system, and intervertebral disc degeneration may be related with the history of mechanical loading. Due to this reason, mechanical measures may also be implemented in order to preserve or improve the condition of the human spine. For example, mechanical influence may be used to improve insufficient nutrition of intervertebral discs by increasing the diffusion of nutrients, or to strengthen the paraspinal muscles which are also important to the health of the lumbar spine as they stabilise the spinal column. Current studies represent various aspects of the spine research: from the cellular level studies to *in vivo* studies of the effectiveness of various exercise programmes or invasive procedures. The influence of various mechanical loads on the lumbar spine is also researched; however, due to different research methods or procedures, some contradictory results have been obtained, and there still is lack of knowledge regarding which types of spinal loadings, as well as which loading magnitudes and frequencies are harmful and which may be used as a foundation of new and effective measures for the improvement of the spine condition and the reduction of the prevalence of low back pain and other spinal disorders.

Given the increasing statistics of lumbar spine disorders and the fact that invasive lumbar spine treatment methods are less cost-effective, and some of them could lead to future degeneration of the nearby segments of the surgery site, noninvasive, easy and safe to use research-based measures for the prevention and rehabilitation of the lumbar spine are still in high demand.

### *Research Aim and Objectives*

The aim of this research is to numerically and experimentally investigate the biomechanical behaviour of the human lumbar spine and to propose

noninvasive measures for lumbar spine prevention and rehabilitation. In order to achieve this aim, the following objectives are formulated:

1. To conduct a comprehensive literature review on human lumbar spine biomechanical behaviour and contemporary methods of lumbar spine prevention and rehabilitation.
2. To develop numerical models of human spine intervertebral disc and lumbar spine that would allow investigating the biomechanical behaviour of the lumbar spine under various loadings.
3. To identify the equipment and methods for experimental investigation of the biomechanical behaviour of the lumbar spine by incorporating mechanical and medical measures.
4. To experimentally investigate the influence of cyclic and short-term dynamic loading on spine segments.
5. To develop innovative equipment for the improvement of lumbar spine prevention and rehabilitation and to conduct an experimental study that would evaluate its effectiveness.

### ***Scientific Novelty***

1. An experimental setup that combines mechanical testing measures and computed tomography and allows to visually and numerically evaluate changes in spinal specimens has been developed.
2. A finite element model of the lumbar intervertebral disc has been created, and fluid flow velocity within the intervertebral disc due to the different loads has been calculated; also, a poroelastic finite element model of the lumbar spine has been used to evaluate the distribution of loading within the lumbar spine.
3. A unique prototype of training equipment has been developed, and an experimental study presenting the effectiveness of the exercise performed with this equipment has been conducted.

### ***Defended Dissertation Statements***

1. The developed finite element models of the intervertebral disc and the lumbar spine allow researching the influence of various loads and their distribution within the lumbar spine, as well as to model various grades of intervertebral disc degeneration by changing the material properties of the model.
2. Previous cyclic loading has an impact on how the spine reacts to short-term dynamic loading, and previous higher frequency cyclic loading may lead to a smaller reduction of the intervertebral disc height.
3. The developed spinal actuator prototype has an original design, allows facilitating the performance of the active lateral bending exercise, and it affects the user with passive lateral bending moves.

4. The results of the study of effectiveness of the spinal actuator validate the statement that the exercise of lateral bending constrained in the frontal plane targets lumbar multifidus muscles more intensively than the ordinary lateral bending exercise in the supine position. Furthermore, abdominal hollowing additionally increases the activity of trunk muscles during the lateral bending exercise.

### ***Practical Value***

1. The developed finite element model is useful for the investigation of the influence of various loadings on the lumbar spine, and this data may be used for developing non-invasive spine prevention and rehabilitation methods.
2. A recommendation is provided that the lateral bending exercise is more effective on the deep layer back muscles when performed strictly in the frontal plane, and a prototype of training equipment aimed to facilitate this exercise is developed and patented.

### ***Structure of Dissertation***

The dissertation consists of introduction, four sections, conclusions, a list of 103 references, a list of the author's publications and one annex. The volume of the dissertation is 97 pages, 13 numbered formulas, 86 figures, and 10 tables.

The first section reviews the general knowledge of the anatomy of the lumbar spine, intervertebral disc nutrition and common spine disorders. A summary of the influence of various mechanical loadings on the lumbar spine is also presented and exercise therapy and spine rehabilitation equipment is overviewed before the formulation of the aim and objectives of the dissertation.

The second section presents mathematical models of the intervertebral disc and the lumbar spine. The intervertebral disc model is used to calculate the fluid flow velocity within the intervertebral disc as well as other parameters, while the lumbar spine model allows evaluating the load distribution within the entire lumbar spine.

The third section presents experimental *in vitro* studies of porcine spine segments. Response to impact loading and stiffness of the porcine spine segment is measured. Computed tomography is used to evaluate the influence of cyclic loading on spine segments, and changes of the response of porcine spine segments to short-term dynamic loading due to previous cyclic loading are investigated.

The fourth section presents the developed and patented training equipment for the prevention of function decline and for the rehabilitation of the lumbar spine. Also, the results of the *in vivo* study of the effectiveness of this training equipment on strengthening deep layer back muscles are presented.



In the Conclusions section, summarised conclusions drawn from theoretical and experimental studies are presented.

### ***Conclusions***

1. A comprehensive literature review on spine reactions to biomechanical loading, intervertebral disc degeneration and rehabilitation methods was conducted. It was determined that lateral bending moves of the human spine may have a positive impact on the nutrition of the intervertebral discs and the strength of the back muscles, but it is still scarcely researched, and lateral bending exercises are not widely included in spine rehabilitation programmes since there is lack of available equipment.
2. Poroelastic finite element models of the intervertebral disc and the lumbar spine were developed thus allowing to evaluate the influence of various biomechanical loadings. It has been found that lateral bending induces a higher maximum fluid flow velocity within the nucleus pulposus of the intervertebral disc than other spinal moves: 1.36 times higher than extension, 1.67 times higher than flexion, and 15.79 times higher than axial rotation. When comparing the average flow velocity, the highest values are induced due to flexion and extension, but lateral bending induces the highest value of the velocity component in the axial direction of the spinal column in nucleus pulposus. Pure lateral bending is safer and more beneficial to perform as it leads to lower stress values of annulus fibrosus and a higher fluid flow velocity than coupled lateral bending.
3. An experimental setup consisting of a fatigue testing machine and a computed tomography system was developed in order to investigate the structural and geometrical changes of intervertebral discs due to cyclic loading. The results of this study showed that intervertebral discs positioned lower in the spinal segment lose more height than the upper discs, and that 2 Hz loading frequency leads to a more significant height loss than 5 Hz loading frequency.
4. An experimental *in vitro* study of porcine specimens showed that a pure compressive load of 1000 N or the same compressive load combined with flexion moves does not cause any noticeable damage to intervertebral discs. A study of short-term dynamic loading revealed that previous 8 Hz compressive loading leads to a smaller loss of the intervertebral disc height than a previous compressive load of 2 Hz frequency, and that the optimal loading frequency and time should be chosen in order to induce a positive effect of loading on the disc.
5. A spinal actuator – a piece of training equipment which allows performing lateral bending moves – has been developed and patented. The experimental study has shown that the lateral bending exercise is beneficial for

strengthening the multifidus and lumbar erector spinae muscles as it activates these muscles above the value of 45% maximum voluntary isometric contraction, which is necessary to increase the muscle strength in previously untrained subjects. Moreover, the lateral bending exercise performed on the spinal actuator significantly increases the activity of the multifidi muscles by 1.70 times compared with the lateral bending exercise without any assisting equipment and is an even more effective way to strengthen the deep layer back muscles. Abdominal hollowing during the lateral bending exercise on the spinal actuator significantly increases the muscle activity of all the four measured muscles.

UDK 616.711-085+612.766](043.3)

SL344. 2020-07-14, 2,25 leidyb. apsk. I. Tiražas 50 egz.

Išleido Kauno technologijos universitetas, K. Donelaičio g. 73, 44249 Kaunas  
Spausdino leidyklos „Technologija“ spaustuvė, Studentų g. 54, 51424 Kaunas

